



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA

TESI DI LAUREA

**Modellazione e simulazione di un esoscheletro  
per l'ausilio alla locomozione**

*Relatore:* Ch.mo Prof. ENRICO PAGELLO

*Laureando:* FRANCESCO FERRATI

23 ottobre 2012

ANNO ACCADEMICO 2011-2012



*Ai miei genitori, Benito e Luciana:*

*al loro amore.*





# Indice

Premessa . . . . .	»	I
Sommario . . . . .	»	III
<b>1 Introduzione ai Robotic exoskeletons . . . . .</b>	<b>»</b>	<b>1</b>
1.1 Wearable robots (WRs) . . . . .	»	2
1.2 Robotic exoskeletons . . . . .	»	3
1.3 Importanza sociale . . . . .	»	4
1.4 Stato dell'arte . . . . .	»	5
1.4.1 Empowering robotic exoskeletons . . . . .	»	6
1.4.2 Active lower-limbs orthoses . . . . .	»	11
1.4.3 Sistemi ibridi . . . . .	»	15
<b>2 Analisi della locomozione umana . . . . .</b>	<b>»</b>	<b>17</b>
2.1 I piani anatomici . . . . .	»	18
2.2 Anatomia degli arti inferiori . . . . .	»	19
2.2.1 Segmenti ossei . . . . .	»	19
2.2.2 Articolazioni e muscoli . . . . .	»	21
2.3 Modello cinematico dell'arto inferiore . . . . .	»	29
2.4 Gait cycle analysis . . . . .	»	32
2.4.1 Attività muscolare durante il gait cycle . . . . .	»	37
2.5 Teorie del passo umano . . . . .	»	40
2.5.1 The six determinants of gait theory . . . . .	»	40
2.5.2 The inverted pendulum theory . . . . .	»	41
2.5.3 The dynamic walking approach . . . . .	»	41
2.6 Modello dinamico della locomozione umana . . . . .	»	43
2.6.1 Dinamica inversa . . . . .	»	44
2.6.2 Equazioni del moto: formulazione nello spazio dei giunti . . . . .	»	45
2.6.3 Modello dinamico . . . . .	»	49
<b>3 Design di un esoscheletro . . . . .</b>	<b>»</b>	<b>53</b>
3.1 Scelta dell'architettura cinematica . . . . .	»	54
3.2 Scelta dei gradi di libertà . . . . .	»	56
3.3 Range of motion . . . . .	»	57
3.4 Clinical gait analysis (CGA) e design . . . . .	»	58
3.5 Coppia VS posizione angolare ai giunti . . . . .	»	64
3.6 Attuazione . . . . .	»	66
3.6.1 Tecniche di attuazione . . . . .	»	67

3.6.2	Posizionamento degli attuatori . . . . .	»	71
3.6.3	Performance di un attuatore . . . . .	»	73
3.7	Strategie di controllo . . . . .	»	75
3.7.1	Il comportamento dell'organismo . . . . .	»	75
3.7.2	Il comportamento dell'esoscheletro . . . . .	»	76
3.7.3	Uomo-esoscheletro in anello chiuso . . . . .	»	79
<b>4</b>	<b>TEF: Tutore Elettronico Ferrati . . . . .</b>	<b>»</b>	<b>83</b>
4.1	Evoluzione . . . . .	»	86
4.2	Descrizione qualitativa . . . . .	»	87
4.3	Funzionamento . . . . .	»	89
4.4	Benefici per l'organismo . . . . .	»	90
4.5	Descrizione cinematica . . . . .	»	91
4.6	Meccanismo di attuazione . . . . .	»	94
<b>5</b>	<b>Realizzazione del modello CAD . . . . .</b>	<b>»</b>	<b>97</b>
5.1	Design componentistico . . . . .	»	98
5.1.1	TEF a 4 gdl . . . . .	»	99
5.1.2	TEF a 6 gdl . . . . .	»	105
5.2	Scelta dei giunti cinematici . . . . .	»	108
5.3	Assemblaggio . . . . .	»	111
<b>6</b>	<b>Implementazione del modello e simulazione in OpenSim . . . . .</b>	<b>»</b>	<b>115</b>
6.1	Introduzione ad OpenSim . . . . .	»	116
6.2	Caratteristiche e funzioni di OpenSim . . . . .	»	117
6.3	Architettura di OpenSim . . . . .	»	119
6.4	Struttura di un modello OpenSim . . . . .	»	122
6.5	Modello (a): "TEF solo" . . . . .	»	125
6.5.1	Bodies and joints . . . . .	»	125
6.5.2	Forces and actuators . . . . .	»	131
6.6	Modello (b): "TEF & Human" . . . . .	»	133
6.7	Modello (c): "TEF solo with ankle" . . . . .	»	139
6.8	Modello (d): "TEF & Human with ankle" . . . . .	»	141
6.9	Simulazioni . . . . .	»	144
6.9.1	Computed muscle control: input/output . . . . .	»	144
6.9.2	Schema di controllo utilizzato dal CMC . . . . .	»	147
6.9.3	Iter sperimentale . . . . .	»	150
6.9.4	Simulazione dei singoli modelli . . . . .	»	154
○	risultati modello (a): TEF solo . . . . .	»	154
○	risultati modello (b): TEF and Human . . . . .	»	159
○	risultati modello (c): TEF solo with ankle . . . . .	»	164
○	risultati modello (d): TEF and Human with ankle . . . . .	»	165

6.9.5 Confronto dei risultati ottenuti per i singoli modelli . . . . .	» 166
○ TEF solo VS TEF and Human . . . . .	» 166
○ TEF solo with ankle VS TEF and Human with ankle . . . . .	» 167
○ TEF solo VS TEF solo with ankle . . . . .	» 168
○ TEF and Human solo VS TEF and Human with ankle . . . . .	» 169
VI.9.6 Simulazioni su 2 cicli del passo . . . . .	» 170
○ risultati modello (a): TEF solo – 2 cicli . . . . .	» 170
○ risultati modello (b): TEF and Human – 2 cicli . . . . .	» 171
○ risultati modello (c): TEF solo with ankle – 2 cicli . . . . .	» 172
○ risultati modello (d): TEF and Human with ankle – 2 cicli . . . . .	» 173
<b>7 Conclusioni e sviluppi futuri . . . . .</b>	<b>» 175</b>
<b>Bibliografia . . . . .</b>	<b>» 179</b>



# Premessa

**I**l lavoro di tesi svolto possiede personalmente un duplice valore. Se da un lato infatti mi ha permesso di approfondire le conoscenze e incrementare le competenze nel campo della robotica riabilitativa, dall'altro mi ha concesso il piacere e l'onore affettivo di proseguire il campo di studi intrapreso più di vent'anni fa da mio padre, Benito Ferrati. Il sistema ad esoscheletro modellato e simulato in questo lavoro è infatti la trasposizione virtuale di un dispositivo realmente esistente, che ho visto evolversi nel tempo grazie al suo ingegno, alla sua generosità e alla sua volontà. Proseguire il progetto a cui ha dedicato la sua vita è stato come ridargli in mano una penna, per lavorare insieme ad un sogno comune.



# Sommario

**S**i definisce esoscheletro un particolare tipo di robot realizzato in modo da poter essere indossato da un soggetto al fine di assisterlo, o al più sostituirlo, nell'esecuzione di un task motorio. A partire dalla fine degli anni Sessanta, tali dispositivi hanno seguito un forte processo evolutivo, fino a raggiungere l'attuale forma di prototipi avanzati, alcuni dei quali saranno presto disponibili sul mercato. Da un punto di vista clinico, in un futuro ormai vicino, tali apparati si presenteranno come dispositivi medici *multi-purpose*, in grado di fornire un efficiente mezzo di riabilitazione o di rieducazione alla camminata a soggetti con disturbi al sistema nervoso centrale (CNS) o con lesioni al midollo spinale (SCI), nonché un valido ausilio a persone anziane o soggette più genericamente a deficit motori. Il presente lavoro si concentra sullo studio di un dispositivo esoscheletrico realmente esistente (chiamato TEF) per l'ausilio alla deambulazione di soggetti con deficit motorio agli arti inferiori, al fine di analizzarne in dettaglio caratteristiche e potenzialità.

La prima parte è finalizzata ad offrire un approfondimento preliminare necessario alla comprensione del processo di locomozione umana, ponendo il punto di vista prima sul sistema uomo, poi sul corrispettivo sistema ad esoscheletro. I capitoli successivi applicano quindi le conoscenze acquisiti al fine di realizzare un modello virtuale di un dispositivo realmente esistente, per studiarlo infine in un ambiente di simulazione cinematico e dinamico.

Il Capitolo I costituisce un'introduzione ai *robotic exoskeletons*, fornendo le definizioni necessarie per una piena comprensione dei loro aspetti peculiari. Un paragrafo dedicato ne specifica l'importanza sociale e ne chiarisce i potenziali campi applicativi. Un'esposizione dello stato dell'arte più aggiornato mostra infine il lungo cammino che ha portato ai risultati più recenti.

Il Capitolo II si concentra su una dettagliata descrizione del processo di locomozione nell'uomo. Il punto di partenza è costituito dall'illustrazione anatomica degli arti inferiori (segmenti ossei, articolazioni e muscoli) ponendo un accento particolare sui movimenti da essi effettuati e sugli attuatori coinvolti. La prospettiva si sposta quindi in direzione dello studio meccanico del sistema uomo, fornendo un modello cinematico degli arti inferiori secondo la convenzione di Denavit–Hartenberg. Ad una accurata esposizione delle diverse fasi della *gait analysis* segue poi l'enunciazione delle due principali teorie relative al passo umano. Il capitolo si chiude infine con un possibile modello dinamico per la locomozione di un sistema bipede.

Il Capitolo III traspone gli aspetti illustrati in precedenza in un ottica progettuale, fornendo una linea guida delle scelte necessarie alla realizzazione di un sistema ad esoscheletro. Da una prima illustrazione dei possibili design impiegabile e della scelta dei gdl e del *range of motion* del sistema, si passa all'interpretazione dei dati in *gait analysis* finalizzata alla comprensione delle forze coinvolte. L'interesse si sposta infine sull'analisi delle possibili tecnologie attuative e delle strategie di controllo.



Terminata la fase di approfondimento preliminare, il Capitolo IV illustra le principali caratteristiche del Tutore Elettronico Ferrati (TEF) oggetto di studio. Ad una sua illustrazione qualitativa in termini di componenti e funzionamento, segue una descrizione cinematica del meccanismo e del sistema attuativo impiegato.

Il Capitolo V utilizza le informazioni precedentemente acquisite per realizzare un modello multibody del dispositivo. La fase di progettazione CAD porta alla costruzione di due modelli, rispettivamente a 2 gdl e a 3gdl. Mentre il primo costituisce una riproduzione fedele del sistema TEF, il secondo introduce una possibile miglioria, aggiungendovi un gdl in corrispondenza della caviglia.

Il Capitolo VI utilizza i due modelli realizzati importandoli in un ambiente di simulazione biomeccanico (OpenSim) al fine di effettuarne un'accurata analisi del cinematisimo e del funzionamento dinamico. Le simulazioni effettuate sono realizzate secondo quattro configurazioni, impiegando i due sistemi virtuali prima in modo autonomo ed in seguito vincolandoli ad un modello multibody del corpo umano, al fine di analizzarne il comportamento nelle sue reali condizioni operative.

L'ultimo capitolo lascia infine spazio alle conclusioni e ai possibili sviluppi futuri, prospettando il lavoro svolto come l'inizio di un affascinante iter di studi.



## Capitolo I

# Introduzione ai Robotic exoskeletons

**I** moderni sviluppi tecnologici hanno cambiato in pochi decenni il nostro stile di vita, semplificandolo in molti casi e abbattendo via via i confini spaziali e culturali del passato. In questo clima di scoperta e innovazione, la bioingegneria ha sviluppato ad oggi numerosi dispositivi di ausilio per l'uomo, orientando i propri sforzi a favore della vita. Uno dei temi più interessanti ed avvincenti per gli studiosi del ramo, consiste nella riproduzione fedele del processo di deambulazione con l'obiettivo di aiutare tutti coloro che soffrono, per diverse ragioni, di deficit a livello motorio. I dispositivi ad esoscheletro sono attualmente gli strumenti più avanzati progettati per tale scopo.

Il presente capitolo costituisce un'introduzione ai *robotic exoskeletons*, fornendo alcune importanti definizioni preliminari e illustrando in dettaglio i dispositivi che hanno segnato lo stato dell'arte più aggiornato.

## I.1 | Wearable robots (WRs)

Sul finire degli anni Sessanta, in un clima in cui la realtà si preparava ad accogliere i frutti dell’immaginario tecnologico, una nuova branca della robotica iniziò ad affascinare numerosi ricercatori in tutto il mondo. Laddove i robots erano utilizzati principalmente in ambito industriale per l’esecuzione di operazioni ripetitive o pericolose per l’uomo, cominciò lentamente ad emergere il concetto innovativo di *Wearable Robot (WR)*, vale a dire di robots orientati alla persona e da essa facilmente indossabili, in grado di estendere, completare, sostituire o aumentare le sue capacità fisiche e motorie, nel duplice scopo di potenziare o sostituire (totalmente o parzialmente) l’arto in prossimità del quale sono applicati. Considerando le possibili funzioni che possono svolgere, i WRs sono oggi classificati secondo tre differenti categorie [1]:

- *Empowering robotic exoskeletons*: originariamente chiamati *extenders* (Kazerooni, 1990), sono finalizzati all’incremento della forza sviluppata da un arto ed utilizzano una strategia di controllo di tipo *master-slave* per mantenere il completo controllo dell’uomo sulla macchina.
- *Orthotic robots*: dal punto di vista ortopedico, un’ortesi è un dispositivo assistivo applicato esternamente ad un soggetto in modo tale da mappare l’anatomia di un arto e ad esso affiancarsi al fine di ripristinare una funzione persa o indebolita del sistema muscoloscheletrico. Un’ortesi funziona quindi in parallelo con il sistema muscoloscheletrico. La sua versione robotizzata prende il nome di *robotic exoskeleton* e mira al recupero della funzionalità perduta attraverso l’applicazione mirata delle moderne tecnologie ingegneristiche.
- *Prosthetic robots*: dal punto di vista ortopedico, una protesi è un sistema per lo più passivo atto alla sostituzione morfologica e funzionale (totale o parziale) di un arto amputato. Una protesi funziona quindi in serie con il sistema muscoloscheletrico. La sua versione mecatronica richiede una robusta conoscenza delle intera-

zioni uomo-macchina ed usa queste ultime come interfaccia per una riproduzione quanto più fedele delle funzionalità perse.

## I.2 | Robotic exoskeletons

Concentrando l'attenzione sui *robotic exoskeletons*, una loro possibile definizione, quanto più esaustiva e generale possibile, può essere la seguente. Si definisce esoscheletro un dispositivo mecatronico attivo che, una volta indossato da un operatore, sia in grado di lavorare in parallelo con i suoi movimenti.

L'aspetto specifico e distintivo di un esoscheletro sta, infatti, nel design della sua catena cinematica, progettata in modo tale da mappare perfettamente l'anatomia umana, al fine di avere una corrispondenza *one-to-one* tra i giunti anatomici dell'uomo e quelli del robot, rispettando al meglio i principi di ergonomia.

A seconda degli arti interessati, gli esoscheletri possono essere classificati in *upper limb exoskeletons* e in *lower limbs exoskeletons*. Nel primo caso, la catena cinematica comprende le articolazioni di spalla, gomito e polso ed i segmenti corrispondenti a braccio, avambraccio e mano. Essendo la manipolazione la funzione principale degli arti superiori, il progetto di un *upper limbs exoskeleton* deve essere mirato a fornire il massimo grado di destrezza durante il movimento. Diverse problematiche si riscontrano invece nel caso dei *lower limbs exoskeletons*. Sebbene in questo caso il cinematicismo risulti più semplice, l'accento deve essere infatti posto sulla capacità del sistema nel provvedere al soggetto un supporto stabile sia nella fase statica che durante il moto. In questo caso le forze e le coppie richieste risultano molto elevate al fine di supportare il peso del soggetto e garantire la stabilità del sistema.

Il presente lavoro si riferisce all'analisi dettagliata di un *robotic exoskeleton* per gli arti inferiori finalizzato all'ausilio alla deambulazione di pazienti con lesione al midollo spinale o più genericamente soggetti a deficit del sistema muscoloscheletrico.

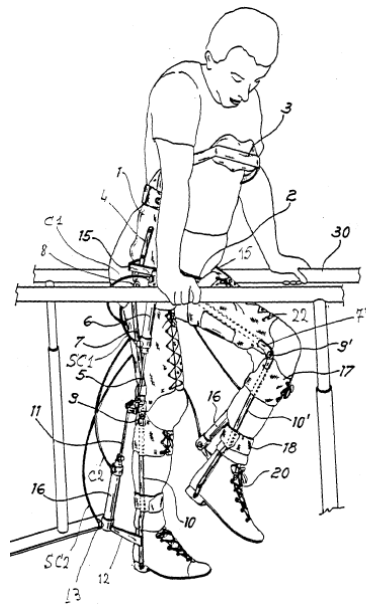


Figura I.1  
Il sistema TEF nella sua prima versione

### I.3 | Importanza sociale

I moderni sistemi ad esoscheletro costituiscono attualmente uno strumento pionieristico per l'ausilio motorio o la riabilitazione di persone con deficit al sistema muscoloscheletrico. Si stima che nell'Unione Europea la percentuale di soggetti che soffrono di disturbi associati ad una ridotta capacità motoria sono tra lo 0.05% e l'1% dell'intera popolazione. Negli Stati Uniti d'America invece, oltre 1.5 milioni di persone sono parzialmente o completamente paralizzate agli arti inferiori [2]. Sono quindi molte le persone che necessitano di una qualche tecnologia assistiva e la domanda cresce naturalmente con l'età. Di fatto, i potenziali utilizzatori dei moderni sistemi ad esoscheletro sono rappresentati da tutti quei soggetti che, per qualsiasi causa, soffrono di un deficit motorio. Il tema della mobilità nei soggetti con problemi neuromuscolari è dunque uno degli aspetti di maggior interesse per gli esperti del ramo.

A seconda della patologia considerata, un sistema ad esoscheletro può avere diverse finalità applicative. La Tabella I.1 riassume in base alla patologia i possibili obiettivi raggiungibili attraverso l’uso di un sistema ad esoscheletro.

POPOLAZIONE	PATOLOGIA	OBIETTIVO			
		stabilità del ginocchio	supporto e miglioramento nella camminata	locomozione indipendente	supporto durante lo standing
malattie a livello neuromuscolare	sindrome post-polio, spina bifida	√	√	√	√
protezione / joint support	iter post-traumatico, osteoartrite	√	√		
trauma	lesione al midollo spinale		√		√

Tabella I.1

## I.4 | Stato dell’arte

La letteratura scientifica più aggiornata mostra alcuni esempi di WRs di successo. Sebbene la maggior parte di essi si esaurisca in prototipi finalizzati alla ricerca in ambito accademico, esistono alcuni *case studies* pronti ad essere commercializzati e a disegnare quindi un nuovo segmento di mercato in modo pionieristico.

Indagando lo stato dell’arte, si scopre che i primi sistemi ad esoscheletro furono realizzati sul finire degli anni Sessanta, coinvolgendo parallelamente gruppi di ricerca indipendenti negli Stati Uniti e nell’ex Jugoslavia. Se da un lato i primi erano interessati principalmente allo sviluppo di una tecnologia militare per l’aumento della forza e della resistenza muscolare di soggetti sani (*empowering robotic exoskeletons*), i secondi s’impiegarono nello studio di dispositivi d’ausilio a soggetti con deficit motori (*orthotic robots*). Nonostante le diverse finalità, i due gruppi dovettero affrontare

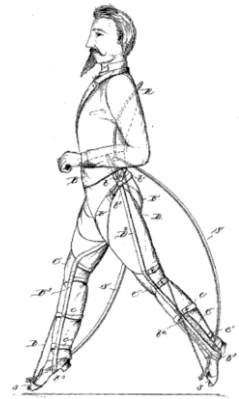
problematiche molto simili tra loro, avendo inoltre a disposizione una pressoché nulla letteratura specializzata a riguardo. Com'è facile immaginare, molti dei primi lavori svolti si esaurirono semplicemente in *concept studies* che non lasciarono mai il foglio di progetto e quei pochi prototipi realizzati materialmente risultarono in ogni caso deludenti dal punto di vista prestazionale.

Di seguito si riporta una breve sintesi dello stato dell'arte [3], descrivendo l'evoluzione cronologica dei più importanti sistemi sviluppati nel corso degli ultimi decenni, rispettando la suddivisione in *empowering robotic exoskeletons* e *orthotic robots*, concentrando in quest'ultimo caso l'attenzione esclusivamente sugli *active lower-limbs orthoses*.

### I.4.1 Empowering robotic exoskeletons

Un *empowering robotic exoskeleton* consente ad un individuo sano di eseguire in modo agevolato un qualsiasi task complesso che richiederebbe un dispendio di forza o un grado di abilità non propri di un essere umano.

Il primo brevetto (mai realizzato) che in qualche modo fa riferimento a questo concept risale al 1890 con la firma **Yang**. Consiste in un sistema di archi a molla operanti in parallelo con gli arti inferiori al fine di aumentare le prestazioni durante l'esercizio della corsa o nell'atto di un salto. Ogni molla è ingaggiata al momento del contatto tra piede e terreno trasmettendo a quest'ultimo il peso del corpo e riducendo le forze sopportate dalla gamba in fase di appoggio. Nella fase di swing la molla si distende restituendo l'energia potenziale immagazzinata in precedenza.



Nel 1963, **Zarodny**, dell'U.S. Army Exterior Ballistics Laboratory, pubblica un report dettagliato riguardante un '*powered orthopedic supplement*' per aumentare le



capacità di carico in un contesto militare. Sebbene costituisca essenzialmente un *concept-paper*, l'importanza di questo lavoro sta nell'aver individuato per la prima volta alcuni degli aspetti ingegneristici più complessi collegati alla realizzazione di questo tipo di dispositivi, come ad esempio la necessità di una fonte di energia portatile, l'importanza della sfera sensoristica e di controllo, lo sviluppo di un'interfaccia uomo-macchina e l'approfondimento della teoria della locomozione umana. Lo studio di Zaretsky porta allo sviluppo di un prototipo pneumatico a 3, gdl ma non riesce tuttavia a reperire i fondi necessari per un'estensione ulteriore.

Sul finire degli anni Sessanta, la General Electric Research, in collaborazione con i ricercatori della Cornell University e con il supporto economico dell'U.S. Office of Naval Research, realizza *Hardiman* (*Human Augmentation Research and Development Investigation*), un'enorme macchina idraulica (680 kg, 30 gdl) costruita in modo tale da mappare i movimenti di tutto il corpo umano nell'obiettivo di amplificare la forza di braccia e gambe con un rapporto di 25:1. Seb-



bene l'amplificazione della forza negli arti superiori raggiunga buoni risultati, i problemi con gli arti inferiori rimangono irrisolti. Il dispositivo non risulta essere mai stato testato su alcun volontario, sottolineando ancora una volta le difficoltà legate a questo tipo di ricerca.

Un passo importante è fatto nel 2001, con l'inizio del **programma EHPA** (*Exoskeletons for Human Performance Augmentation*) sponsorizzato dal DARPA (*U.S. Defense Advanced Research Projects Agency*) e passato poi nel 2008 al PEO Soldier (*Army Program Executive Office Soldier*).

Il progetto più importante del DARPA prende il nome di BLEEX (*Berkley Lower Extremity Exoskeleton*) e si distingue dai suoi precursori per il fatto di essere completamente autonomo dal punto di vista energetico. Il BLEEX è realizzato in modo da assecondare esattamente la cinematica degli arti inferiori,



includendone tutti i 7 gdl (3 all'anca, uno al ginocchio e 3 alla caviglia). Di questi, quattro sono attuati (flesso-estensione e ab-adduzione dell'anca, flesso-estensione del ginocchio e flessione dorsale-plantare della caviglia), due sono caricati da un sistema di molle (rotazione dell'anca e inversione-eversione della caviglia) ed il restante gdl (rotazione della caviglia) è libero di ruotare. Analizzando il cinematismo realizzato dal BLEEX si nota con interesse che il giunto di rotazione dell'anca è condiviso da entrambe le gambe e non è collocato in prossimità dell'articolazione, bensì sul lato posteriore del tronco. In modo del tutto simile, il giunto di inversione-eversione della caviglia non è posto all'articolazione ma è collocato sul piede, in posizione laterale. Una prima versione del sistema prevedeva l'uso di attuatori lineari idraulici, bidirezionali, montati secondo una configurazione triangolare al fine di ottenere un braccio di leva variabile in funzione dell'angolo descritto. La scelta idraulica era stata dettata da esigenze tecnologiche, offrendo a quel tempo il miglior rapporto tra potenza e peso. Studi successivi hanno impiegato l'uso di attuatori lineari elettrici con trasmissione idraulica, in grado di ridurre il consumo energetico complessivo, a discapito tuttavia di un aumento del peso. Da un punto di vista del controllo, il BLEEX mira a minimizzare l'uso di sensori per la misura delle interazioni uomo-macchina, utilizzando principalmente le informazioni riguardanti il solo esoscheletro.

Lo schema di controllo utilizza infatti 8 encoders e 16 accelerometri lineari per il calcolo degli angoli, delle velocità e delle accelerazioni angolari di ciascuno degli otto giunti attuati. Oltre a questi, sono previsti anche un foot switch ed un sensore di forza per ciascun piede, al fine di misurare il contatto al suolo e la distribuzione delle forze di reazione. Ciascun attuatore è provvisto di sensori di forza a sei assi utilizzati per il controllo di forza. Un inclinometro, infine, determina l'orientamento del backpack rispetto alla direzione della gravità. Similmente a quanto accade per un robot bipede, il sistema è in grado di bilanciarsi da solo, mentre richiede un input di forza da parte dell'utente per il processo di avanzamento. Il requisito di autonomia energetica è infine soddisfatto utilizzando una fonte di energia ibrida (idraulica-elettrica) appositamente sviluppata.

Sempre sotto il progetto EHPA, Sarcos Research Corporation sviluppa il **WEAR** (*Wearable Energetically Autonomous Robot*). Come il BLEEX, anche il WEAR risulta essere energeticamente autonomo e prosegue la strategia di attuazione di tipo idraulica. Tuttavia gli attuatori lineari del BLEEX sono sostituiti da attuatori idraulici di tipo rotativo localizzati direttamente in corrispondenza dei giunti. L'implementazione di uno schema di



controllo *'get out of the way'* è consentita dall'utilizzo di sensori di forza tra il robot e l'utilizzatore. Il WEAR riscuote un discreto successo, dimostrando più volte alcune delle sue gesta, come ad esempio la capacità di rimanere su una sola gamba trasportando una persona sulla schiena, di camminare ad una velocità di 1.6 m/s supportando un peso di 68kg sulla schiena o di 23 kg sulle braccia, di camminare attraverso 23 cm di fango ecc. Com'è prevedibile, le informazioni circa il design e le performance del WEAR sono praticamente del tutto coperte da segreto industriale.

Durante la seconda fase del programma EHPA, un altro esoscheletro prende vita nei laboratori di Biomeccatronica del MIT. L'originalità del progetto sta nella quasi passività del sistema, che mira a sfruttare la dinamica passiva della locomozione umana nel tentativo di realizzare un sistema più leggero ed efficiente. Il **MIT Exoskeleton** non ricorre di fatto ad alcun tipo di attuatore motorizzato, ma concentra la propria attenzione sul rilascio controllato dell'energia immagazzinata in un sistema di molle durante le fasi del passo. La scelta degli elementi quasi-passivi utilizzati (molle e smorzatori) deriva infatti da un'attenta analisi cinematica e dinamica. Il giunto dell'anca gode di 3 gdl. La direzione di flesso/estensione è provvista di una molla in grado di immagazzinare energia in sede di estensione, per poi rilasciarla durante la flessione. Anche la direzione di abduzione/adduzione è provvista di una molla, il cui scopo è però quello di contrastare il momento indotto dal carico sulla schiena. Il giunto del ginocchio è costituito invece da uno smorzatore magnetoreologico variabile, controllato, in modo da dissipare energia in modo appropriato durante il gait cycle. In prossimità della caviglia sono poi collocate sistemi di molle distinti per la flessione dorsale e plantare in modo da accumulare e rilasciare energia in modo appropriato. Un'ulteriore molla in fibra di carbonio è collocata sotto il tallone per ridurre la perdita di energia dovuta all'impatto con il suolo e aiutare la flessione plantare. Infine una spina dorsale elastica è connessa allo zaino al fine di consentire il movimento della spina dorsale umana sul piano coronale e sagittale. Dal punto di vista del controllo, il sistema è governato semplicemente a partire dalle informazioni derivanti da un set di estensimetri a ponte intero collocati sulla gamba, e da un potenziometro in prossimità del ginocchio. Il peso del sistema è di 11.7 kg e la richiesta energetica durante il trasporto di un peso è di soli 2 W, energia utilizzata soprattutto

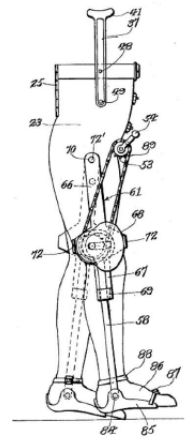


per il controllo dello smorzatore variabile del ginocchio. Malgrado i vantaggi riportati nei test, è stato misurato che l'utilizzo del MIT Exoskeleton per il trasporto di un peso aumenta il costo metabolico del passo del 10% rispetto ad un trasporto classico. Una possibile spiegazione potrebbe essere l'aggiunta di vincoli cinematici non volutamente imposti dal sistema sull'uomo, contrastante l'efficiente dinamica naturale del passo umano. Malgrado ciò costituisca un risultato indesiderato, non si conosce attualmente alcun esoscheletro che riduca il costo metabolico del trasporto.

### I.4.2 Active lower-limbs orthoses

Nei soli Stati Uniti, sono circa 4.7 milioni i soggetti che trarrebbero beneficio dall'uso di un'ortesi attiva per gli arti inferiori in seguito ad un ictus, 1 milione per poliomelite, 400.000 per sclerosi multipla, 200.000 per incidenti alla spina dorsale e 100.000 per paralisi cerebrale. Le moderne tecnologie possono oggi offrire a questi soggetti un percorso di riabilitazione alternativo, con l'obiettivo di far loro recuperare le capacità perdute o comunque di aumentarne il grado di autosufficienza. Di seguito si descrivono i sistemi che hanno tracciato la strada verso gli attuali risultati.

Come si può facilmente immaginare, i primi dispositivi realizzati consistevano in tutori classici opportunamente modificati per fornire un qualche tipo di assistenza. Il primo brevetto statunitense menzionato risale al 1935 e consiste in un tutore con un solo gdl in prossimità del ginocchio. Una manovella in corrispondenza dell'anca è utilizzata per caricare una molla torsionale al ginocchio che guida il giunto lungo un predeterminato movimento.



Risale invece al 1942 il primo esempio di ortesi controllata. Si tratta di un dispositivo attuato idraulicamente in grado di fornire potenza ai giunti di anca e ginoc-

chio. Viste lo stato dell'arte della teoria del controllo in quegli anni, il sistema era controllato semplicemente dall'apertura e chiusura fisica delle valvole idrauliche tramite l'attivazione di un sistema in corrispondenza di determinate posizioni angolari.

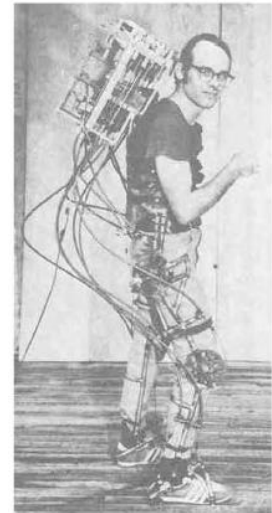
Un passo importante nella ricerca è rappresentato dal lavoro del Prof. Miomir Vukobratovic e del suo team presso il **Mihailo Pupin Institute** di Belgrado nel corso degli anni Sessanta e Settanta. Il progetto nasce con la costruzione di un sistema passivo per la misura della cinematica del passo e si evolve ben presto verso la realizzazione di un sistema attivo. Il primo prototipo (*'kinematic walker'*) è costituito da un singolo attuatore idraulico per il movimento accoppiato di anca e ginocchio. Lo step successivo (*'partial ective exoskeleton'*) incorpora attuatori pneumatici per la flessione-estensione di anca, ginocchio e caviglia ed un giunto attuato per l'abduzione dell'anca per una maggiore stabilità sul piano frontale. Il concept giunge infine a compimento con il *'complete exoskeleton'* aggiungendo un corsetto in corrispondenza del busto del paziente. Questo incorpora un set di 14 valvole a solenoide per il controllo dei pistoni pneumatici. Gli esempi sopraccitati seguono inizialmente un moto già predeterminato, successivamente controllato grazie all'aggiunta nella suola di tre sensori di forza di tipo piezoceramico per la determinazione della direzione e del modulo delle forze di reazione al suolo. Nel tentativo di risolvere il problema legato alla trasportabilità della fonte di energia, il Pupin Institute realizza anche una versione del *complete exoskeleton* attuata mediante motori in corrente continua (DC). Pur non risolvendo i limiti di portabilità a causa delle dimensioni dei motori, delle batterie e dei calcolatori del tempo, il nuovo schema offre comunque miglioramenti per quanto riguarda la regolarità (*smoothness*) del moto ed una migliore capacità di tracking. Il Pupin Institute risulta florido anche dal punto di vista della ricer-





ca teorica. E' infatti in questo contesto che il Prof. Vukobratovic insieme a Devor Juricic elabora il concetto di 'zero moment point' alla base delle moderne strategie per il controllo della locomozione nei robot bipedi.

Un altro esempio di esoscheletro per arti inferiori è sviluppato nel 1968 presso la **Wisconsin University**, con l'obiettivo di restituire un buon livello di mobilità a soggetti paraplegici. Il dispositivo garantisce 3 gdl in corrispondenza di anca e caviglia, mediante l'implementazione di un giunto sferico, ed un singolo gdl per il giunto rotoidale del ginocchio. Tuttavia, solo i giunti di flessione-estensione di anca e ginocchio risultano essere attuati mediante attuatori idraulici di tipo rotativo, mentre i restanti gdl sono completamente passivi o al più collegati a molle. Oltre a consentire un normale esercizio di deambulazione, il dispositivo è in grado di garantire al soggetto la capacità di passare dalla posizione seduta a quella eretta e viceversa. Il sistema di controllo è di tipo feedforward/open-loop e impone ai giunti l'esecuzione di una traiettoria pre-registrata.



Particolare attenzione va dedicata al sistema oggetto di studio nel presente lavoro, a cui verrà dedicato per intero il Capitolo IV.

Il **Tutore Elettronico Ferrati (TEF)** è il risultato di una serie di studi indipendenti, i primi in Italia, iniziati dal suo ideatore Benito Ferrati nel 1978 e che hanno portato al riconoscimento di un



florido portafoglio brevettuale in diversi Paesi del mondo. Nel corso degli anni, il TEF ha seguito un percorso tecnologico in continua evoluzione, utilizzando inizialmente un sistema di attuazione di tipo pneumatico, in seguito sostituito da attuatori elettrici a

ricircolo di sfere in grado di garantire una maggior autonomia sia spaziale che temporale. Il sistema è infatti provvisto di una sorgente di energia portatile, contenuta all'interno del box solidale al deambulatore, e consente pertanto al soggetto di praticare un corretto esercizio di deambulazione ovunque egli desideri. Per semplificare la strategia di controllo e contenere al minimo il numero degli attuatori, il sistema prevede due gdl per ciascuno degli arti inferiori, vincolando invece rigidamente il movimento di flessione-estensione della caviglia. Sottoposto a numerose sessioni sperimentali con soggetti con lesione al midollo spinale, il TEF ha ricevuto pareri positivi da parte del personale medico specializzato coinvolto, e si presenta oggi sotto forma di prototipo avanzato e funzionante, proiettato verso ulteriori sviluppi futuri.

Completando la ricerca sullo stato dell'arte più recente, un importante passo avanti dal punto di vista tecnologico è stato fatto a partire dal 2005 dall'allora Berkeley ExoWorks (poi Berkeley Bionics e dal 2011 Ekso Bionics). Fondata da Homayoon Kazerooni, Russ Angold e Nathan Harding con la collaborazione del *Berkeley Robotics and Human Engineering Laboratory* della University of California, la Ekso Bionics può vantare oggi la produzione di uno tra i sistemi ad esoscheletro più avanzati al mondo. Grazie anche alla sovvenzione economica da parte del Dipartimento della difesa americano, la compagnia ha sviluppato nel tempo diversi sistemi (ExoHiker, ExoClimber, Hulc) fino ad arrivare alle eLEGS. Essendo un prodotto molto recente, le informazioni su di esse disponibili sono ancora limitate. Realizzate in acciaio e fibra di carbonio, hanno un peso complessivo di 20 kg e sono alimentate da un set di batterie agli ioni di litio in grado di consentire un'autonomia di movimento di circa sei ore. La documentazione disponibile mostra il soggetto utilizzatore avanzare agevolmente tramite l'ausilio di una coppia di





stampelle. Rispetto ai concorrenti, le eLEGS presentano una maggiore flessione del ginocchio, che si traduce in una riproduzione più naturale del gait cycle. La struttura è regolabile in modo da adattarsi facilmente a soggetti con un'altezza dai 157 cm ai 193 cm, il che lo rende adatto all'utilizzo in centri di riabilitazione specializzati, verso cui il prodotto attualmente si rivolge commercialmente ad un prezzo di circa \$100.000. Una versione più economica per uso quotidiano è in fase di studio.

### I.4.3 Sistemi ibridi

Un interessante esempio di tecnologia ibrida, adatta cioè sia all'aumento delle prestazioni di persone sane che alla riabilitazione di soggetti con difficoltà motorie, è rappresentato da HAL-5 (*Hibrid Assistive Leg*) ideato dal team del Prof. Yoshikuyi Sankai. Attualmente il sistema è stato sviluppato in una versione adatta al mercato e sarà presto commercializzato dalla Cyberdyne di Tsukuba, una spin off dei laboratori dello stesso Prof. Sankai. Diversamente dai sistemi presentati in precedenza, HAL-5 costituisce un full-body-exoskeleton. Per ciascun arto inferiore sono presenti due motori DC con trasmissione harmonic drive posizionati direttamente sui giunti di anca e ginocchio al fine di potenziarne il movimento di flessione-estensione (il gdl di flessione-estensione della caviglia è completamente passivo). Diversamente da quanto avviene nei dispositivi BLEEX, Sarcos e MIT exoskeleton, HAL non trasferisce alcun carico al suolo ma si limita semplicemente ad aumentare la coppia ai giunti di anca e ginocchio. Il sistema di controllo utilizza numerosi sensori di misura tra cui un set di elettrodi superficiali per la registrazione del segnale elettromiografico (EMG) posizionato



Attualmente il sistema è stato sviluppato in una versione adatta al mercato e sarà presto commercializzato dalla Cyberdyne di Tsukuba, una spin off dei laboratori dello stesso Prof. Sankai. Diversamente dai sistemi presentati in precedenza, HAL-5 costituisce un full-body-exoskeleton. Per ciascun arto inferiore sono presenti due motori DC con trasmissione harmonic drive posizionati direttamente sui giunti di anca e ginocchio al fine di potenziarne il movimento di flessione-estensione (il gdl di flessione-estensione della caviglia è completamente passivo). Diversamente da quanto avviene nei dispositivi BLEEX, Sarcos e MIT exoskeleton, HAL non trasferisce alcun carico al suolo ma si limita semplicemente ad aumentare la coppia ai giunti di anca e ginocchio. Il sistema di controllo utilizza numerosi sensori di misura tra cui un set di elettrodi superficiali per la registrazione del segnale elettromiografico (EMG) posizionato

sotto all'articolazione dell'anca e sopra a quella della caviglia su entrambi i lati del corpo. Oltre a ciò, il sistema utilizza anche potenziometri per la rilevazione degli angoli ai giunti, sensori per la misura delle forze di reazione al suolo ed un giroscopio ed un accelerometro posti sulla schiena per la stima della postura. Le informazioni acquisite dai sensori sono utilizzate in due sistemi di controllo (uno basato sul segnale EMG ed uno basato sul *walking-pattern*) che insieme sono in grado di determinare le intenzioni dell'operatore ed agire di conseguenza. Il peso complessivo è di 21 Kg e la durata delle batterie è di circa 160 minuti. Dal punto di vista dei risultati, sul sito web della compagnia è riportato che l'ausilio dell'HAL consente al soggetto utilizzatore di trasportare 40 kg sulle braccia ed incrementa la sua capacità di carico in prova di *leg press* da 100 a 180 kg.

## Capitolo II

# Analisi della locomozione umana

**L**a biomeccanica è la scienza che applica i metodi e le tecniche proprie della meccanica per l'analisi e la comprensione dei sistemi biologici. Uno dei suoi più floridi campi d'interesse è lo studio del movimento umano ed in particolare del processo di deambulazione. Dal punto di vista fisico, lo scheletro dell'uomo, può considerarsi come un insieme di ossa collegate opportunamente da un set di articolazioni. Se si assume che le prime si comportino approssimativamente seguendo le proprietà dei corpi rigidi, si può allora modellare il corpo umano come un set di links rigidi connessi da giunti cinematici (convenzionalmente si assume che non esistano traslazioni lineari nei giunti, ma solo moti rotazionali). Il moto relativo tra i segmenti corporei può quindi essere descritto usando gli stessi metodi utilizzati per l'analisi cinematica e dinamica dei robot.

Il presente capitolo vuole offrire una descrizione quanto più esaustiva possibile della biomeccanica che governa la locomozione umana, al fine di comprenderne i principi fondamentali in vista di una sua successiva modellazione. Partendo da una descrizione anatomica degli arti inferiori, si procede interpretandone la struttura da un punto di vista prettamente cinematico, per poi soffermare l'attenzione sulle diverse fasi del *gait cycle* e sulle moderne teorie del passo umano. L'ultimo paragrafo fornisce infine un possibile approccio allo studio dinamico di un robot bipede.

## II.1 | I piani anatomici

Al fine di descrivere l'anatomia della locomozione umana, è utile utilizzare un set di tre piani, detti *piani anatomici*, comunemente utilizzati in ambito clinico. Essi sono definiti a partire da una posizione anatomica cosiddetta di riposo, che considera cioè il soggetto in stazione eretta, con i piedi uniti, le braccia distese lungo i fianchi con i palmi delle mani, la testa e gli occhi rivolti frontalmente. L'intersezione dei tre piani definisce tre assi di riferimento attorno ai quali vengono descritti i moti di rotazione di ciascun arto. In dettaglio:

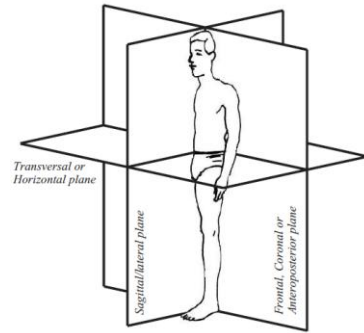


Figura II. 1

- il piano frontale (o coronale) divide il corpo nelle parti anteriore e posteriore. I movimenti che si articolano su di esso sono detti di abduzione (se l'arto si muove verso l'esterno, allontanandosi dal piano mediale del corpo) e di adduzione (se l'arto si avvicina al corpo).
- il piano trasversale (o orizzontale) divide il corpo nelle parti superiore ed inferiore. I movimenti in questo piano sono detti di rotazione interna o esterna e sono individuati dal moto rotatorio di un giunto attorno all'asse longitudinale di un segmento.

- il piano sagittale (o laterale) divide il corpo nelle parti destra e sinistra. I movimenti nel piano sagittale sono detti di flessione (se l'angolo al giunto tra i due segmenti diminuisce) e di estensione (se l'angolo tra i links aumenta).

## II.2 | Anatomia degli arti inferiori

La Figura II.2 mostra una descrizione sintetica dell'anatomia [4] dell'arto inferiore, che può essere definito come l'estremità del corpo connessa alla zona inferiore del tronco e che si estende dalla regione dei glutei fino al piede. Da un punto di vista funzionale, gli arti inferiori hanno il ruolo di sorreggere il corpo e consentirgli un moto libero nello spazio. Per tale ragione si differenziano dagli arti superiori da un lato per una maggiore robustezza strutturale e dall'altro per una minor destrezza nel movimento.

### II.2.1 Segmenti ossei

Gli arti inferiori si compongono di quattro segmenti [5].

- OSSA PELVICHE. Costituiscono il punto di giunzione tra le estremità inferiori e lo scheletro assile e si organizzano in tre regioni distinte: (1) l'osso iliaco (*ileo*) che, posto superiormente, si presenta come una lamina ossea alquanto espansa e termina superiormente con un margine cospicuo rotondeggiante detto cresta iliaca; (2) l'ischio, un segmento molto robusto con sede inferoposteriore e (3) l'osso pubico (*pube*) posizionato inferoanteriormente. Le ossa pelviche sono costituite in modo da toccarsi e fondersi in corrispondenza di una profonda depressione che prende il nome di cavità acetabolare (*acetabulum*) e che ha l'importante ruolo di accogliere la testa del femore.

- COSCIA. È individuata dal segmento del femore, l'osso più lungo del corpo. L'epifisi prossimale (o superiore) del femore si poggia sopra un collo ristretto e presenta una testa arrotondata che si articola con la cavità acetabolare dell'anca. L'epifisi distale (o inferiore) ha dimensioni maggiori di quella superiore, è appiattita dall'avanti all'indietro e presenta un'incisura (la fossa intercondiloidea) che la suddivide in due cospicui rilievi, detti rispettivamente condilo femorale laterale e mediale. L'epifisi inferiore del femore si articola con la tibia e con la rotula andando a costituire l'articolazione del ginocchio.
- GAMBA. È costituita dalla porzione compresa tra il ginocchio ed il collo del piede e, diversamente dalla coscia, è formata da due strutture ossee che prendono il nome rispettivamente di tibia (collocata antero-medialmente) e fibula o perone (posta invece lateralmente). La tibia presenta due epifisi: quella prossimale è costituita da due condili, da un'eminanza intercondiloidea, dal tubercolo del Gerdy, dalla tuberosità tibiale e da due aree intercondiloidee, mentre quella distale presenta dimensioni e spessore inferiori. La fibula ha una struttura di circa 4-5 volte più sottile della tibia e come questa presenta anch'essa due epifisi. L'epifisi prossimale (detta testa del perone) forma una sporgenza laterale chiamata apice o processo stiloideo, mentre l'epifisi distale, forma anch'essa una sporgenza laterale a forma piramidale, detta malleolo esterno, simmetrico a quello della tibia.
- PIEDE. È la struttura anatomica posta all'estremità distale della gamba ed è caratterizzato da uno scheletro che riproduce a prima vista la disposizione di quello della mano. Come questo, si compone infatti di tre gruppi ossei (il *tarso*, il *metatarso* e le *falangi*) che vanno a costituire rispettivamente la porzione articolare con la gamba, il piano d'appoggio a terra e le dita. Il tarso è costituito da sette ossa brevi, organizzate in due gruppi: posteriore (astragalo e calcagno) e anteriore (primo, secondo e terzo cuneiforme, cuboide e scafoide). Il metatarso è l'omologo del meta-

carpo e come questo è formato da cinque ossa lunghe che prendono il nome di primo, secondo, terzo, quarto e quinto osso metatarsale a partire dal lato dell'alluce. Le falangi infine presentano una forma identica a quella delle dita della mano e si distinguono a cominciare dall'interno verso l'esterno coi nomi di primo (o alluce), secondo, terzo, quarto e quinto dito. Dal punto di vista funzionale, il piede gioca un ruolo fondamentale nel supportare il peso del corpo (*standing stability*) e nella fase di locomozione. Per svolgere tali funzioni esso si distingue quindi dalla mano per una maggiore solidità ed una minore mobilità dell'alluce rispetto al pollice. Le sue ossa sono infatti organizzate in modo da formare una struttura a doppio arco, deformabile e flessibile in direzione longitudinale e trasversale, in grado di fornire al corpo un appoggio ad alta stabilità.

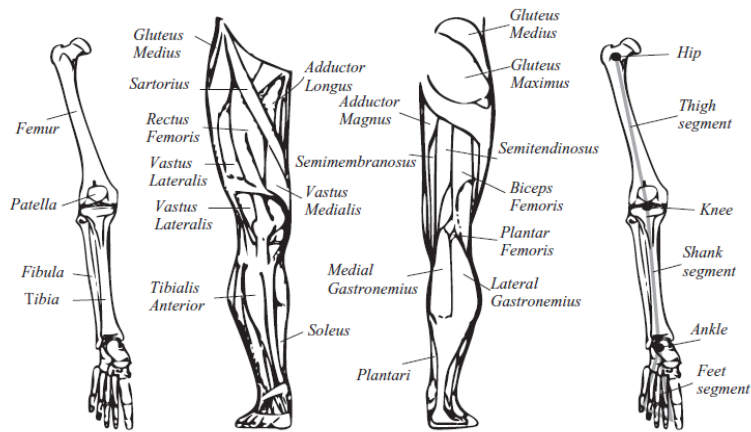


Figura II. 2

## II.2.2 Articolazioni e muscoli

I quattro segmenti ossei degli arti inferiori sono connessi tramite tre articolazioni di tipo sinoviale: l'anca (connette le ossa pelviche al femore), il ginocchio (vincola il femore con la rotula e la tibia) e la caviglia (connette tibia, fibula e astragalo). Nel complesso le tre articolazioni sono realizzate in modo da fornire a ciascun arto un totale di sette gdl. I paragrafi seguenti descrivono in dettaglio le tre articolazioni, i loro movimenti ed i muscoli in essi coinvolti.

- ANCA

Il giunto dell'anca è individuato dalla cavità acetabolare delle ossa pelviche e dalla testa del femore che vanno a formare approssimativamente i due terzi di una sfera. Essendo supportata da numerosi legamenti che ne restringono il moto, ed essendo circondata da alcuni dei muscoli più forti del corpo, l'anca costituisce nel complesso un'articolazione sinoviale fortemente stabile.

Da un punto di vista cinematico, essa è rappresentabile come un *multiaxial ball-and-socket joint* che si comporta in modo del tutto simile ad un giunto sferico, muovendosi in tre distinti piani passanti per il centro del giunto e consentendo così la realizzazione di tre gdl. Ciascun gdl ricopre un ruolo importante nell'esecuzione di una locomozione stabile e consente la descrizione di uno dei seguenti movimenti (*Moore, 1992*):

- FLESSO-ESTENSIONE

La flessione è il movimento di rotazione nel piano sagittale che porta la coscia in avanti e verso l'alto (il movimento opposto è l'estensione).

I muscoli che contribuiscono alla flessione hanno inserzione nella parte anteriore del corpo e sono: ileopsas, sartorio, retto femorale (biarticolare e agente anche nell'estensione del ginocchio), pettineo, tensore della fascia lata, grande adduttore (che agisce anche in adduzione).

I muscoli che contribuiscono all'estensione sono connessi alla parte posteriore delle ossa di pelvi e coscia e sono: grande gluteo, bicipite femorale, piriforme, semitendinoso, semimembranoso.

- ABDUZIONE-ADDUZIONE

Il movimento di abduzione porta l'arto inferiore ad allontanarsi dalla linea mediana del corpo (l'adduzione è il movimento antagonista).



I muscoli che contribuiscono all'abduzione sono collocati lateralmente e sono: gracile, pettineo, grande adduttore, adduttore lungo, adduttore breve.

I muscoli che agiscono nell'adduzione sono posizionati medialmente e sono: sartorio, pettineo, medio gluteo, piriforme, piccolo gluteo

○ INTRA-EXTRA ROTAZIONE

Il movimento di intra-rotazione è determinato dalla rotazione verso l'interno della coscia attorno al proprio asse (il movimento opposto è l'extra-rotazione).

I muscoli che contribuiscono all'intra-rotazione sono: tensore della fascia lata, piccolo e medio gluteo.

I muscoli che contribuiscono all'extra rotazione sono: piriforme, quadrato del femore, otturatore interno, otturatore esterno, grande gluteo, sartorio.

La tabella seguente riporta in sintesi i movimenti dell'anca ed i muscoli coinvolti.

FLESSIONE	ESTENSIONE
ilio psoas (iliacus et psoas major) tensor fasciae latae rectus femoris pectineus sartorius adductor longus	gluteus maximus semitendinosus semimembranosus biceps femoris adductor magnus
ABDUZIONE	ADDUZIONE
gluteus medius gluteus minimus tensor fasciae latae sartorius pectineus piriformis obturator externus	adductors (magnus, longus et brevis) pectineus gracilis
INTRA-ROTAZIONE	EXTRA-ROTAZIONE
tensor fasciae latae gluteus medius gluteus minimus.	obturator internus et gemelli obturator externus quadratus femoris piriformis gluteus maximus sartorius.

• GINOCCHIO

Il ginocchio è l'articolazione più voluminosa del corpo umano e serve a connettere il segmento della coscia con quello della gamba in corrispondenza di tre distinti siti: due articolazioni femoro-tibiali (che costituiscono una doppia articolazione condiloidea) e l'articolazione femoro-patellare (troclea). L'estremità inferiore del femore si adatta infatti con i suoi condili alle due cavità glenoidee dell'estremità superiore della tibia e si mette in rapporto con la faccia posteriore della patella (rotula) per mezzo della sua troclea (si noti che la fibula non partecipa alla formazione dell'articolazione del ginocchio, articolandosi solo con la tibia e parzialmente con l'astragalo).

Da un punto di vista funzionale, il ginocchio gioca un ruolo cruciale sia nel mantenimento della posizione statica che nell'adempimento dell'atto di deambulazione. Nel primo caso esso rimane bloccato e la linea d'azione delle forze di reazione al suolo provoca un momento estensore attorno al ginocchio permettendo il mantenimento della posa eretta con una minima attività muscolare. Nel secondo caso, invece, il ginocchio risulta sbloccato, consentendo la flessione della gamba nel momento in cui il piede non è a contatto con il suolo ed il peso del corpo non deve essere supportato.

Considerando i vincoli anatomici, il ginocchio è una delle articolazioni con più restrizioni nel moto. Molti movimenti che potrebbero danneggiarne le strutture sono infatti limitati da legamenti e muscoli potenti. In particolare, l'articolazione è resa stabile da quattro legamenti principali che, partendo dal femore, attraversano il ginocchio per poi connettersi alla tibia. Questi sono i due legamenti collaterali (mediale e laterale) e i due legamenti crociati (anteriore e posteriore). Questi ultimi in particolare impediscono lo slittamento in avanti ed indietro della tibia rispetto al femore e sono d'importanza cruciale per la stabilità del ginocchio. Quando il

movimento si verifica nella direzione corretta, i muscoli si contraggono attivamente ed i legamenti si estendono e si accorciano passivamente (il muscolo più importante coinvolto nella stabilizzazione del ginocchio è il quadricipite femorale). In aggiunta i due menischi (mediale e laterale) costituiscono due piatti cartilaginei per l'assorbimento degli shock durante l'impatto tra piede e suolo.

I movimenti principali del ginocchio avvengono nel piano sagittale, motivo per cui nella pratica la cinematica del ginocchio può essere approssimata tramite un giunto meccanico di tipo rotoideale. Tuttavia, esistono anche due rotazioni minori rispetto agli altri due assi.

Nel dettaglio, le tre rotazioni possibili sono:



○ FLESSO-ESTENSIONE

Avviene nel piano sagittale, attorno all'asse  $XX'$ . Durante la flessione la gamba si avvicina alla coscia, mantenendo femore e tibia nello stesso piano (il movimento opposto è detto estensione).

I muscoli coinvolti nella flessione sono: semitendinoso, semimembranoso, bicipite femorale, sartorio, gracile, gastrocnemio.

I muscoli che agiscono in estensione sono: retto femorale, vasto (mediale, laterale e intermedio).

○ INTRA-EXTRA ROTAZIONE

Avviene attorno all'asse  $YY'$  ed è consentita esclusivamente nel caso in cui l'articolazione non si trovi in completa estensione. In questa posizione infatti l'asse della gamba si trova sovrapposto all'asse meccanico dell'arto inferiore e la rotazione assiale non si effettua più nel ginocchio ma nell'anca.

La rotazione interna si verifica fisiologicamente nella fase finale dell'estensione e porta il ginocchio alla configurazione bloccata per la massima stabilità.

I muscoli coinvolti sono: sartorio, gracile, semitendinoso.

La rotazione esterna si verifica nella prima fase di flessione e consente al ginocchio di passare alla configurazione sbloccata.

Il muscolo coinvolto è il bicipite femorale.

- Esiste in realtà anche una terza possibilità di moto e cioè la rotazione rispetto all'asse ZZ'. Di fatto si tratta di una labilità estremamente contenuta (pari ad 1-2 cm), peraltro consentita soltanto nel momento in cui il ginocchio si trova in flessione.

La tabella seguente riassume i movimenti del ginocchio ed i muscoli coinvolti.

FLESSIONE	ESTENSIONE
semimembranosus semitendinosus biceps femoris sartorius gracilis gastrocnemius	rectus femoris vastii (medialis, lateralis et intermedius)
INTRA-ROTAZIONE	EXTRA-ROTAZIONE
sartorius gracilis semitendinosus	biceps femoris

## ● CAVIGLIA

Coinvolgendo 26 segmenti ossei connessi tramite 33 articolazioni e governati da più di 100 muscoli, tendini e legamenti, l'anatomia della caviglia e quella del piede presentano un'organizzazione particolarmente complessa.

Le ARTICOLAZIONI DEL PIEDE che svolgono un ruolo nella stabilità posturale prendono il nome di articolazione tarsali, in particolare sottotalare e tarsale trasversa. L'articolazione sottotalare consente il moto relativo tra il talo ed il calcagno in tre differenti siti e permette i due movimenti seguenti:

- **INVERSIONE:** il tallone e la parte anteriore del piede si muovono lateralmente, portando il palmo del piede verso la linea mediana.

I muscoli coinvolti sono: tibiale posteriore, tibiale anteriore.

- **EVERSIONE:** il tallone e la parte anteriore del piede si muovono lateralmente allontanando il palmo del piede dalla linea mediana.

I muscoli coinvolti sono: fibularis longus, fibularis brevis.

L'articolazione tarsale trasversa è formata dalla combinazione di tre distinti giunti tra i segmenti ossei di calcagno, cuboide e talo. I movimenti da essa consentiti sono:

- **PRONAZIONE:** è data dalla combinazione di inversione e pronazione della parte anteriore del piede. Il muscolo coinvolto è il fibularis longus.
- **SUPINAZIONE:** è data dalla combinazione d'inversione e abduzione della parte anteriore del piede. I muscoli coinvolti sono i muscoli tibiali (anteriore e posteriore).

L'ARTICOLAZIONE DELLA CAVIGLIA (o tibio-tarsica) è una diartrosi a ginglymo angolare, o troclea (a forma di mortaio e pestello) e mette in relazione le estremità inferiori di tibia e fibula con la parte superiore del talo. La capsula articolare, conformemente alle necessità di libertà di movimento in flessione dorsale e plantare, è lassa anteriormente e posteriormente, al contrario di quanto avviene lateralmente, ove per ragioni di stabilità, è supportata da robusti legamenti collaterali. Sebbene di fatto la caviglia comprenda due giunzioni, nella pratica essa viene comunemente modellata con un unico giunto rotoidale. I due movimenti che avvengono attorno all'asse trasversale passante per i malleoli sono:

- **FLESSIONE DORSALE:** porta il dorso del piede verso la superficie anteriore della gamba.

I muscoli coinvolti sono: tibiale anteriore, estensore lungo dell'alluce, estensore lungo delle dita.

- **FLESSIONE PLANTARE:** allontana il dorso del piede dalla superficie anteriore della gamba. Si verifica ad esempio nel momento in cui le dita sono in contatto con il suolo ed il tallone è sollevato dal terreno.

I muscoli coinvolti sono: gastrocnemio, soleo, peroneo lungo.

Un'ultima importante struttura presente nel piede è costituita dai cosiddetti *retinacoli*. Rispetto alle estremità superiori, il piede presenta infatti una disposizione più complessa, estendendosi in direzione orizzontale ed al contempo collegandosi alla direzione verticale della gamba. I muscoli che controllano i segmenti di gamba e piede devono quindi cambiare da un decorso verticale ad uno orizzontale, per cui occorre eseguire una deviazione in avanti di tendini, vasi e nervi che entrano nel piede. In questa configurazione i retinacoli mantengono tali strutture a contatto con il piano osseo e impediscono che i tendini sporgano anteriormente.

La tabella seguente riassume i movimenti della caviglia ed i muscoli coinvolti.

INVERSIONE	EVERSIONE
tibialis posterior	fibularis longus
tibialis anterior	fibularis brevis
FLESSIONE DORSALE	FLESSIONE PLANTARE
tibialis anterior	gastrocnemius
extensor hallucis longus	soleus
extensor digitorum longus	plantaris
fibularis tertius	

## II.3 | Modello cinematico dell'arto inferiore

Il corpo umano può essere modellato come una catena cinematica di corpi rigidi (corrispondenti ai diversi segmenti corporei) connessi tra loro tramite appropriati giunti cinematici.

Al fine di applicare i principi cinematici utilizzati per i corpi rigidi, è spesso necessario apportare alcune semplificazioni, come appunto assumere che i segmenti ossei siano completamente rigidi, quando invece nella realtà sono soggetti a deformazioni in flessione, nonché assumere un minor numero di gdl per le articolazioni considerate. In particolare, le articolazioni possono essere modellate tramite uno o più giunti rotoidali che consentono ciascuno un solo grado di libertà (sono ignorati gli spostamenti relativi in traslazione tra due segmenti).

Un buon modo per descrivere la cinematica dell'arto inferiore è quello di considerarlo come una catena cinematica aperta (in modo del tutto simile a quanto avviene nell'analisi dei robot manipolatori) in modo da poter applicare l'utile convenzione di Denavit–Hartenberg (D-H). Un buon compromesso nella scelta dei gdl da rappresentare è offerto dall'utilizzo di 6 gdl (3 all'anca, 1 al ginocchio, 2 alla caviglia) ciascuno implementato da un semplice giunto rotoidale [6].

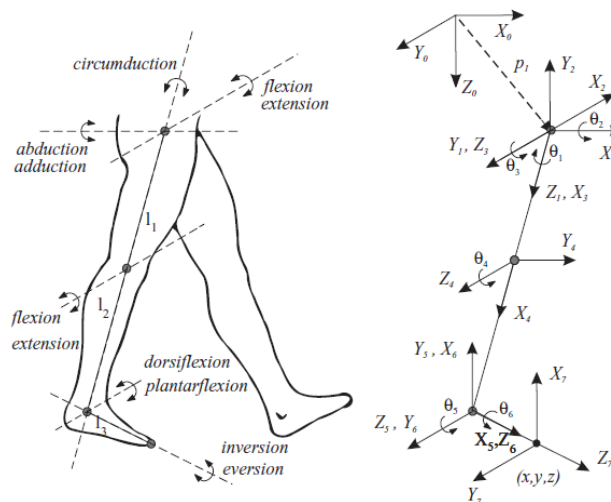


Figura II.3

Innanzitutto è necessario definire un sistema di riferimento per ciascun segmento, applicando l’algoritmo implementato dalla convenzione di D-H.

Il primo frame di riferimento, chiamato  $X_0Y_0Z_0$ , è posizionato al centro del pelvi, tra le articolazioni dell’anca.

Per descrivere i 3 gdl all’anca, è necessario definire altrettanti frames:

- intra-extra rotazione:  $X_1Y_1Z_1$

- abduzione-adduzione:  $X_2Y_2Z_2$

- flessione-estensione:  $X_3Y_3Z_3$

L’unico gdl al ginocchio è descrivibile utilizzando un singolo frame:

- flessione-estensione:  $X_4Y_4Z_4$

Per descrivere i 2 gdl alla caviglia, sono necessari invece 2 frames:

- flessione dorsale-plantare:  $X_5Y_5Z_5$

- inversione-eversione:  $X_6Y_6Z_6$

Terminata la definizione dei frames, si procede all’identificazione dei parametri di D-H riportati in Tabella II.1. Si noti che, poiché il modello considerato ha 6 gdl corrispondenti a 6 giunti rotoidali, la tabella di D-H presenta 6 variabili angolari, rappresentate dagli angoli  $\theta_i$  attorno agli assi  $Z_i$  e dipendenti dal *range of motion*  $\beta_i$  di ciascuna articolazione. Gli altri due parametri  $a_i$  e  $d_i$ , rappresentano le lunghezze dei segmenti corporei e assumono quindi un valore costante in relazione al particolare soggetto considerato.

giunto	$\beta_i$	numero	$\alpha_i$	$a_i$	$d_i$	$\theta_i$
base	0	1 <sub>(0→1)</sub>	0	$a_0$	$d_0$	0
anca	(-50) intra rotazione / extra rotazione (+40)	2 <sub>(1→2)</sub>	-90°	0	0	$\beta_1+90^\circ$
anca	(-20) abduzione / adduzione (+45)	3 <sub>(2→3)</sub>	+90°	0	0	$\beta_2+90^\circ$
anca	(-30) estensione / flessione (+120)	4 <sub>(3→4)</sub>	0	$l_1$	0	$\beta_3$
ginocchio	(0) estensione / flessione (+150)	5 <sub>(4→5)</sub>	0	$l_2$	0	$\beta_4+90^\circ$
caviglia	(-40) flex plantare / flex dorsale (+20)	6 <sub>(5→6)</sub>	+90°	0	0	$\beta_5+90^\circ$
caviglia	(-30) inversione / eversione (+20)	7 <sub>(6→7)</sub>	0	0	$l_3$	$\beta_6$

Tabella II.1



Noti i parametri di D-H si possono quindi ricavare le matrici di trasformazione  $T_{i-1}^i$  tra i singoli frames, nell'obiettivo di calcolare infine la matrice omogenea  $T_0^n$  data da  $T_0^n = T_0^1 T_1^2 \dots T_{n-1}^n$  che esprime la trasformazione dal frame  $n$  al frame zero.

Ogni matrice  $T_{i-1}^i$  è data da:

$$T_{i-1}^i = R_Z(\theta_i) D_Z(d_i) D_X(a_i) R_X(\alpha_i)$$

Gli angoli e gli spostamenti possono essere ricavati dalla traiettoria dell'end-effector utilizzando la matrice Jacobiana nel calcolo della cinematica inversa. Questo problema è solitamente reso più complesso dalla presenza di ridondanze nel sistema, che provocano l'esistenza di nessuna, una, più di una o infinite soluzioni al problema.

Per uno studio biomeccanico completo dei gradi di libertà espliciti dagli arti inferiori, in Tabella II.2 sono riportati i *range of motion* per i diversi movimenti, utili anche per la successiva definizione di un modello biomeccanico.

	AVERAGE MAXIMUM RANGE OF MOTION (DEG)
Hip flexion	125
Hip extension	not available
Hip abduction	53
Hip adduction	31
Hip medial rotation	20
Hip lateral rotation	60
Knee flexion	120+ when the hip is extended
	140+ when the hip is flexed
	160+ when the knee is flexed passively
Knee extension	0-10
Knee medial rotation	10-15 when the knee is flexed
Knee lateral rotation	30-50 when the knee is flexed
Ankle dorsal flexion	35
Ankle plantar flexion	38
Ankle abduction (inversion)	23
Ankle adduction (eversion)	24
Total rotation external	73
Total rotation internal	66

Tabella II.2

## II.4 | Gait cycle analysis

Il processo di deambulazione può essere definito come la strategia di moto di un bipede che si ottiene combinando alternativamente la fase di sollevamento dal suolo di un piede con il contatto a terra dell'altro, in una prospettiva di avanzamento (nel caso in cui entrambi i piedi si stacchino temporaneamente dal suolo, si parla invece di corsa). Da un punto di vista biomeccanico, il walking è il processo in cui cambiamenti delle strutture meccaniche interne, combinate con le forze di reazione al suolo, risultano in un avanzamento del centro di massa del corpo.

Il *gait cycle* è definito come la sequenza di movimenti che inizia nel momento in cui un piede tocca il terreno e finisce allorché il medesimo piede vi entra nuovamente in contatto (il ciclo è descritto in riferimento ad un solo arto, per esempio il destro). Quando vediamo qualcuno camminare, mentalmente raffiguriamo il gesto come un processo ciclico di movimenti che si ripete passo dopo passo (Fig. II.4). La descrizione del cammino è generalmente limitata ad un singolo ciclo, con l'assunzione che i successivi siano identici al precedente.

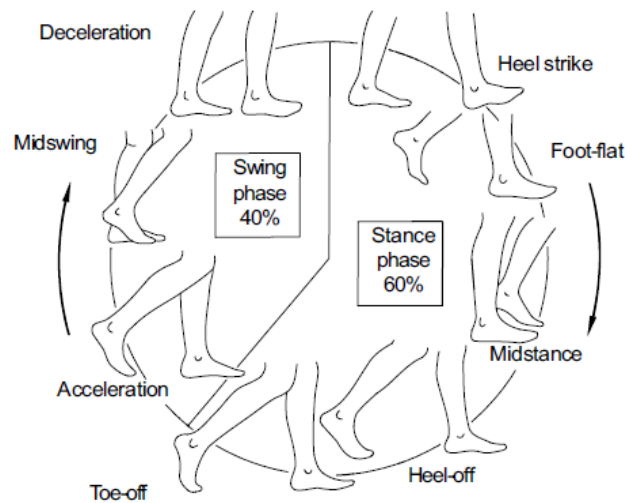


Figura II.4

La descrizione tradizionale divide il ciclo del passo in due fasi, all'interno delle quali sono identificabili otto momenti (o eventi), come riportato in Fig. II.5. La *stance phase* copre circa il 60% dell'intero ciclo mentre la *swing phase* ne costituisce il 40%. Durante il ciclo sono individuabili due periodi in *double stance* ciascuno pari al 10%: in questi intervalli il COM del corpo si trova all'altezza minima. Di seguito sono descritti in dettaglio gli otto momenti del *gait cycle* [7] in riferimento alla nomenclatura sviluppata da Perry presso il Rancho Los Amigos Hospital in California (Cochran, 1982).



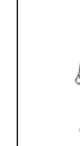





STANCE PHASE				SWING PHASE			
first double support	single limb stance			second double support			
							
initial contact	loading response	mid stance	terminal stance	pre-swing	initial swing	mid-swing	terminal swing
0%	0-10%	10-30%	30-50%	50-60%	60-70%	70-85%	85-100%

Figura II.5

● STANCE PHASE

La *stance phase* rappresenta la fase di supporto del peso e di propulsione. Ha inizio allorché il piede di riferimento tocca il suolo (*heel strike*) e continua fintanto che una qualche sua porzione ne rimane in contatto, terminando infine quando il piede abbandona il terreno (*toe off*).

- INITIAL CONTACT (HEEL\_STRIKE) [0%]: il tallone del piede di riferimento entra in contatto con il suolo (normalmente nella zona posteriore laterale, non centrale). L'anca è in flessione (circa 30-35°), il ginocchio è esteso e la caviglia è leggermente in flessione plantare al fine di assorbire l'impatto. Ciò fa sì che il COM del corpo si abbassi. Poiché il tallone della gamba di riferimento e le dita

dell'altro piede sono entrambe in contatto con il suolo, questo momento costituisce una posizione di *double support*.

- **LOADING RESPONSE [0-10%]**: il piede di riferimento entra gradualmente in contatto con il suolo (il *foot flat* si verifica allorché la pianta ne è completamente a contatto) mentre l'altra estremità abbandona il terreno e comincia ad avanzare (il *loading response* termina con il *toe off* controlaterale). Durante questo periodo il peso del corpo è progressivamente trasferito alla gamba portante. Il ginocchio si flette di circa  $15^\circ$  e la flessione plantare della caviglia è anch'essa di  $15^\circ$ .

I muscoli del quadricipite femorale ed i glutei agiscono durante il carico e all'inizio della *mid-stance* per mantenere la stabilità di anca e ginocchio.

- **MID-STANCE [10-30%]**: inizia quando il piede controlaterale lascia il suolo e si muove in avanti (*toe off* controlaterale). Il corpo è trasportato in avanti oltre alla gamba portante di modo che il piede di riferimento ne supporti progressivamente il peso. La *mid-stance* termina quando il COM si trova proprio sopra al piede di riferimento. L'anca ed il ginocchio sono estesi mentre la caviglia è in posizione neutrale.

Il tricipite della sura si aziona per controllare l'avanzamento della tibia (prevenendo la tendenza dell'anca a flettersi dorsalmente a causa del peso e dell'inerzia del corpo)

- **TERMINAL-STANCE [30-50%]**: inizia quando il tallone di riferimento inizia a sollevarsi e termina quando l'altro arto entra in contatto con il suolo. Durante questo periodo il peso del corpo si muove in avanti oltre la parte anteriore del piede. L'anca si trova in iperestensione, ruotata internamente e in adduzione; il ginocchio è esteso.

- **PRE-SWING [50-60%]**: inizia quando il piede controlaterale tocca il terreno (*heel-strike* controlaterale) e termina con il *toe-off* ipsilaterale. Il peso del corpo è tra-

sferito alla gamba controlaterale e quella che prima era la gamba portante non è più caricata.

- SWING PHASE

La *swing phase* è detta *non-weight bearing phase*. Inizia non appena l'alluce del piede di riferimento abbandona il terreno (dopo il *toe-off*) e finisce immediatamente prima che si verifichi il successivo *heel strike* della stessa gamba.

- INITIAL SWING [60-70%] – accelerazione: inizia quando il piede di riferimento lascia il terreno e continua finché il ginocchio non raggiunge la massima flessione, quando l'estremità flottante si trova direttamente sotto al corpo e in opposizione alla gamba portante. L'anca è flessa e ruotata esternamente; la flessione del ginocchio è necessaria al movimento.

Nell'istante in cui il tallone si trova sollevato dal terreno ma le dita del piede sono in forte contatto con il suolo (azione di *push-off*) allora le forze di reazione al suolo forniscono un momento in avanti che si traduce in un'accelerazione.

- MID-SWING [70-85%]: inizia quando il piede flottante è in opposizione alla gamba portante (e.g. l'arto flottante è sotto al corpo) e termina quando la gamba flottante supera la gamba portante e la tibia si trova in posizione verticale.

- TERMINAL-SWING [85-100%] – decelerazione: ha inizio dal momento in cui la tibia è posizionata verticalmente e termina immediatamente prima del contatto tra tallone e terreno. L'anca si flette ulteriormente; il ginocchio si estende in preparazione dell'*heel strike* ed il piede è in posizione neutrale. Nell'istante in cui il tallone tocca il terreno, il piede effettua una flessione plantare (controllata dall'azione dei muscoli dorso-flessori).

Allorché la gamba rientra nuovamente in *stance phase* il momento generatosi si traduce in una decelerazione.

La Fig. II.6 riassume gli otto momenti costitutivi del gait cycle, rapportandoli ai valori angolari nel tempo assunti dalle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia in flessione-estensione (la scelta di riportare unicamente questi tre gdl è in linea con i gdl realizzati dall'esoscheletro oggetto di studio).

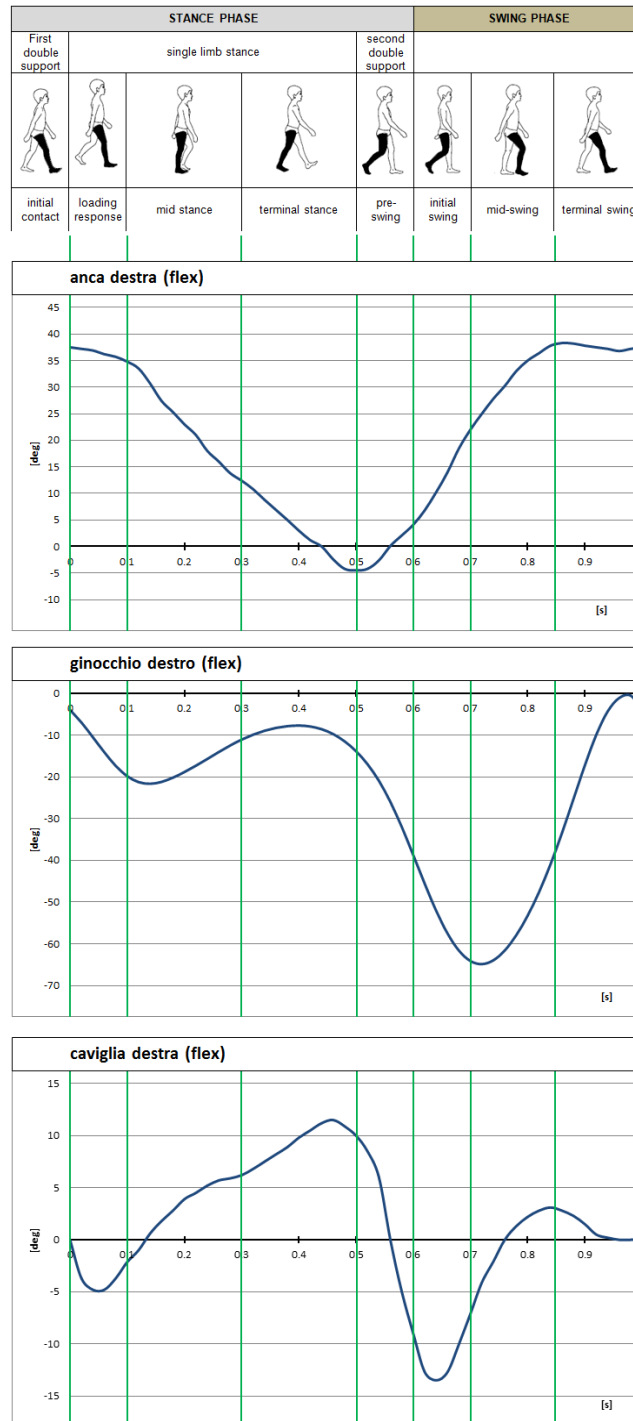


Figura II.6

### II.4.1 Attività muscolare durante il gait cycle

Il *pattern* di moto degli arti inferiori durante il *gait cycle* è prodotto dall'interazione tra forze esterne (reazioni ai giunti e reazione al suolo) e forze interne (prodotte dai muscoli e dagli altri tessuti molli). Matematicamente, la risultante delle forze di reazione al suolo può essere visualizzata tramite il *ground reaction force vector* (*GRFV*), un vettore uguale in modulo ed opposto in verso alla forza che il corpo esercita attraverso la superficie di contatto del piede durante la sola fase di *stance*. Una volta note le caratteristiche istantanee del *GRF* è allora possibile comprendere in che modo l'attività muscolare contribuisce alla stabilità e alla propulsione in fase di deambulazione. Di seguito si riporta una descrizione meccanica della dinamica del passo [8] in relazione ai diversi momenti individuati nel corso della fase di *stance*.

- DURANTE IL LOADING RESPONSE la normale del GRFV...

- è localizzata posteriormente al giunto della caviglia

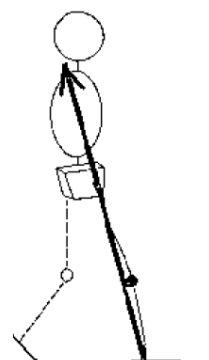
- produce un momento alla caviglia che determina una flessione plantare
- il corpo controlla questo momento con una attività eccentrica dei muscoli dorso-flessori della caviglia

- è localizzata posteriormente al giunto del ginocchio

- produce un momento al ginocchio che ne determina la flessione
- il corpo controlla questo momento con un'attività eccentrica dei muscoli estensori del ginocchio

- è localizzato anteriormente al giunto dell'anca

- produce un momento all'anca che ne determina la flessione
- il corpo controlla questo momento con un'attività isometrica dei muscoli estensori dell'anca



● DURANTE LA MID-STANCE la normale del GRFV...

○ è localizzata anteriormente al giunto della caviglia

- produce un momento alla caviglia che determina una flessione dorsale

- il corpo controlla questo momento con una attività eccentrica dei muscoli flessori plantari della caviglia

○ è localizzata anteriormente al giunto del ginocchio

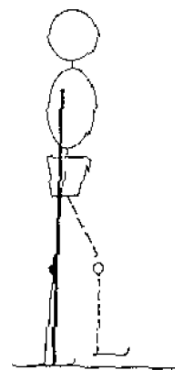
- produce un momento al ginocchio che ne determina l'estensione

- il corpo controlla questo momento passivamente mediante la forza che si sviluppa nelle strutture posteriori al ginocchio durante l'estensione dello stesso. L'attività muscolare non è necessaria

○ è localizzato posteriormente al giunto dell'anca

- produce un momento all'anca che ne determina l'estensione

- il corpo controlla questo momento con un'attività eccentrica dei muscoli flessori dell'anca



● DURANTE LA TERMINAL STANCE la normale del GRFV...

○ è localizzata anteriormente al giunto della caviglia

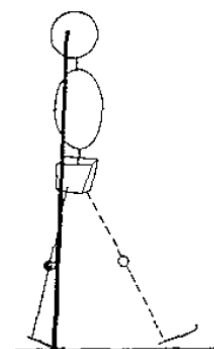
- produce un momento alla caviglia che determina una flessione dorsale

- il corpo controlla questo momento con una attività isometrica dei muscoli flessori plantari della caviglia

○ è localizzata anteriormente al giunto del ginocchio

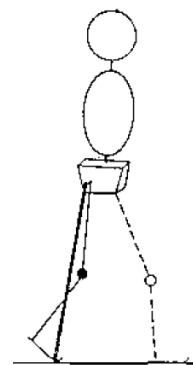
- produce un momento al ginocchio che ne determina l'estensione

- il corpo controlla questo momento passivamente mediante la forza che si sviluppa nelle strutture posteriori al ginocchio durante l'estensione dello stesso. L'attività muscolare non è necessaria





- è localizzato posteriormente al giunto dell'anca
  - produce un momento all'anca che ne determina l'estensione
  - il corpo controlla questo momento con un'attività eccentrica dei muscoli flessori dell'anca
- DURANTE LA PRE-SWING la normale del GRFV...
  - è localizzata anteriormente al giunto della caviglia
    - produce un momento alla caviglia che determina una flessione dorsale
    - il corpo controlla questo momento con una attività dei muscoli flessori plantari della caviglia. La loro attività diventa concentrica mentre sviluppano l'importante forza di *push off* per la propulsione
  - è localizzata posteriormente al giunto del ginocchio
    - produce un momento al ginocchio che ne determina la flessione
    - il corpo controlla questo momento con una minima o quasi assente attività muscolare. I muscoli flessori del ginocchio non sono necessari per iniziare la flessione del ginocchio fin tanto che la forza di reazione del suolo è locata posteriormente al ginocchio. A velocità di deambulazione maggiore, il retto femorale agisce per prevenire un'eccessiva flessione dell'articolazione. A velocità molto ridotte invece la forza di reazione del suolo è insufficiente per flettere il ginocchio ed i tendini sono attivi
  - è localizzato posteriormente al giunto dell'anca
    - produce un momento all'anca che ne determina l'estensione
    - il corpo controlla questo momento con un'attività prima isometrica e poi concentrica dei muscoli flessori dell'anca



## II.5 | Teorie del passo umano

Il processo di deambulazione dell'uomo è il risultato di una complessa cooperazione tra muscoli, movimenti articolari e comandi del sistema moto-neurale il cui obiettivo è quello di muovere il corpo in modo efficiente (energeticamente economico). Per cinquant'anni, due teorie [9] hanno dominato lo studio del passo umano: la teoria dei *six determinants of gait* e quella dell'*inverted pendulum analogy*. Sebbene entrambe mirino a trovare un metodo per minimizzare il costo energetico della locomozione, le strade seguite sono molto diverse e sorprendentemente in contraddizione.

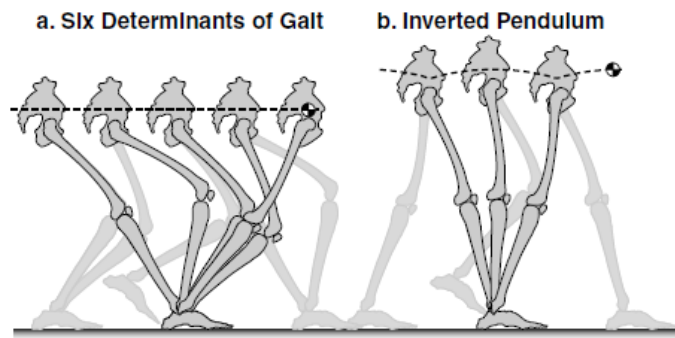


Figura II.7

### II.5.1 The six determinants of gait theory

La teoria dei *six determinants of gait* (Saunders, Inman, & Eberhart, 1953) si basa sulla premessa che gli scostamenti verticale ed orizzontale del centro di massa comportano un costo energetico non indifferente. Per tale ragione propone l'idea che un set di caratteristiche cinematiche opportune possa aiutare a ridurre lo scostamento del COM. Al fine di mantenere una traiettoria del COM quanto più piatta possibile, due dei determinanti considerati sono la flessione del ginocchio durante la fase di *stance* e la rotazione della pelvi. La letteratura recente presenta tuttavia alcune evidenze in contrasto con questa teoria ed una semplice analisi matematica dimostra che il mantenimento di una traiettoria piatta del COM aumenta di fatto il lavoro muscolare e la forza richiesti.

### II.5.2 The inverted pendulum theory

In contrasto con il pensiero precedente, la teoria dell'*inverted pendulum* (e.g., Cavagna & Margaria, 1966; Cavagna, Saibene, & Margaria, 1963) propone l'idea secondo cui è energeticamente meno oneroso per la gamba portante rimanere relativamente dritta durante la fase di *single support* al fine di agire similmente ad un pendolo inverso. In tal modo il COM si muove descrivendo una serie di archi durante ogni fase di *single support*. Una teoria correlata propone la similitudine tra la gamba flottante ed un pendolo (non inverso) oscillante attorno all'asse trasversale dell'anca.

Una analisi profonda del problema dimostra una maggiore verosimiglianza del pendolo inverso rispetto alla prima teoria. Studi dedicati hanno infatti ricavato una serie di misurazioni che evidenziano come l'energia cinematica e quella potenziale (gravitazionale) del COM fluttuino nella realtà in modo del tutto simile a quanto ci si aspetterebbe considerando la gamba portante come un pendolo inverso. Tuttavia la logica estensione di questa teoria presenta un importante dilemma: se da un lato un pendolo è in grado di oscillare liberamente, perché la locomozione richiede un costo energetico? Seguendo la teoria del pendolo inverso l'uomo dovrebbe infatti essere in grado di camminare senza alcun attuatore muscolare e quindi senza alcun costo energetico.

### II.5.3 The dynamic walking approach

Il paradosso della teoria del pendolo inverso può essere risolto ricorrendo al *dynamic walking approach*. Il termine '*dynamic walking*' si riferisce alla periodicità del passo realizzata quasi interamente per mezzo della sola dinamica degli arti inferiori, con una minima attuazione applicata al fine di aiutarne il comportamento periodico. Di fatto, la fase di *single support* può essere prodotta interamente dalla dinamica passiva, con la gamba agente come un pendolo (come nella teoria del pendolo inver-

so). Tuttavia la caratteristica chiave della *dynamic walking* sta nel fatto che, a differenza di quanto avviene nella teoria del pendolo, si considera anche l'impatto tra la gamba flottante ed il suolo e la conseguente dissipazione (non trascurabile) di energia. Tale energia può essere recuperata passivamente, scendendo un piano inclinato come nel caso della *passive dynamic walking* (McGeer, 1990a), oppure attivamente, mediante l'applicazione di attuatori come push-off (Kuo, 2002), come dimostrato da un recente robot (Collins et al., 2005). Le condizioni di push-off e collisione possono produrre le condizioni iniziali per il passo successivo senza la necessità di alcuna stabilizzazione attiva né del controllo per il tracking di una traiettoria predeterminata. Impiegando un ginocchio in grado di prevenire passivamente la propria iperestensione (McGeer, 1990b) il peso corporeo può essere anche supportato senza l'uso di alcun attuttore. Il *dynamic walking approach* estende quindi la teoria del pendolo inverso trovando in aggiunta una possibile risposta al suo dilemma nella dissipazione di energia durante la collisione tra piede e suolo.

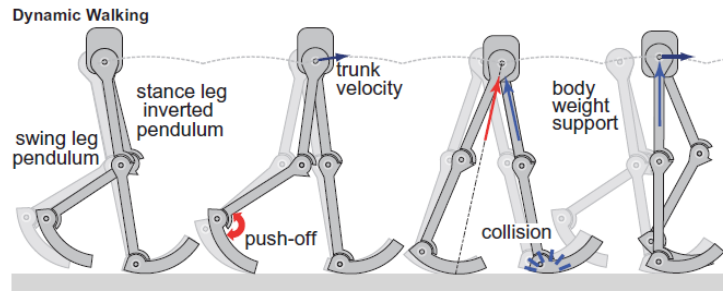


Figura II.8

## II.6 | Modello dinamico della locomozione umana

Quando si considera un meccanismo multibody come ad esempio un *wearable robot*, per studio dinamico si intende l'analisi del movimento nel *configuration* e nel *working space* come funzione delle forze interne (le coppie applicate dagli attuatori a ciascun giunto) e delle forze esterne (le forze d'interazione con l'ambiente).

Al fine di utilizzare gli stessi metodi applicati in robotica, è necessario studiare la complessità della dinamica umana da un punto di vista biomeccanico semplificato. A seconda dell'obiettivo per cui si svolge l'analisi si possono infatti applicare diversi livelli di approssimazione al modello dinamico (ottenendo così differenti tipologie di risultati). Ogni metodo presenta al contempo una serie di vantaggi e di limiti intrinseci in relazione alla specifica applicazione, esperimento o simulazione.

Il primo passo consiste nel calcolare le forze ed i momenti ai giunti (*problema dinamico inverso*). Tale operazione può essere effettuata assumendo che il corpo umano sia modellato come una catena di corpi rigidi connessi da giunti ideali. Un possibile risultato di questo modello è la distinzione dei diversi contributi dati dalle coppie ai giunti.

Un secondo livello di dettaglio include un modello funzionale del comportamento dei giunti, ad esempio considerandoli come un sistema del secondo ordine. Impiegando le tecniche classiche per l'identificazione dei sistemi è possibile determinare la rigidità e la viscosità dei giunti stessi.

Un terzo livello di dettaglio include la modellazione dei singoli muscoli agenti su ciascun giunto. Questo studio richiede la definizione della geometria di ciascun muscolo coinvolto, specificandone i punti di origine e d'inserzione nonché il modello della sua dinamica. Tuttavia, a causa della ridondanza muscolare (esistono più muscoli che attraversano un giunto di quelli richiesti per produrre un certo movimento) il problema è caratterizzato da molteplici combinazioni di forze muscolari in grado di

produrre il medesimo output. Impiegando tecniche di ottimizzazione, che considerano ad esempio l'efficienza energetica e la massima coppia prodotta dal muscolo, è possibile ottenere soluzioni plausibili per la distribuzione di forza in ciascun muscolo.

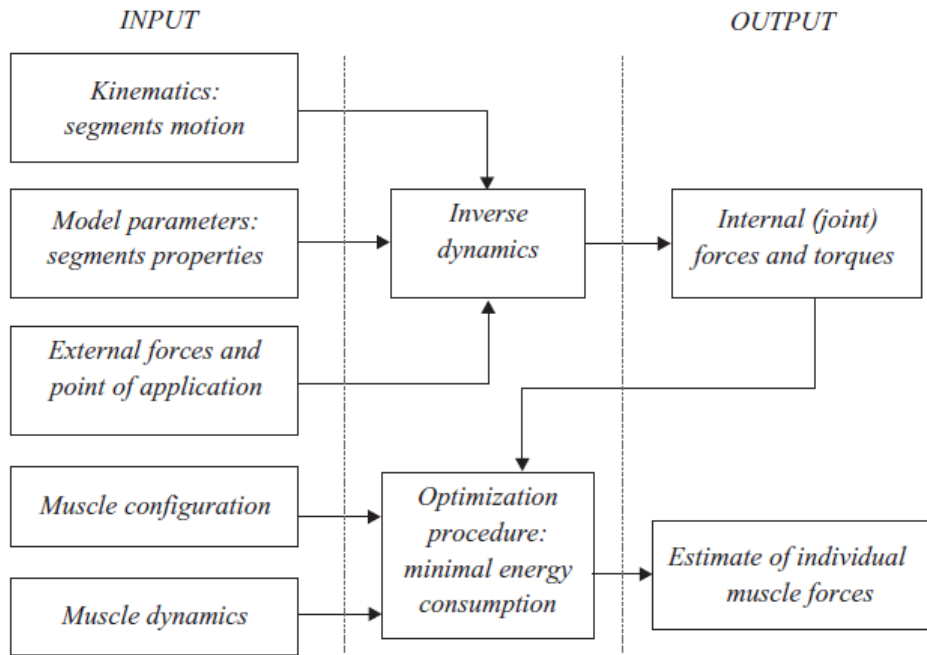


Figura II.9

### II.6.1 Dinamica inversa

Al fine di definire un sistema ad esoscheletro, il primo passo nella modellazione dinamica deve concentrarsi sulla risoluzione del problema dinamico inverso. L'*inverse dynamic model* è disegnato per ricavare le forze e le coppie interne ( $\tau$ ) in ciascun giunto come funzione dell'evoluzione temporale delle coordinate del giunto stesso (*motion data*). È in oltre possibile distinguere tra le coppie ai giunti prodotte dai muscoli e quelle prodotte dalla gravità e dai segmenti adiacenti.

In generale, questo metodo richiede tre fonti di informazione:

- Cinematica: misure del moto dei segmenti (cioè della rotazione dei giunti)

- Dinamica: misure delle forze esterne di contatto. Si noti che questa informazione è richiesta solo nel caso in cui nel problema sia coinvolta una catena cinematica chiusa (come nella fase di *double support*) quando cioè vi siano due punti di applicazione della forza esterna sulla catena. Di fatto quando entrambi i piedi sono in contatto con il suolo non è possibile risolvere la dinamica inversa senza conoscere le forze esterne sotto ciascun piede (Forner-Cordero, Koopman and Van der Helm, 2004, 2006; Koopman, Grootenboer and de Jongh, 1995).
- Parametri del modello: proprietà geometriche ed inerziali dei segmenti, i vincoli applicati dai giunti ed il loro *range of motion* (Koopman 1989; Winter 1990; Zajac, Neptune and Kautz 2002).

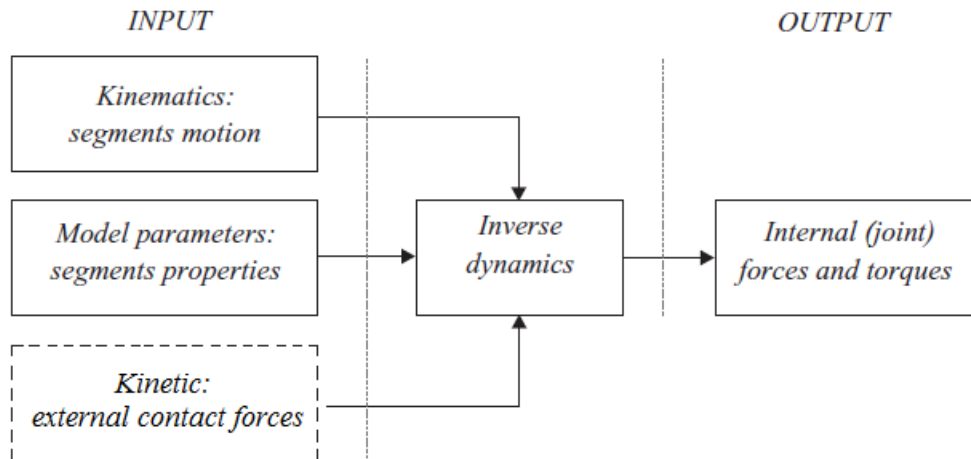


Figura II.10

## II.6.2 Equazioni del moto: formulazione nello spazio dei giunti

In robotica, entrambi gli approcci alla meccanica di Newton e di Lagrange sono utilizzabili per ricavare il modello dinamico del robot. Tuttavia, mentre la formulazione di Newton–Eulero si basa su una descrizione della meccanica mediante funzioni vettoriali, la formulazione di Lagrange–Eulero si basa su funzioni scalari. Visti quindi i vantaggi derivanti dall’approccio lagrangiano, di seguito si applica

quest'ultimo per il calcolo delle equazioni del moto di un robot bipede, ossia delle equazioni che descrivono il comportamento del robot in funzione del tempo [10].

Da un punto di vista modellistico, un esoscheletro può essere considerato come un meccanismo multibody realizzato in modo tale che ciascun giunto restringe il moto relativo dei due segmenti consecutivi che coinvolge. Per semplicità si assume che il vincolo imposto da ciascun giunto sia funzione delle sole coordinate del sistema e del tempo (in particolare non dipenda dalla velocità o dai momenti del sistema). Il vincolo così imposto dal giunto prende il nome di *olonomo* e viene espresso matematicamente come:

$$f(r_1, r_2, \dots, r_n, t) = 0$$

dove  $r_i$  è il set di coordinate che descrivono la posizione di ciascun link e  $t$  è il tempo. In aggiunta, un vincolo è detto essere *scleronomico* quando non dipende dal tempo, ossia quando nella sua espressione non appare esplicitamente il tempo  $t$ .

Le equazioni di Lagrange per un sistema olonomo e scleronomico si scrivono come:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} = \tau_i \quad \forall i = 1, \dots, n$$

dove  $q$  è il vettore delle coordinate generalizzate, con un set minimo ( $n$ ) di coordinate per determinare completamente la posizione di ciascun link del robot. Similmente  $\tau_i$  rappresenta le forze generalizzate applicate ai giunti (una forza nel caso di un giunto prismatico ed una coppia nel caso di giunto rotoidale).  $L$  è una funzione che prende il nome di lagrangiana del sistema ed è calcolata a partire dall'energia cinetica  $T$  e dall'energia potenziale  $V$  del robot:  $L = T - V$ .

In molti casi l'energia potenziale è funzione delle sole coordinate generalizzate  $q$ :  $V = V(q)$ . È quindi possibile scrivere le seguenti equazioni:



$$\underbrace{\frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{q}}}_{\text{inertial forces term}} - \frac{\partial T}{\partial q} + \underbrace{\frac{\partial V}{\partial q}}_{\substack{\text{gravity} \\ \text{vector}}} = \tau \quad \rightarrow \quad \frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{q}} - \frac{\partial T}{\partial q} = \tau - G(q) \quad \rightarrow \quad M(q) \ddot{q} + C(q, \dot{q}) = \tau - G(q)$$

L'equazione scritta in forma matriciale canonica che rappresenta la formulazione nel *joint-space* della dinamica del sistema (i.e. la dinamica della catena di link descritta nelle coordinate del *joint space*) è la seguente:

$$M(q) \ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) = \tau \quad *$$

dove

- $q, \dot{q}, \ddot{q}$  rappresentano i vettori n-dimensionali delle coordinate dei giunti, delle loro velocità e delle loro accelerazioni (tutti e tre sono funzioni del tempo)
- $M(q)$  è una matrice  $n \times n$ , simmetrica, definita positiva che rappresenta l'effetto delle accelerazioni dei giunti su  $\tau$  ed è detta Matrice d'inerzia generalizzata (o *joint-space inertia matrix*) *JSIM*
- $C(q, \dot{q})$  è una matrice  $n \times n$  che rappresenta le forze di Coriolis e le forze centrifughe (complessivamente note con il nome di *velocity product terms*)
- $G(q)$  è il vettore delle forze gravitazionali
- $\tau$  è il vettore n-dimensionale delle coppie generalizzate applicate ai singoli segmenti

---

\*

$$T = \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q}$$

$$\frac{\partial T}{\partial \dot{q}} = \frac{\partial}{\partial \dot{q}} \left( \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} \right) = M(q) \dot{q}$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{q}} = \frac{d}{dt} (M(q) \dot{q}) = \dot{M} \dot{q} + M \ddot{q}$$

$$\frac{\partial T}{\partial q} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} \dot{q}^T \frac{\partial M}{\partial q_1} \dot{q} \\ \dots \\ \dot{q}^T \frac{\partial M}{\partial q_n} \dot{q} \end{bmatrix} \quad \text{questo termine è pari a zero nel caso in cui: } \begin{cases} \dot{q} = 0 \\ M = \cos t \end{cases}$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{q}} - \frac{\partial T}{\partial q} = M\ddot{q} + \dot{M}\dot{q} - \frac{1}{2} \underbrace{\begin{bmatrix} \dot{q}^T \frac{\partial M}{\partial q_1} \dot{q} \\ \dots \\ \dot{q}^T \frac{\partial M}{\partial q_n} \dot{q} \end{bmatrix}}_{\text{vector of the velocity products} = C(q, \dot{q})} = M\ddot{q} + C(q, \dot{q})$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{q}} - \frac{\partial T}{\partial q} = \tau - G(q) \quad \rightarrow \quad M\ddot{q} + C(q, \dot{q}) = \tau - G(q) \quad \rightarrow \quad M\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) = \tau \quad \#$$

Nella pratica, la catena del robot è solitamente affetta da disturbi e da frizioni, fenomeni che possono essere tenuti in considerazione riscrivendo l'equazione precedente nel seguente modo:

$$M(q) \ddot{q} + C(q, \dot{q}) + F(\dot{q}) + G(q) + \tau_d = \tau$$

$F(\dot{q})$  è il termine di frizione ed è dato dalla seguente equazione:

$$F(\dot{q}) = F_u \dot{q} + F_d$$

dove  $F_u$  è una matrice di coefficienti di frizione viscosa e  $F_d$  è la cosiddetta *dynamic friction*. Si noti che poiché tali coefficienti rappresentano un modello matematico approssimato del reale comportamento, è di fatto difficile determinarne i valori per un robot dato. Tuttavia, il disturbo  $\tau_d$  può essere introdotto per rappresentare eventuali errori nel modello dinamico.

L'equazione del moto per la catena di link può essere scritta come segue:

$$M(q) \ddot{q} + N(q, \dot{q}) + \tau_d = \tau$$

dove  $N(q, \dot{q})$  rappresenta gli effetti non lineari e può scriversi come:

$$N(q, \dot{q}) = C(q, \dot{q}) + F(\dot{q}) + G(q)$$

### II.6.3 Modello dinamico

Una possibile strategia [11] per la formulazione di un modello dinamico semplificato della locomozione umana consiste nell'identificazione all'interno del *gait cycle* di tre distinte fasi che si manifestano in altrettanti modelli dinamici. In particolare si individuano i tre momenti seguenti:

- SINGLE SUPPORT: una gamba è in configurazione di *stance* mentre l'altra è in *swing* (40% del *gait cycle*)
- DOUBLE SUPPORT: entrambe le gambe si trovano in configurazione di *stance* ed i piedi sono in pieno contatto con il suolo (20% del *gait cycle*)
- DOUBLE SUPPORT WITH ONE REDUNDANCY: entrambe le gambe sono in configurazione di *stance* ma un solo piede si trova in pieno contatto con il suolo, al contrario dell'altro che è in parziale contatto (40% del *gait cycle*)

Per poter applicare questa strategia nello schema di controllo di un esoscheletro, è necessario utilizzare una suoletta plantare provvista di sensori di forza. Usando le informazioni registrate dai sensori, il controllore determina in quale fase si sta operando e quale modello dinamico deve quindi essere applicato.

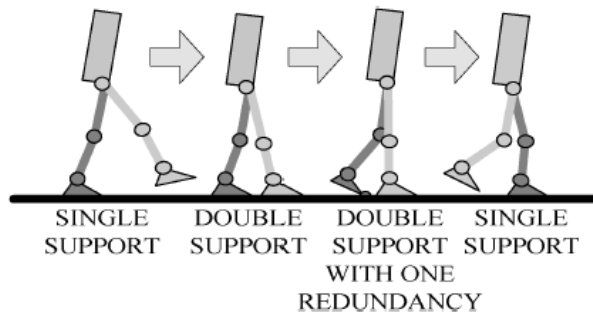


Figura II.11

I modelli dinamici corrispondenti ai tre diversi momenti sono i seguenti:

- SINGLE SUPPORT

Durante la fase di *single-support* l'arto inferiore può essere modellato come un meccanismo a 7gdl nel piano sagittale costituito da un insieme di link connessi in serie. L'equazione dinamica può essere scritta in forma generale come:

$$M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) = \tau$$

- DOUBLE SUPPORT

Durante la fase di *double-support* entrambi i piedi sono piatti al suolo. L'esoscheletro è modellato come l'insieme di due meccanismi planari, ciascuno con 3 gdl, connessi in corrispondenza del torso. La dinamica dei due meccanismi seriali è descritta dalle due equazioni seguenti:

$$M_L(m_{TL}, \theta_L)\ddot{\theta}_L + C_L(m_{TL}, \theta_L, \dot{\theta}_L) + G_L(m_{TL}, \theta_L) = \tau_L$$

$$M_R(m_{TR}, \theta_R)\ddot{\theta}_R + C_R(m_{TR}, \theta_R, \dot{\theta}_R) + G_R(m_{TR}, \theta_R) = \tau_R$$

dove  $m_{TL}$  e  $m_{TR}$  sono le porzioni di massa del torso effettivamente supportate da ciascuna gamba ed  $m_T$  è la massa totale del torso, di modo che valga:

$$m_T = m_{TL} + m_{TR}$$

I contributi di  $m_T$  su ciascuna gamba (i.e.  $m_{TL}$  and  $m_{TR}$ ) sono scelti in funzione delle posizione del COM del torso rispetto alla caviglia, cosicchè:

$$\frac{m_{TR}}{m_{TL}} = \frac{x_{TL}}{x_{TR}}$$

dove  $x_{TL}$  è la distanza orizzontale tra il COM del torso e la caviglia sinistra, mentre  $x_{TR}$  è la distanza orizzontale tra il COM del torso e la caviglia destra (ad esempio, se il COM del torso è localizzato direttamente sopra alla gamba destra, allora si ha che  $m_{TL}=0$  e  $m_{TR}=m_T$ ).

L'equazione sopra è valida solo in condizione quasi-statica, in cui cioè velocità ed accelerazioni sono ridotte.

• DOUBLE SUPPORT WITH ONE REDUNDANCY

In questo terzo caso la stance leg con il piede piatto al suolo è modellata con un meccanismo seriale a 3 gdl, mentre la stance leg non completamente in contatto con il terreno è modellata con un meccanismo seriale a 4 gdl. Ciascun link seriale supporta una porzione del peso del torso. La dinamica per questi link seriali è simile a quella del double-support case ad eccezione del fatto che l'equazione della gamba ridondante rappresenta 4 e non 3 gdl. La massa del torso effettivamente supportata da ciascuna gamba è calcolata con la medesima equazione usata nel caso precedente.

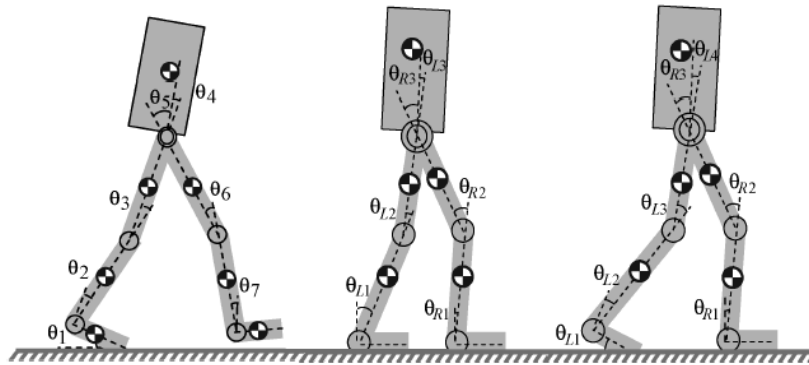


Figura II.12



## Capitolo III

# Design di un esoscheletro

**L**a progettazione di un sistema ad esoscheletro è un percorso complesso e al tempo stesso avvincente, che richiede ad ogni suo step importanti considerazioni di ordine tecnologico e fisiologico. Essendo infatti questi dispositivi in fase di ricerca avanzata, non esiste ancora un design definitivo che risolva tutte le difficoltà realizzative ad essi collegate. Lo stato dell'arte fino ad oggi mostra infatti differenti scelte costruttive, ciascuna caratterizzata al tempo stesso da vantaggi e limitazioni.

In questo capitolo sono illustrate le possibili alternative legate al design dei sistemi esoscheletrici, esponendo in dettaglio questioni di tipo cinematico, dinamico e funzionale, e soffermandosi estesamente sulle moderne strategie di attuazione e controllo utilizzate nel ramo.

### III.1 | Scelta dell'architettura cinematica

Uno degli step fondamentali nel design di un esoscheletro per gli arti inferiori è la scelta dell'architettura da utilizzare. Di fatto esistono molti layouts utilizzabili per combinare giunti e links al fine di formare una struttura cinematicamente ammissibile e funzionante, generalmente classificabili in una delle tre seguenti architetture: antropomorfica, non-antropomorfica e pseudo- antropomorfica [12].

- L'ARCHITETTURA ANTROPOMORFICA tende ad affiancarsi esattamente all'anatomia della gamba umana, riproducendone esattamente i gradi cinematici ed utilizzando le medesime lunghezze al fine di seguirne esattamente la posizione spaziale nel tempo. Questo layout presenta una serie di vantaggi quale ad esempio l'assenza di collisioni tra l'uomo e il sistema. D'altro canto, una delle maggiori difficoltà è rappresentata proprio dalla difficile replicazione della complessità delle articolazioni anatomiche utilizzando l'attuale stato dell'arte nella realizzazione dei giunti. Se si volesse ad esempio riprodurre esattamente il cinematiso del ginocchio umano, si otterrebbe un sistema meccanico assai complicato e probabilmente poco robusto, giacché la sua flessione-estensione non è il risultato di una pura rotazione attorno all'asse trasversale. Un altro limite dell'architettura antropomorfica sta nella necessaria eguaglianza tra le quotature dei links del sistema e le misure antropometriche degli arti del soggetto, da cui la necessità di produrre un sistema personalizzato per il singolo, in alternativa alla progettazione non banale di un sistema altamente aggiustabile.
- L'ARCHITETTURA NON-ANTROPOMORFICA è, di fatto, un layout poco utilizzato. Il suo principale vantaggio è rappresentato dalla sua completa autonomia topologica rispetto ai vincoli morfologici imposti dal cinematiso dell'arto inferiore il che consente l'apertura di un ampio ventaglio di possibilità per il design del sistema con l'unico vincolo che esso non interferisca o limiti in qualche modo il movimento



dell'operatore. In generale la realizzazione di un'architettura che si diversifichi in modo significativo da quella dell'arto umano e che al contempo possa muoversi in modo del tutto simile ad esso è un compito piuttosto complicato. In questo caso i requisiti di sicurezza diventano una questione ancora più stringente in quanto il sistema non deve in alcun modo forzare l'operatore ad assumere una configurazione cinematica non raggiungibile anatomicamente. In secondo luogo, non essendo i giunti del sistema collocati in corrispondenza dei giunti anatomici, un ulteriore problema legato a questo layout è costituito dalle possibili collisioni verificabili tra il sistema e la gamba del soggetto, o tra il sistema ed altri oggetti nell'ambiente.

- L'ARCHITETTURA PSEUDO-ANTROPOMORFICA presenta una struttura cinematica molto simile a quella dell'arto inferiore umano attuando tuttavia importanti semplificazioni che vanno ad escludere alcuni dei gradi di libertà anatomici. I gdl effettivi sono inoltre solitamente approssimati tramite uno o più giunti rotoidali, semplificando quindi la complessità effettiva del moto reale. Tali approssimazioni risultano complessivamente in un'effettiva diversità tra la cinematica dell'uomo e quella del sistema. Questi ultimi sono solitamente collegati rigidamente solo in corrispondenza delle comuni estremità (torso e piedi) in funzione del fatto che ogni ulteriore connessione rigida potrebbe generare importanti forze imposte sul soggetto (si noti tuttavia che l'impiego di deboli connessioni che permettano il moto relativo tra il soggetto ed il sistema sono in realtà tollerate). Non dovendo infine riprodurre esattamente la cinematica del soggetto, tale architettura è facilmente adattabili alle misure antropometriche di differenti operatori.

In virtù delle semplificazioni e dei vantaggi offerti dal layout pseudo-antropomorfo, le considerazioni seguenti si riferiranno agli aspetti di design legati a quest'architettura.

## III.2 | Scelta dei gradi di libertà (gdl)

Un'architettura pseudo-antropomorfa presenta similmente all'uomo le tre articolazioni di anca, ginocchio e caviglia implementate tuttavia in modo differente. Innanzitutto, l'arto inferiore dell'uomo possiede delle importanti ridondanze che fanno sì che la medesima posizione e/o orientamento del piede (visto come end-effector) possa essere ottenuta con differenti configurazioni dei giunti. Un'analisi effettuata dall'*Army Research Laboratory* per lo studio dei requisiti di un esoscheletro finalizzato all'amplificazione di forza suggerisce un numero minimo di gdl per ciascun arto pari a 6 (non viene cioè incluso solamente il movimento di abduzione-adduzione della caviglia). L'aggiunta di un gdl ridondante incrementerebbe ovviamente la complessità del sistema di controllo. L'elevato numero di gdl previsti è dovuto al fatto che un tale sistema deve garantire al soggetto la massima autonomia di movimento. Al contrario degli *empowering robotic exoskeletons*, un sistema finalizzato all'ausilio motorio, simile a quello esaminato nel presente lavoro, richiede un numero minore di gdl, limitando i movimenti a vantaggio di una riproduzione corretta dell'esercizio effettuato.

Un possibile meccanismo a 7 gdl, e quindi nel pieno rispetto del cinematismo dell'arto inferiore, potrebbe essere il seguente [12].

- 3 GDL ALL'ANCA. L'articolazione dell'anca può essere considerato come un *ball and socket joint* a 3gdl. Verrebbe quindi naturale progettare il giunto dell'anca di modo che tutti e tre gli assi di rotazione passino per il centro della sfera articolare. Tuttavia numerosi esperimenti in letteratura hanno dimostrato come un tale design presenti importanti limitazioni nel *range of motion* e cada in singolarità in corrispondenza di alcune configurazioni dell'articolazione. Per risolvere questi limiti una valida alternativa consiste nello scegliere entrambi gli assi di ab/adduzione e flesso/estensione in modo tale da passare per il centro dell'anca, diversamente

dall'asse di intra/extra rotazione che può essere invece scelto posteriormente al soggetto (non passante quindi per il centro dell'articolazione).

- 1 GDL AL GINOCCHIO (pura rotazione nel piano sagittale). Il movimento disegnato dal ginocchio umano è dato da una complessa combinazione di rotolamento e strisciamento tra il femore e la tibia che permette al centro di rotazione del giunto di spostarsi man mano che l'articolazione si flette.

Modellare il ginocchio con un giunto puramente rotoidale se da un lato porta ad un allontanamento dalla reale cinematica dell'uomo, dall'altro apporta una notevole semplificazione al moto e quindi al modello dinamico del sistema, nonché ad una maggior robustezza dello schema.

- 3 GDL ALLA CAVIGLIA. L'asse di flesso/estensione del sistema è preso in modo da coincidere con quello anatomico. Per semplificare il design, gli assi di ab/adduzione e di intra/extra rotazione possono invece essere scelti in modo da non passare per il piede del soggetto andando così a formare un piano al di fuori di quest'ultimo.

Collocare i giunti del sistema in modo tale che ruotino attorno allo stesso asse utilizzato dall'articolazione anatomica è un'operazione molto complessa, soprattutto in riferimento ai giunti con più gdl come l'anca e la caviglia. Se si sceglie di trascurare questa coincidenza è necessario far sì che il sistema non impedisca il moto normale dell'arto del soggetto. L'aggiunta di eventuali giunti ridondanti, se da un lato contribuisce ad aumentare la complessità del sistema (soprattutto dello schema di controllo), dall'altro può aiutare ad evitare configurazioni di impedimento per il soggetto.

### III.3 | Range of motion (rom)

Poiché la cinematica di un esoscheletro pseudo-antropomorfo deve riprodurre in modo quanto più fedele possibile quella dell'uomo, un buon criterio per decidere

il *range of motion* dei giunti del sistema è analizzare direttamente quelli delle articolazioni ricavati in fase di CGA.

Per ogni gdl, la seconda colonna della Tabella III.1 [12] mostra un *rom* possibile per un esoscheletro a 6gdl. In genere i valori riportati sono stati scelti in modo da risultare maggiori di quelli ottenuti durante il *gait cycle* e minori del massimo *rom* consentito dalle articolazioni umane.

	Human walking maximum range of motion (deg)	Average military male maximum range of motion (deg)
Ankle flexion	14.1	35
Ankle extension	20.6	38
Ankle abduction	not available	23
Ankle adduction	not available	24
Knee flexion	73.5	159
Hip flexion	32.2	125
Hip extension	22.5	not available
Hip abduction	7.9	53
Hip adduction	6.4	31
Total rotation external	13.2	73
Total rotation internal	1.6	66

Tabella III.1

### III.4 | Clinical gait analysis (CGA) e design

Per progettare un esoscheletro pseudo-antropomorfo con masse ed inerzie simili a quelle degli arti dell'uomo, il calcolo delle coppie ai giunti e della potenza richieste dal sistema per la locomozione possono essere approssimate a partire da quelle richieste da un soggetto delle medesime dimensioni che esegua lo stesso moto.

I dati relativi ai valori angolari descritti dai giunti e alle corrispondenti coppie richieste in un tipico *gait cycle* possono essere facilmente acquisiti tramite misurazioni in *Clinical Gait Analysis (CGA)*. I valori angolari in una *CGA* sono solitamente registrati tramite sistemi *motion capture*, mentre i valori di coppia sono calcolati

stimando le masse e le inerzie degli arti e applicando le equazioni dinamiche ai dati di movimento. La potenza meccanica istantanea è quindi calcolata intuitivamente moltiplicando la velocità angolare dei giunti (ottenuta tramite derivazione delle posizioni angolari) e le coppie istantanee ai giunti.

Considerando le variazioni del passo proprie di ciascun individuo e diversi processi alternativi di misura, la letteratura offre per i dati CGA tre fonti indipendenti ([13], [14] e [15]).

La sezione seguente descrive l'utilizzo dei dati CGA per il design di un sistema ad esoscheletro [16]. L'analisi di partenza considera un soggetto normale di 75 kg deambulante su di un terreno piano con una cadenza normale (1.3 m/s).

Gli angoli ai giunti sono considerati positivi laddove derivino da una rotazione antioraria del link distale rispetto al prossimale (sono pari a zero in posizione eretta) con il soggetto orientato come in Fig. III.1. Per esempio, nella posizione visualizzata, l'angolo dell'anca è positivo, mentre entrambi gli angoli di ginocchio e caviglia sono negativi. La coppia è considerata positiva se

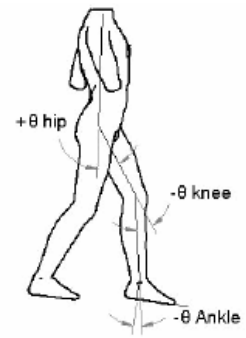


Figura III.1

agente in verso antiorario sul link distale. Un valore positivo nelle misure angolari e di coppia ai giunti corrisponde ad una flessione del link, mentre un valore negativo ne esprime un'estensione. Un valore positivo della potenza meccanica istantanea indica che il giunto compie lavoro positivo (fornisce energia al sistema), mentre un segno negativo indica l'esecuzione di un lavoro negativo (il giunto assorbe energia dal sistema). I grafici di seguito considerati sono stati ottenuti considerando un singolo ciclo del passo; TO sta per *Toe-Off* mentre HS sta per *Heel-Strike*.

## ● CGA DELLA CAVIGLIA

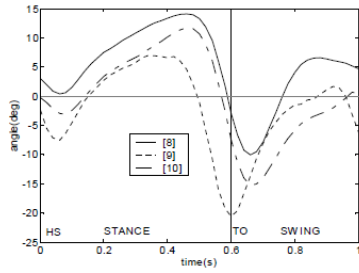


Figura III.2

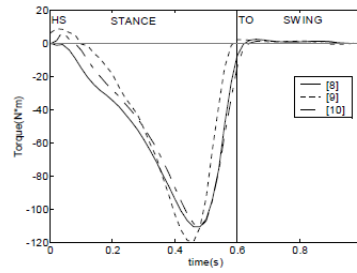


Figura III.3

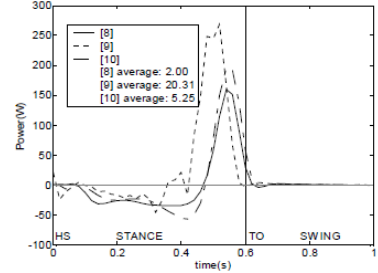


Figura III.4

La Fig. III.2 mostra i valori angolari di flesso-estensione descritti dalla caviglia. Si noti come il *range of motion* della caviglia sia piuttosto ridotto. Il valore minore (raggiunto in estensione) è di circa  $-20^\circ$  e si verifica subito dopo il *toe-off*, mentre il valore massimo (in flessione) è pari a  $+15^\circ$  ed accorre nella tarda fase di *stance*.

La Fig. III.3 mostra i valori di coppia alla caviglia in flesso-estensione. Il piccolo negativo (con piede in estensione) è molto ampio ( $\sim -120 \text{ N} \cdot \text{m}$ ) e si verifica nella tarda fase di *stance*. Durante la fase di *swing* i valori di coppia sono piuttosto ridotti. Poiché i valori di coppia della caviglia sono quasi interamente negativi, l'impiego di un attuatore unidirezionale risulta essere la scelta vincente. L'andamento asimmetrico implica anche un'orientazione preferenziale per gli attuatori asimmetrici (e.g. *one sided hydraulic cylinders*). Al contrario, se si considerano attuatori simmetrici bidirezionali, l'utilizzo di uno *spring-loading* potrebbe permettere l'uso di attuatori con ridotta capacità di coppia. Sebbene la coppia richiesta dall'anca risulti importante in fase di *stance*, essa è invece minima durante lo *swing*. Ciò suggerisce l'implementazione di un sistema in grado di disattivare l'attuatore alla caviglia durante lo *swing* al fine di favorire un risparmio energetico.

La Fig. III.3 mostra la potenza meccanica istantanea dalla caviglia in flesso-estensione. Durante la prima metà della fase di *stance* si ha un assorbimento di energia che viene poi rilasciata subito dopo il *toe-off*. Essendo la potenza media positiva,

si evince che la caviglia fornisce energia al sistema e richiede quindi una produzione in termini di potenza (*actuation*).

● CGA DEL GINOCCHIO

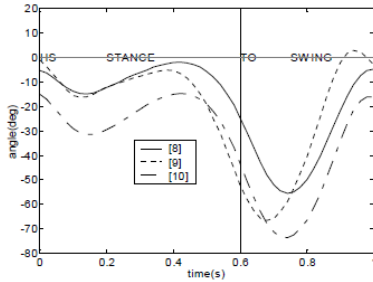


Figura III.5

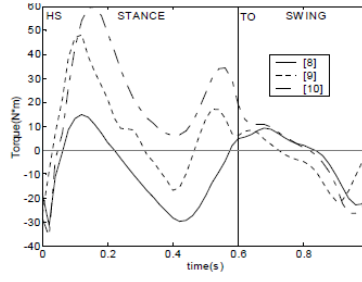


Figura III.6

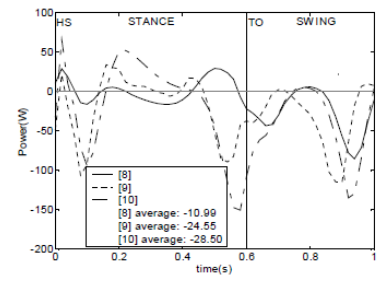


Figura III.7

La Fig. III.5 mostra i valori angolari di flessione-estensione descritti dal ginocchio. Al fine di generare una traiettoria orizzontale dell'anca, gli angoli descritti sono tutti in flessione. Il massimo valore angolare assunto dall'articolazione è di circa  $0^\circ$  (un valore maggiore corrisponderebbe infatti ad una iper-estensione) mentre il minimo è di circa  $-60^\circ$  in flessione e si verifica all'inizio della fase di *mid swing* consentendo al piede di lasciare il suolo. Il ginocchio si piega momentaneamente all'inizio della fase di *stance* per assorbire l'impatto derivante dall'*heel-strike* per poi subire una grande flessione durante lo *swing* atta a diminuire l'effettiva lunghezza della gamba al fine di consentire al piede di non entrare in contatto con il suolo in fase di avanzamento.

La Fig. III.6 mostra i valori di coppia al ginocchio in flessione-estensione. Una coppia iniziale di  $\sim -35 \text{ N} \cdot \text{m}$  in flessione è richiesta nell'*heel-strike*, seguita da una grande coppia in estensione ( $\sim 60 \text{ N} \cdot \text{m}$ ) per impedire al ginocchio di piegarsi durante la fase di *stance*. La presenza di valori di coppia sia positivi che negativi suggerisce l'utilizzo di un attuatore bidirezionale. Attuatori asimmetrici dovrebbero essere settati in moda da fornire una estensione maggiore del picco di coppia più alto presente nella prima fase di *stance*.

La Fig. III.7 mostra la potenza meccanica istantanea del ginocchio in flessione-estensione. Dal grafico si notano valori sia positivi che negativi associati rispettivamente alla fornitura e all'assorbimento di potenza. Avendo tuttavia la potenza media un valore negativo, si può dire che (in media) il giunto del ginocchio assorbe energia.

● CGA DELL'ANCA

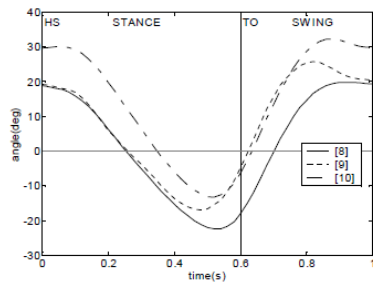


Figura III.8

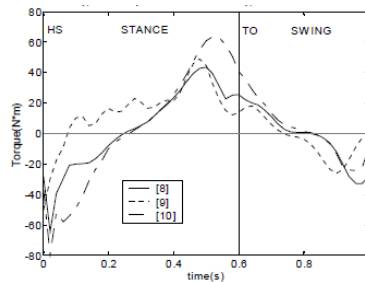


Figura III.9

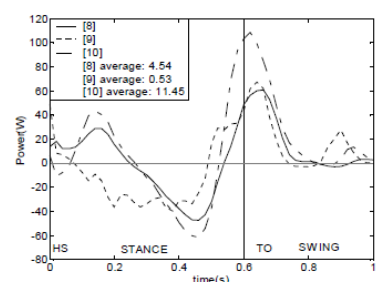


Figura III.10

La Fig. III.8 mostra i valori angolari di flessione-estensione descritti dall'anca. La coscia si muove secondo un pattern approssimativamente sinusoidale. In corrispondenza dell'*heel-strike* si ha infatti una flessione in avanti di circa  $30^\circ$  per consentire al piede di entrare in contatto con il suolo anteriormente al soggetto. Per la maggior parte della fase di *stance* si ha invece un'estensione di circa  $\sim -20^\circ$ , seguita infine da una flessione in fase di *swing*.

La Fig. III.9 mostra i valori di coppia all'anca in flessione-estensione. L'andamento è bidirezionale e approssimativamente simmetrico (da  $\sim -80 \text{ N} \cdot \text{m}$  in estensione a  $\sim +60 \text{ N} \cdot \text{m}$  in flessione). All'inizio della fase di *stance* l'anca richiede valori di coppia negativi (estensione) dovendo essa supportare il carico sulla gamba portante. Tra la fine della fase di *stance* e l'inizio dello *swing* la coppia assume invece valori positivi (flessione) in corrispondenza del ruolo propulsivo dell'anca. Sul finire dello *swing* la coppia ritorna ad assumere valori negative a causa dell'azione decelerante dell'anca sulla gamba in preparazione dell'*heel-strike*. A causa dell'andamento



bidirezionale della coppia, il giunto dell'anca richiede l'utilizzo di un attuatore bidirezionale.

La Fig. III.10 mostra la potenza meccanica istantanea dall'anca in flessione-estensione. L'anca assorbe energia durante la fase di *stance* e la fornisce invece durante il *toe-off* al fine di proiettare il torso in avanti.

● POTENZA TOTALE

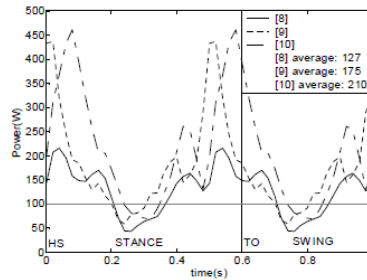


Figura III.11

La Fig. III.11 mostra la potenza meccanica totale richiesta per la deambulazione di un soggetto di 75 kg su di una superficie piana ad una velocità di circa 1.3 m/s. Il calcolo è stato eseguito sommando i valori assoluti delle potenze meccaniche istantanee per i tre giunti (caviglia, ginocchio e anca) di entrambe le gambe. Il valore assoluto delle potenze ai giunti è utilizzato come una misura conservativa (si assume cioè che una potenza meccanica negativa in un esoscheletro non indichi la generazione di potenza). I dati ottenuti mostrano che la potenza meccanica media per muovere un esoscheletro va dai 127W ai 210W. Questi valori sono indipendenti dal tipo di fonte energetica utilizzata. Si noti la presenza di due picchi di potenza.

### 3.5 | Coppia VS posizione angolare ai giunti

I requisiti di un sistema di attuazione possono essere valutati considerando la funzione che i giunti devono seguire al fine di riprodurre quanto più fedelmente possibile il processo di deambulazione. Un'analisi funzionale e meccanica del sistema muscoloscheletrico durante il *gait cycle* può essere d'aiuto per capire come un attuatore dovrebbe comportarsi in vista di tale obiettivo.

A partire dai dati ricavati dalla CGA, (Winter, 1990), è possibile studiare la relazione tra gli angoli ai giunti e le relative coppie sul piano sagittale nel corso di un *gait cycle* (tutti i dati sono normalizzati ad una massa corporea di 75 kg). La performance di un giunto è valutata confrontandone la posizione angolare e la coppia applicata (*load-displacement relationship*).

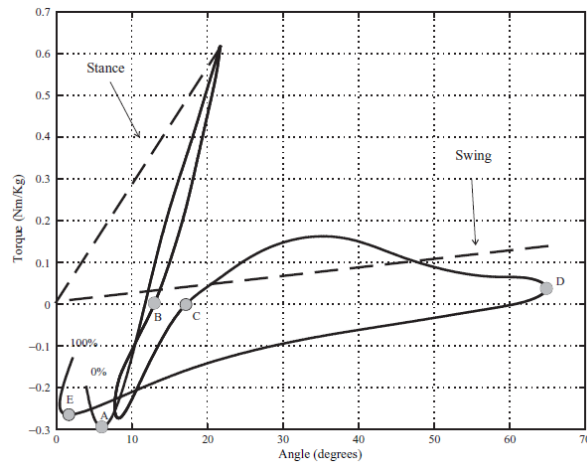


Figura III.12

A titolo esemplificativo si considera in questa sede la sola articolazione del ginocchio [17]. La Fig. III.12 mostra l'evoluzione della relazione coppia-angolo all'articolazione. Durante i due intervalli del *gait cycle* si possono identificare diversi segmenti etichettati dalle lettere da A ad E: intervallo 1 (*stance phase* - segmenti A-B-C) e intervallo 2 (*swing phase* - segmenti C-D-E).

○ segmento A-B: in *stance*, circa 5 e 15% del *gait cycle*

In questo intervallo l'attività muscoloscheletrica è finalizzata all'assorbimento dello shock: il ginocchio assorbe l'impatto (attraverso l'azione del quadricipite). La relazione tra posizione angolare e coppia dell'articolazione è approssimativamente lineare, suggerendo una somiglianza tra la performance del ginocchio e l'elasticità di una molla.

- segmento B-C: in *stance*, subito prima dello *swing*, circa 15 e 50 % del *gait cycle*

In questa fase la gamba recupera la sua estensione nel mentre la potenza è recuperata anch'essa.

- segmento C-D: in *swing*

Questo intervallo indentifica la fase di flessione durante lo *swing*.

- segmento D-E: in *swing*

Questo intervallo indentifica la fase di estensione durante lo *swing*.

L'intervallo 1 (A-B-C) può essere approssimato come un rapporto costante, in modo del tutto simile alla costante elastica definita dalla legge elastica di Hooke che stabilisce la proporzionalità tra tensione e deformazione meccanica. In questo modo la relazione coppia-angolo nell'intervallo può essere approssimato tramite un'equazione lineare. Una possibile scelta utilizza una linea di *fit* dal punto 0-0 fino al massimo valore di coppia (punto 22-0.62) nel diagramma angolo-coppia. Dall'equazione della retta si può facilmente ricavare un valore di costante elastica torsionale:

$$T = K_1 a_{stance}$$

in cui  $T$  è la coppia ( $N\ m/kg$ ) al giunto,  $a_{stance}$  è l'angolo del giunto per la fase di *stance* (in gradi) e  $K_1$  è la costante elastica torsionale ( $N\ m/kg\ degree$ ).

L'intervallo 2 (C-D-E) presenta due momenti distinti. La curva compresa tra i punti C-D mostra una non-linearità che può essere interpretata come una *pseudo-elasticità*. Tale comportamento è presente nei casi in cui la deformazione aumenta

considerevolmente anche applicando una minima tensione dopo che un certo valore di carico è stato raggiunto. Dall'altra parte, il segmento D-E presenta una relazione sufficientemente lineare da poter essere approssimata con un comportamento elastico. Il *fit* ottimo per entrambi i momenti è una retta passante per i punti A e D, ma la necessità di partire dalla stessa posizione neutra come nella *stance* impone il punto 0-0 come punto di partenza. Una costante elastica torsionale per la fase di *swing* può essere stimata dall'espressione seguente:

$$T = K_2 a_{swing}$$

dove  $T$  è la coppia ( $N\ m/kg$ ) al giunto,  $a_{swing}$  è l'angolo del giunto per la fase di *swing* (in gradi) e  $K_2$  è la costante elastica torsionale ( $N\ m/kg\ degree$ ).

Considerando questi risultati, si può pensare di includere due molle elastiche all'attuatore del ginocchio. Lo *switch* tra la prima molla e la seconda può essere effettuato allorché la gamba risulti completamente estesa.

## III.6 | Attuazione

L'attuazione è un aspetto fondamentale dell'implementazione di un *wearable robot*. Le attuali tecnologie di attuazione non sono ancora del tutto in grado di fornire attuatori efficienti e con alta densità di potenza, adatti quindi al design di un esoscheletro. Nella selezione di un attuttore, devono essere considerati numerosi aspetti come ad esempio la densità di forza o di potenza, l'efficienza, le dimensioni ed il peso nonché il costo.

Solitamente, gli attuatori impiegati nei *wearable robots* sono utilizzati in condizioni operative dinamiche e producono quindi cambiamenti del flusso di potenza necessario (*power requirements*) in funzione delle variabili considerate (velocità e forza) e dell'efficienza in cui l'energia in input è trasformata in quella in output.

### III.6.1 Tecniche di attuazione

Gli attuatori forniscono la potenza motoria per il robot. Molti degli attuatori utilizzati nel campo della robotica sono componenti commerciali modificati per adattarsi al meglio all'applicazione specifica.

Per far muovere gli arti inferiori di un sistema ad esoscheletro, le tecnologie di attuazione utilizzate sono essenzialmente due (comunemente impiegate anche per i robot manipolatori):

- Attuatori lineari (hydraulic, pneumatic, o electromagnetic-brushless dc motors)
- Attuatori rotativi direct-drive

- ATTUATORI LINEARI

Gli attuatori di tipo lineare costituiscono un ottimo sistema di attuazione in virtù degli elevati livelli di forza che sono in gradi di sviluppare e della semplicità dei controllori ad essi associati. Poiché il task di deambulazione richiede movimenti rotatori e non traslatori, essi devono essere opportunamente connessi ai due link in moto relativo (coscia-gamba o gamba-piede), come illustrato in Fig. III.13. La scelta del punto di ancoraggio tra attuatore e link deriva dalla misura del braccio di leva richiesto per produrre il momento necessario al giunto a partire dalla forza disponibile.

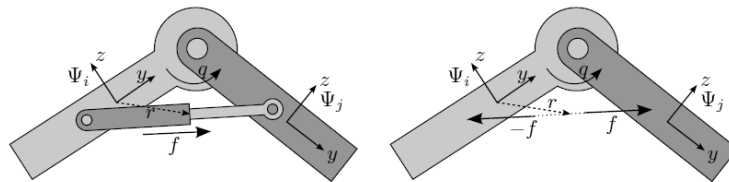


Figura III.13

Nell'impiego di forze lineari, è necessario prestare particolare attenzione al *range of motion* del giunto governato. In particolare potrebbe essere necessario ridurre alcuni *rom* per impedire che, in alcune configurazioni angolari, l'asse di moto dell'attuatore passi proprio attraverso il centro del giunto. In una tale situazione, infatti, l'attuatore non sarebbe in grado di produrre un momento attorno al giunto stesso.

La strategia di attuazione lineare può essere implementata mediante tre approcci tecnologici: idraulico, pneumatico ed elettromagnetico. Gli attuatori idraulici e pneumatici sono in grado di produrre alti valori di forza e coppia, presentando tuttavia alcuni limiti che rendono i loro concorrenti elettrici la scelta migliore in ambito biomedicale.

Gli ATTUATORI IDRAULICI erano essenzialmente utilizzati nei primi robot industriali, grazie alla loro capacità di offrire grande quantità di forza ed elevati rapporti *power-to-weight*. In un sistema idraulico, la potenza è fornita meccanicamente da una pompa di fluido ad alta pressione. Il loro controllo avviene attraverso valvole a solenoide (controllo on/off) o servovalvole (controllo proporzionale) guidate elettricamente da un circuito di controllo elettronico a bassa potenza. Tuttavia problemi legati al mantenimento e alle frequenti perdite hanno limitato l'uso di tali dispositivi nel campo della robotica bipede.

Gli attuatori idraulici sono fondamentalmente diversi dai motori elettrici per il fatto che la quantità di flusso nei primi è limitata dalla massima quantità concessa dalla pompa che sta alla fonte e dalle restrizioni imposte dagli elementi di controllo come le servovalvole.

Tali sistemi presentano inoltre l'indesiderabile problema dell'inquinamento acustico, del tutto incompatibile con le applicazioni in ambito biomedicale.

Gli ATTUATORI PNEUMATICI presentano molti aspetti in comune con la tecnica precedente. Sono principalmente utilizzati in manipolatori semplici in virtù delle ottime performance raggiunte in movimenti *point-to-point*. Sono semplici da control-

lare (solitamente eseguono movimenti non controllati limitati da stop di tipo meccanico), economici ma poco efficienti dal punto di vista energetico. Cilindri pneumatici sono stati utilizzati in molti progetti di ricerca legati ai robot di locomozione. Sebbene abbiano una densità di potenza maggiore rispetto agli attuatori lineari elettrici, la loro applicazione ai *wearable robots* è resa incompatibile dalle dimensioni del compressore necessario al funzionamento.

Gli ATTUATORI ELETTROMAGNETICI (BRUSHLESS DC MOTORS) sono largamente utilizzati nella robotica moderna grazie alla loro capacità di ottenere buone performance a bassi costi in virtù della decrescente complessità dei motori. Tale vantaggio è tuttavia pagato in fase di progettazione del sistema di controllo che risulta inevitabilmente più complesso e costoso rispetto a quelli impiegati dai motori *brush*.

Confrontando le performance degli attuatori convenzionali (Tabella III.2), gli attuatori idraulici risulterebbero essere i candidati migliori per l'applicazione in un sistema ad esoscheletro. I rapporti potenza-peso e potenza-volume di un attuatore idraulico superano quelli di un attuatore elettromagnetico di un fattore rispettivamente pari a 10 e 5. La larghezza di banda closed-loop di un sistema pneumatico è tipicamente 5 o 6 volte minore di quella di un sistema idraulico, limitando la capacità di track a 2 Hz. Considerando poi l'abilità di tracking del movimento umano, gli attuatori idraulici risulerebbero essere la scelta migliore.

Tuttavia l'eventuale scelta di un attuatore idraulico determina la valutazione di alcune importanti questioni. Innanzitutto, le significative perdite di potenza alle servo valvole associate al controllo del flusso hanno un impatto notevole sul complessivo apporto di potenza. In secondo luogo il rumore acustico è un problema difficilmente mitigabile a causa delle ampie lunghezze d'onda. In seguito a tali considerazioni, l'utilizzo di motori elettrici, lineari o rotativi, eventualmente modificati, risulta essere la scelta vincente per applicazioni di robotica in ambiente riabilitativo.

	HYDRAULIC ACTUATORS	PNEUMATIC ACTUATORS	ELECTROMAGNETIC ACTUATORS
BANDWIDTH	alte performance all'interno del range 50-100 Hz. Dipende dal design dell'attuatore e del controllore	da 5 a 6 volte minore rispetto agli att. idraulici	la necessità di trasmissione (efficiente) li rende il 10-20% più grandi
POWER TO WEIGHT	eccellente	gli attuatori di tipo elastico sono simili a quelli idraulici. Quelli di tipo <i>hardshell</i> sono simili agli attuatori elettrici	in un rapporto 1:10 rispetto agli attuatori idraulici
POWER TO VOLUME	eccellente	gli attuatori di tipo elastico sono simili a quelli idraulici. Quelli di tipo <i>hardshell</i> sono simili agli attuatori elettrici	in un rapporto 1:5 rispetto agli attuatori idraulici
PACKAGING	nessuna trasmissione; difficoltà d'isolamento acustico	simile agli attuatori idraulici	le trasmissioni aumentano il volume del 20-50%. L'elettronica di potenza può superare le misure dell'attuatore
LOAD HOLDING	nessuna potenza per attuatori lineari con cilindri asimmetrici. Da 1 a 10% per attuatori lineari simmetrici e rotativi	simile agli attuatori idraulici	la potenza richiesta p circa il 5-10%

Tabella III.2

- ATTUATORI ROTATIVI DIRECT-DRIVE

A causa della loro bassa densità di potenza, devono essere necessariamente personalizzati al fine di ottenere in uscita una coppia abbastanza elevata da ruotare i giunti coinvolti. Tale svantaggio è tuttavia compensato da una relativa semplicità nel controllo. Il design modulare è anch'esso notevolmente agevolato, in virtù del fatto che l'attuatore può essere pensato concettualmente e fisicamente come il giunto nella sua interezza a scapito tuttavia di un maggior ingombro.



### III.6.2 Posizionamento degli attuatori

Gli arti inferiori dei *walking robots* presentano un numero di gdl variabile tra uno e quattro e possono essere implementati mediante differenti tipi di layout [18].

L'arto più semplice da immaginare è costituito da un unico giunto rotoidale posto in prossimità all'anca e consente unicamente un movimento del tutto simile a quello di un pendolo. Questo layout è utilizzato nei *frame walkers* e può essere attuato facilmente con attuatori di tipo lineare o rotativo.

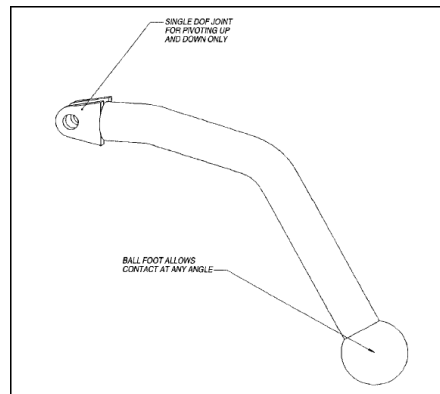


Figura III.14

La configurazione successiva in termini di complessità prevede due gdl in corrispondenza rispettivamente di anca e ginocchio e può essere implementata installando i due attuatori necessari secondo diverse configurazioni. La Fig. III.15 mostra una gamba a due gdl che utilizza attuatori lineari. La Fig. III.16 disegna un meccanismo che mantiene il secondo segmento della gamba verticale nel mentre è sollevato o abbassato. L'attuatore al ginocchio può essere sostituito da un link passivo rendendo la configurazione pari ad una gamba ad un solo gdl il cui secondo segmento non oscilla in modo del tutto simile alla figura precedente.

Al fine di rendere la configurazione più antropomorfica, si possono applicare attuatori rotativi in corrispondenza dei giunti (Fig. III.17), aumentandone tuttavia l'ingombro. Il layout a cavo in Fig. III.18 occupa infine il volume minore e non presenta alcun at-

tuatore in vista. Questi due ultimi design hanno il vantaggio di utilizzare i motori in modo più semplice rispetto a quanto avviene negli attuatori lineari. Tuttavia, il loro grande limite sta nelle dimensioni, che devono essere necessariamente elevate per ottenere una potenza sufficiente.

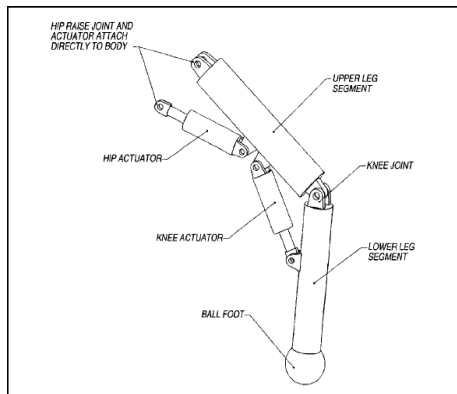


Figura III.15

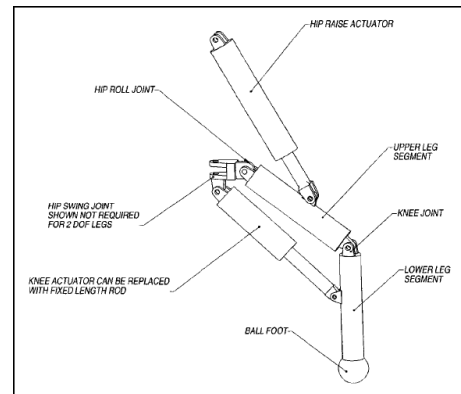


Figura III.16

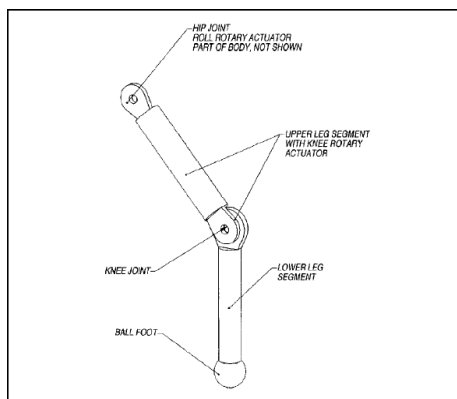


Figura III.17

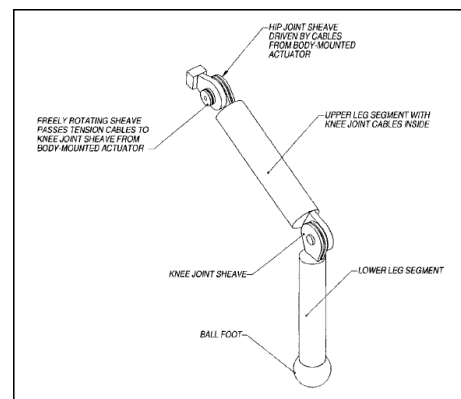


Figura III.18

Per trasformare il layout a due gdl in un design a tre gdl è necessario applicare un giunto universale all'anca (flesso-estensione e ad-abduzione), governato da un attuatore applicato orizzontalmente al telaio. La Fig. III.19 ne mostra una semplice implementazione. L'ordine dei giunti (in flessione e abduzione) comporta importanti cambiamenti nel modo in cui la posizione del piede viene controllata e dovrebbe essere attentamente valutata prima di produrre le componenti reali.

La Fig. III.20 mostra un arto a tre gdl governato da attuatori rotativi. Esistono molte varianti di questo layout che determinano cambiamenti nelle lunghezze dei segmenti e

nella posizione di ciascun attuatore. È infine abbastanza complicato guidare un giunto a cavo per l'anca, ma può tuttavia essere fatto.

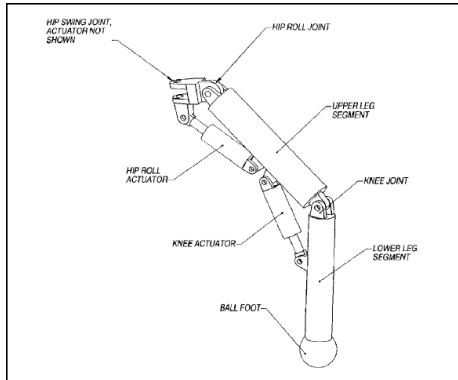


Figura III.19

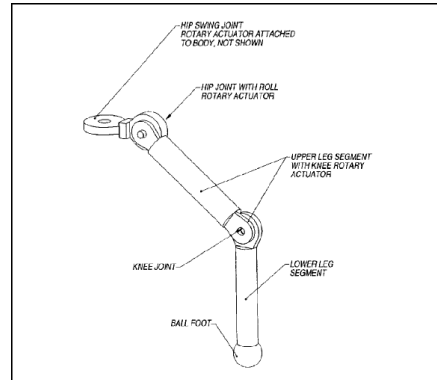


Figura III.20

Si noti che in tutte le configurazioni presentate, il piede è costituito da una massa sferica a causa del fatto che la sua orientazione non è in alcun modo controllata (una sfera restituisce infatti la medesima superficie di contatto indipendentemente dall'orientazione).

### III.6.3 Performance di un attuatore

Di seguito vengono riportati i parametri fondamentali utilizzati nella definizione delle performance di un attuatore di tipo elettrico [17].

- POWER DENSITY ( $P_V$ ): è il rapporto tra la massima potenza meccanica ( $P_{out}$ ) ottenibile in output ed il volume ( $V$ ) dell'attuatore:

$$P_V = \frac{P_{OUT}}{V}$$

Se si considera il rapporto tra la massima potenza meccanica ( $P_{out}$ ) ed il peso ( $\rho V$ ) dell'attuatore, allora si parla di *specific power density* ( $P_\rho$ ):

$$P_\rho = \frac{P_{OUT}}{\rho V}$$

- WORK DENSITY PER CYCLE ( $W_V$ ): è la quantità di lavoro meccanico che un attuatore può svolgere durante un ciclo di funzionamento e si definisce come il rapporto tra il lavoro in output ed il volume:

$$W_V = \frac{W_{OUT}}{V}$$

In modo del tutto simile si dice, *specific work density per cycle* ( $W_\rho$ ) il rapporto tra il massimo lavoro meccanico per ciclo ottenibile in output ed il peso dell'attuatore:

$$W_\rho = \frac{W_{OUT}}{\rho V}$$

- BANDWIDTH OF THE ACTUATOR: è definita dalla frequenza di *cutoff* che a sua volta è legata alla costante di tempo dell'attuatore. La costante di tempo e la massima frequenza di un attuatore sono vincolate dalla seguente espressione:

$$f = \frac{1}{2\pi\tau}$$

- EFFICIENCY ( $\eta$ ): è definite come il rapporto tra l'energia meccanica in output ( $W_m$ ) e l'energia elettrica in input ( $W_e$ ):

$$\eta = \frac{W_m}{W_e}$$

## III.7 | Strategie di controllo

L'interazione meccanica tra il corpo umano e il sistema ad esoscheletro per il raggiungimento di un comune obiettivo rappresenta una tematica fondamentale, attualmente ancora in fase di ricerca e sperimentazione. In questo paragrafo si illustrano le attuali conoscenze riguardanti la reazione dell'organismo in seguito all'applicazione di un *wearable robot* e viceversa, soffermandosi poi sulle più moderne strategie di controllo impiegate [19].

### III.7.1 Il comportamento dell'organismo

Qualunque sia lo scopo per il quale un esoscheletro venga indossato (sia esso in funzione di un incremento di forza o in vista di un ausilio motorio), la trasmissione della potenza meccanica è un aspetto fondamentale dell'interazione uomo-macchina. Nel momento in cui il corpo umano interagisce con un esoscheletro, questo è percepito come un sistema di forze esterne. Il sistema nervoso centrale (CNS) reagisce ad esso cercando di modellare tali forze e compensarle in funzione di una corretta interazione.

Alcuni studi sul sistema motorio hanno dimostrato che nel momento in cui un soggetto è sottoposto ad un campo di forza che disturba sistematicamente il movimento del braccio, esso è comunque in grado di ripristinare il pattern originale della sua cinematica (Shadmehr and Mussa-Ivaldi, 1994). Le coppie alle articolazioni sono infatti in grado di adattarsi al fine di compensare le forze perturbative applicate (DeBicki and Gribble, 2004; Gribble and Ostry, 2000). Nell'istante in cui la perturbazione è eliminata improvvisamente, il soggetto mostra un errore nella traiettoria dovuto al precedente adattamento. Si deduce quindi l'esistenza di un meccanismo di adattamento e learning implicato nello sviluppo di modelli interni, in grado di utilizzare le proprietà

di viscoelasticità del sistema neuromuscolare. La viscoelasticità è in grado di generare un insieme di forze che si oppongono alla perturbazione e che possono dunque considerarsi come parti di un sistema di controllo a catena chiusa.

Le normali interazioni che l'uomo ha costantemente con l'ambiente esterno creano forze con diverse caratteristiche spaziali e temporali (ad esempio le forze gravitazionali, viscose, d'accelerazione). L'uomo è in grado di compensare tali variazioni dinamiche attraverso un complesso controllo a feedback. La teoria del punto di equilibrio propone l'idea secondo cui, sfruttando le proprietà di viscoelasticità, il cervello è in grado di controllare il movimento degli arti semplicemente comandando un set di posizioni di equilibrio stabile e modificando le proprietà meccaniche dei muscoli e dei riflessi (Feldman, 1986).

Numerosi studi in letteratura (Dolan, Friedman and Nagurka, 1993; Hogan, 1985; Tsuji, Morasso and Ito, 1995) hanno considerato il comportamento dinamico dei segmenti del corpo umano in termini di impedenza meccanica. Considerata nel contesto in esame, l'impedenza meccanica può essere definita come la relazione dinamica tra forze infinitesime e variazioni di posizione. Nell'afferrare un oggetto, ad esempio, l'impedenza meccanica determina le forze di reazione in risposta alle perturbazioni causate dal *grasping*. Vista nel suo complesso, la scelta dell'impedenza meccanica può quindi rappresentare una strategia attraverso cui il CNS controlla il comportamento del sistema uomo-macchina.

### III.7.2 Il comportamento dell'esoscheletro

Le principali strategie di controllo per la gestione delle interazioni uomo-macchina possono essere classificate in due grandi categorie: *feedforward control* e *feedback control* (Fig. III.21).

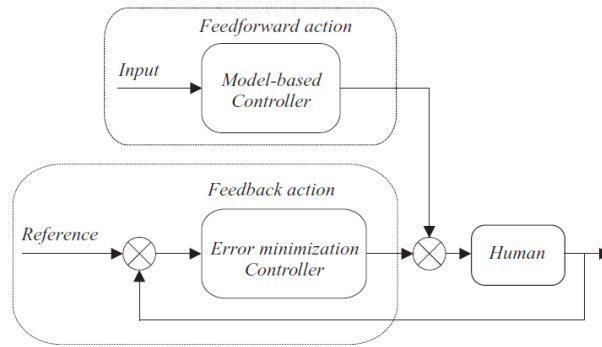


Figura III.21

I sistemi a feedforward eseguono l'azione di controllo utilizzando una stima basata su un modello del sistema e riuscendo ad anticipare l'azione necessaria al raggiungimento del goal. Errori di modello o perturbazioni impreviste possono tuttavia portare a importanti errori nel controllo. Tali due aspetti possono infatti essere gestiti solo attraverso un controllo a feedback, in cui l'errore è impiegato per determinare l'azione di controllo. Entrambi gli approcci possono essere implementati attraverso strategie di controllo differenti, come riassunto in Fig. III.22.

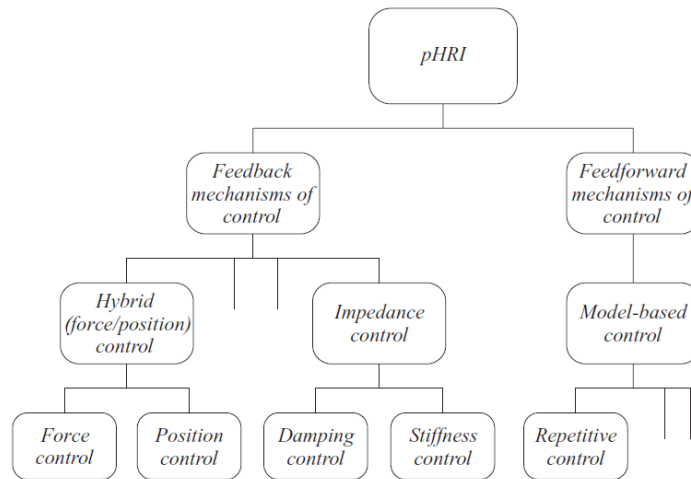


Figura III.22

Negli ultimi anni la ricerca in ambito robotico si è concentrata notevolmente sullo studio del controllo delle interazioni uomo-macchina, proiettando l'attenzione oltre che sulla posizione, anche sulla gestione della forza. In particolare, tra i diversi schemi

di controllo proposti, è importante approfondire gli aspetti legati al controllo ibrido (forza/posizione) e al controllo d'impedenza.

Nel controllo di tipo ibrido (Fig. III.23), la forza dell'end-effector è controllata esplicitamente lungo direzioni selezionate, mentre la sua posizione è controllata lungo le direzioni complementari (Mason, 1981; Raibert and Craig, 1981). Nel controllo d'impedenza (Fig. III.24) si mira invece a mantenere una relazione prescelta, sia essa statica o dinamica, tra la forza e la posizione del robot (Hogan, 1985). Si tratta quindi di una generalizzazione del damping control (Whitney, 1977) e dello stiffness control (Salisbury, 1980).

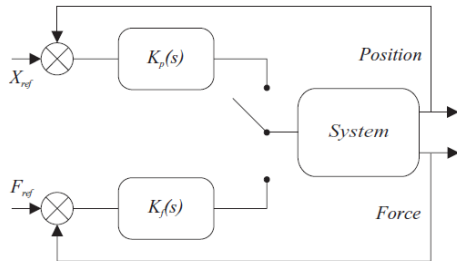


Figura III.23

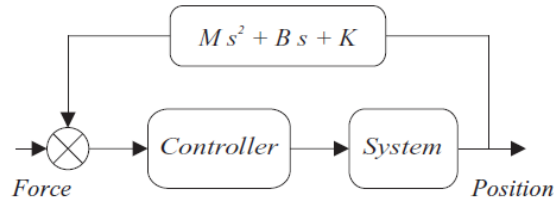


Figura III.24

Attualmente, il controllo d'impedenza costituisce la strategia più utilizzata nei *wearable robots*. Uno dei principali vantaggi da esso offerti è la possibilità di ottenere un comportamento collaborativo del robot, riuscendo così a produrre una interazione fisica più naturale e a ridurre il rischio di danno. L'idea alla base di questo metodo è quella di implementare un sistema di controllo in catena chiusa la cui dinamica possa essere matematicamente descritta dalla seguente equazione:

$$F = M(\ddot{q} - \ddot{q}_0) + B(\dot{q} - \dot{q}_0) + K(q - q_0)$$

dove M, B e K rappresentano rispettivamente l'inerzia, lo smorzamento e la rigidità del sistema interagente. Tali tre parametri possono essere modificati dal sistema di controllo in funzione del task (l'impedenza può cioè variare in diverse direzioni nello spazio dei tasks). L'interazione tra il robot e l'uomo produce un bilancio dinamico tra



i due sistemi il quale risulta influenzato dal peso che l'uomo ha rispetto al robot (e viceversa) nell'esecuzione del compito. In pratica, è possibile ridurre o aumentare il grado di “accondiscendenza” del robot a seconda che si desideri ottenere un suo comportamento dominante o obbediente in relazione al soggetto. Il risultato fondamentale è che il comportamento del robot e quello dell'uomo risultano essere complementari. Se l'uno è visto come impedenza (ossia riceve input di forza e risponde con output di movimento), l'altro è considerato un'ammettenza (ossia riceve input di movimento e risponde con output di forza) e viceversa. In applicazioni d'ausilio motorio il robot è quindi considerato come un'impedenza al contrario dell'uomo che costituisce invece un'ammettenza.

Va poi evidenziato che, nel caso in cui l'uomo si comporti come un'impedenza variabile (si pensi al caso di un *empowering wearable robot*), l'esoscheletro può essere controllato in modo da comportarsi secondo uno schema adattativo, modulando la propria impedenza per adattarsi a quella del soggetto.

### III.7.3 Uomo-esoscheletro in anello chiuso

L'interazione tra uomo ed esoscheletro all'interno di un anello chiuso costituisce la combinazione di due sistemi dinamici di controllo: il sistema di controllo motorio dell'uomo ed il controllore del robot (Fig. III.25).

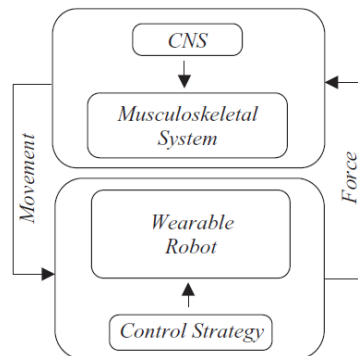


Figura III.25

I due sistemi interagiscono tra loro mediante i sensori e gli attuatori presenti nel robot. I recettori dell'uomo registrano gli stati fisiologici del corpo e dell'ambiente, i quali vengono inviati al sistema nervoso centrale per essere interpretati dai processi cognitivi al fine di formulare un'azione motoria. Parallelamente, i sensori dell'esoscheletro registrano gli stati della macchina e dell'ambiente i quali vengono interpretati dal sistema di controllo al fine di controllare gli attuatori.

L'aspetto fondamentale di questa interazione è la capacità dei due sistemi di adattarsi l'uno all'altro. Da un lato, infatti, il sistema di controllo del robot modifica l'impedenza di quest'ultimo per adattarsi ad una particolare impedenza dell'uomo, in relazione al task da svolgere. Dall'altro, l'uomo modifica le sue proprietà per adattarsi all'impedenza del robot al fine di mantenere le proprietà dinamiche dell'intero sistema (Tsuji and Tanaka, 2005) come illustrato in Fig. III.26.

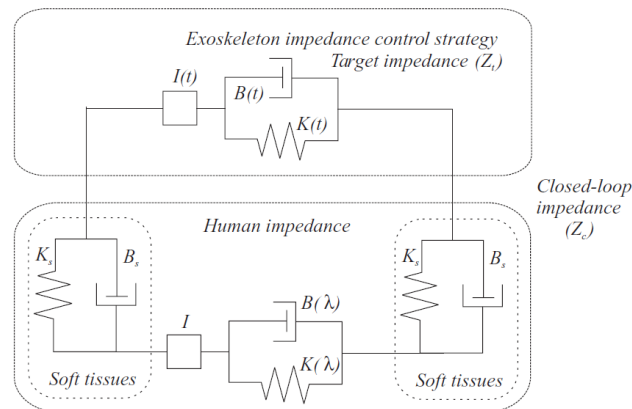


Figura III.26

Il problema del controllo per sistemi ibridi è stato formulato come segue (Colgate, 1988):

$$\|Z_c(j\omega) - Z_t(j\omega)\| < \varepsilon \quad \text{per} \quad \omega < \omega_b$$

dove  $Z_c(j\omega)$  è l'impedenza dell'anello chiuso,  $Z_t(j\omega)$  è l'impedenza desiderata,  $\varepsilon$  è un numero arbitrariamente piccolo e  $\omega_b$  è la larghezza di banda su cui  $Z_c(j\omega)$  e  $Z_t(j\omega)$  dovrebbero adattarsi.

L'importanza di tale definizione sta nel fatto che l'impedenza  $Z_i(j\omega)$  varia a seconda dell'applicazione considerata per il robot. A seconda del task possono quindi essere applicati diverse strategie. La Fig. III.27 mostra lo shcema di controllo dell'impedenza utilizzato in applicazioni di tipo riabilitativo o comunque legate all'ausilio motorio.

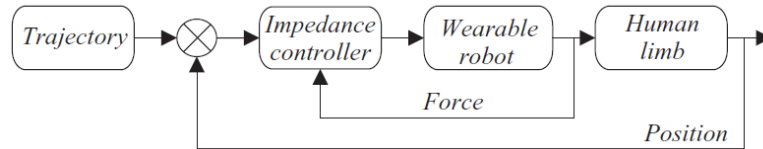


Figura III.27

In questo contesto, l'esoscheletro svolge spesso un ruolo sia attivo che passivo. Il riferimento utilizzato è la traiettoria che l'articolazione (o l'arto) del soggetto deve seguire. L'impedenza del robot viene quindi modificata in funzione delle forze d'interazione con il soggetto e della posizione attualmente assunta da quest'ultimo.



## Capitolo IV

# TEF: Tutore Elettronico Ferrati

**L**l Tutore Elettronico Ferrati (TEF), dal nome del suo ideatore Benito Ferrati, è un dispositivo ad esoscheletro realizzato per l'ausilio alla deambulazione di soggetti con lesione al midollo spinale.

L'idea di progettare un sistema meccatronico e non invasivo, nacque dal lungo periodo di riabilitazione che Benito Ferrati dovette superare nel 1975, in seguito ad un incidente avvenuto durante la supervisione alla costruzione del suo stabilimento. Durante questo periodo, il contatto con gli altri pazienti e l'esperienza personale, proiettarono il suo sguardo sulle sofferenze quotidiane legate all'immobilità e lo spinsero a



ricercare una possibile soluzione. La progettazione del primo sistema risale al lontano 1978, seguito nel 1982 dal rilascio del primo brevetto a suo nome da parte dell'*Ufficio centrale brevetti*. Si realizza quindi un lungo periodo di innovazioni, sperimentazioni e miglioramenti che Benito Ferrati ed il suo valido team compiono in piena autonomia e sempre con le loro sole forze, spinti da entusiasmo, passione, amicizia e fiducia nel progetto. Tra i collaboratori più legati vi sono Nicola Torro, Gianni Bona, Franco Sassari, Dario Pellegrini, Roberto Botter e studio Arena.

Nel corso degli anni, la validità del TEF viene ufficialmente riconosciuta attraverso il rilascio di numerosi brevetti in diversi Paesi del mondo, proponendo il dispositivo come un valido strumento d'ausilio in grado di conferire al soggetto una maggiore autonomia sia in termini fisici che psicologici. Con l'avanzare delle tecnologie disponibili, il TEF subisce nel tempo variazioni sia di carattere cinematico sia legate alla strategia di attuazione, sostituendo ai primi cilindri pneumatici, un set di attuatori lineari elettrici (Fig. IV.1).



Figura IV.1

Molteplici sessioni di prova sono effettuate con successo, coinvolgendo un totale di cinque soggetti con lesione spinale a diversi livelli e diversificati in termini di età, altezza e peso (Fig. VI.2). Ciascuna sessione è interamente filmata e documentata, anche alla presenza di personale medico specializzato, per testimoniare lo stato evolutivo e l'efficacia del sistema. Attualmente il TEF si presenta sotto forma di prototipo avanzato e funzionante e mira ad incrementare le sue potenzialità al fine di proporsi come valido strumento d'ausilio alla deambulazione di soggetti con difficoltà motorie.



Figura IV.2 - sessione di prove del TEF (versione 2003)

Il presente capitolo descrive il sistema TEF concentrando l'attenzione sugli elementi costitutivi e sull'aspetto cinematico e funzionale. Un'analisi dettagliata del sistema è svolta in funzione dei successivi step di modellazione e simulazione.

## IV.1 | Evoluzione

La versione del TEF considerata nel presente studio è il risultato di numerose modifiche apportate nel tempo in funzione del progresso tecnologico del ramo.

La prima versione del TEF utilizzava una tecnologia attuativa di tipo pneumatico. Seppur abbastanza promettente nel risultato finale, tale strategia presentava tuttavia alcuni svantaggi inevitabili, tra cui il necessario utilizzo di un compressore esterno che, oltre a costituire un elemento d'ingombro, vincolava di fatto la distanza percorribile dal soggetto alla sola lunghezza dei cavi di trasmissione. Per tale ragione, la prima versione del TEF non prevedeva l'utilizzo di un deambulatore, ma imponeva invece il supporto tramite parallele (Fig. VI.3). Le versioni successive introdussero quindi l'uso del deambulatore e si concentrarono sull'obiettivo di ridurre le dimensioni del compressore, riuscendo infine a convogliarlo all'interno di un box solidale al deambulatore stesso. Anche questa versione, tuttavia, prestava ancora pesanti limitazioni nella fluidità del passo e soprattutto un inquinamento acustico non accettabile in vista di un utilizzo in ambiente ospedaliero.

Un reale punto di svolta fu ottenuto allorché l'alimentazione pneumatica fu completamente sostituita da un'attuazione elettrica, risolvendo entrambi i problemi di fluidità e rumorosità e permettendo una reale applicazione biomedicale del sistema. Il primo prototipo alimentato elettricamente (Fig. VI.4), che prevedeva l'utilizzo di tre attuatori lineari, lasciò presto spazio all'ultima versione del TEF considerata in questa sede (Fig. VI.5). I paragrafi seguenti forniscono una descrizione dettagliata del sistema più attuale.



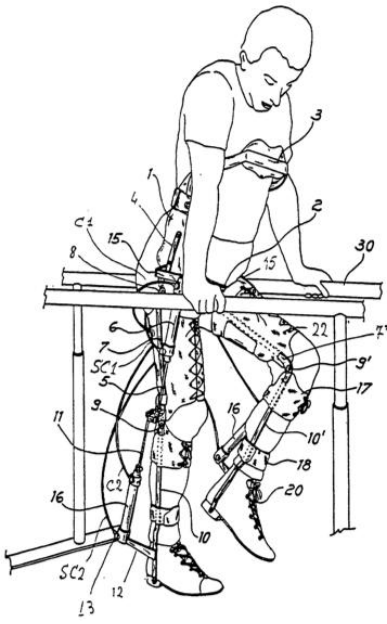


Figura VI.3

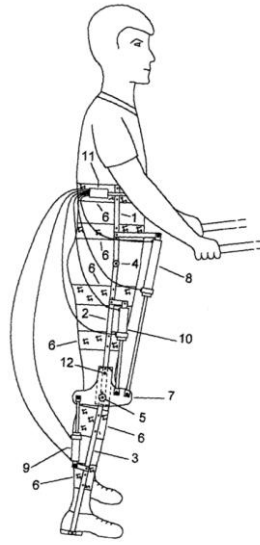


Figura VI.4

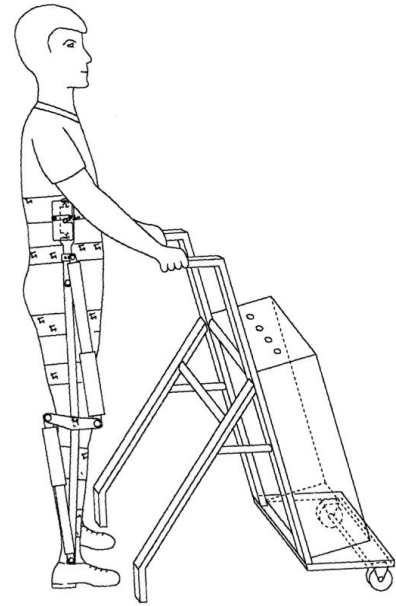


Figura VI.5

## IV.2 | Descrizione qualitativa

La Fig. IV.6 mostra la versione più recente del TEF.



Figura IV.6

Il sistema è composto essenzialmente da due unità: un esoscheletro attraverso cui il soggetto è guidato nella riproduzione delle diverse fasi del *gait cycle* ed un deambulatore di sostegno all'interno del cui box trovano spazio le unità di controllo e di alimentazione.

L'esoscheletro è composto di due ortesi, ciascuna con due gdl in prossimità delle articolazioni di anca e ginocchio. Il tronco del paziente è vincolato rigidamente ai gambali attraverso un corsetto conformato secondo le sue misure antropometriche. L'esecuzione del moto è effettuata tramite un sistema di attuatori a ricircolo di sfere, affiancati rispettivamente ai links di coscia e gamba in modo da imprimere a questi ultimi movimenti relativi in accordo con il processo di deambulazione.

Il funzionamento degli attuatori presuppone la presenza di una sorgente di energia e di un'unità di controllo. Queste sono contenute all'interno del box collocato sul deambulatore il quale, avendo larghezza e profondità rispettivamente di soli 50 cm e 13 cm, garantisce al soggetto la possibilità di spostarsi agevolmente sia in un ambiente ospedaliero che nella propria abitazione.

In corrispondenza delle due manopole d'appoggio del deambulatore sono infine posizionati i pulsanti di azionamento dell'unità di controllo che governano oltre che il movimento di avanzamento di entrambe le gambe, anche il processo che consente al soggetto di raggiungere la stazione eretta o seduta.

La sede di contatto con l'arto del soggetto è costituita da due profilati in vetroresina realizzati su misura in accordo alle sue misure antropometriche, vincolati con l'arto tramite una serie di piccole cinghie in velcro.

Per aumentare il grado di autonomia dell'utente, una possibile variazione del sistema potrebbe introdurre l'utilizzo di stampelle da sostituirsi al deambulatore.

## IV.3 | Funzionamento

Il TEF è stato realizzato in modo da garantire al soggetto il massimo grado di autonomia sia durante l'esercizio di deambulazione che durante la breve fase di preparazione.

Una volta indossati i gambali, il soggetto predispose il sistema in modalità 'salita' e premendo i pulsanti di input raggiunge la posizione ortostatica. L'unità di controllo è infatti programmata in modo tale che alla ricezione dell'input di passaggio dalla posizione seduta a quella eretta, comanda la progressiva fuoriuscita dei cilindri di spinta/trazione degli attuatori fino a che le aste solidali al gambale non raggiungono il perfetto allineamento. Viceversa, alla ricezione del comando di passaggio dalla stazione eretta a quella seduta, l'unità comanda il progressivo rientro dei cilindri di spinta/trazione degli attuatori, affinché ogni coppia contigua di aste si disponga ad un'angolazione relativa di circa  $90^\circ$ .

Una volta raggiunta la posizione ortostatica, il paziente è in grado di iniziare il processo di deambulazione. Un led sul pannello di controllo del girello indica l'arto controlaterale prossimo all'avanzamento. Premendo contemporaneamente entrambi i pulsanti di input, il soggetto è quindi in grado di comandare il passo successivo. L'unità di controllo determina il progressivo rientro dei cilindri degli attuatori della gamba flottante che producono la rotazione delle giunzioni rotoidali di anca e ginocchio con risultante flessione dell'arto. Raggiunta la variazione angolare necessaria all'avanzamento, l'unità di controllo comanda viceversa la progressiva fuoriuscita dei cilindri degli attuatori, con conseguente rotazione inversa delle giunzioni ed estensione della gamba in esame. Al termine del passo il led sul pannello segnala la preparazione dell'altra gamba, consentendo così un progressivo avanzamento. Nel complesso l'esercizio richiede al paziente un dispendio di forze molto modesto, consentendo quindi una sua ripetizione prolungata nel tempo.

E' interessante notare come i primi passi siano generalmente caratterizzati da una serie di forti contrazioni agli arti inferiori (soprattutto nel caso di paraplegia spastica), che tendono via via a diminuire dopo solo alcuni minuti di esercizio, a riprova dell'effettiva efficacia del processo.

## IV.4 | Benefici per l'organismo

I moderni sistemi ad esoscheletro rappresentano una valida alternativa ai classici strumenti d'ausilio utilizzati. Di seguito vengono elencati alcuni dei vantaggi più evidenti.

- non necessità di trapianti o installazione sottocutanea di elettrodi (come avviene invece nel caso di stimolazione elettrica funzionale)
- indipendenza dalla somministrazione di farmaci
- riproduzione armonica del processo di deambulazione
- non necessità di ausilio da parte di personale esterno per il suo utilizzo, fattore che accresce notevolmente l'autonomia del paziente
- possibilità di deambulare autonomamente senza alcuno sforzo anche per tempi prolungati, con stabilità e sicurezza
- generazione di un forte valore psicologico e stimolazione di un alto fattore motivazionale. Come più volte ricordato in letteratura, infatti, un'elevata motivazione del paziente è condizione necessaria per il raggiungimento di buoni risultati

Personale medico specializzato ha confermato che un utilizzo regolare del TEF è in grado di procurare una serie d'importanti benefici all'organismo tra cui:

- si migliora l'apporto ematico muscolo-cutaneo
- si antagonizza l'atrofia da disuso
- si evita la formazione di piaghe da decubito
- si migliorano le condizioni psicologiche a seguito dalla conquistata autonomia

## IV.5 | Descrizione cinematica

Considerando per semplicità la sola ortesi destra del TEF, la struttura presenta le seguenti caratteristiche cinematiche.

Ciascun gambale è costituito da una serie di tre aste d'acciaio opportunamente vincolate tramite coppie rotoidali in corrispondenza dei giunti di anca e ginocchio. La scelta di ignorare il grado di libertà alla caviglia è dettata da esigenze semplificative che inevitabilmente si traducono in una variazione dei risultati ottenuti in letteratura in sede di *gait analysis*. In fase di modellazione virtuale si è voluto aggiungere un gdl in corrispondenza della caviglia, valutandone successivamente i miglioramenti apportati in fase di simulazione.

Le estremità dei due attuatori lineari sono collegate al sistema tramite due coppie rotoidali, andando a legare la rotazione relativa delle suddette aste laterali al moto di spinta/trazione di ciascun attuatore.

Le figure seguenti mostrano lo schema cinematico (Fig. IV.7), una sua visualizzazione comprensiva di nomenclatura di membri e coppie cinematiche (Fig. IV.8) ed il poligono di chiusura per la comprensione del meccanismo di base (Fig. IV.9). Si ricorda che un membro è definito come un elemento di una macchina in movimento rispetto agli altri e ad essi connesso tramite coppie cinematiche.

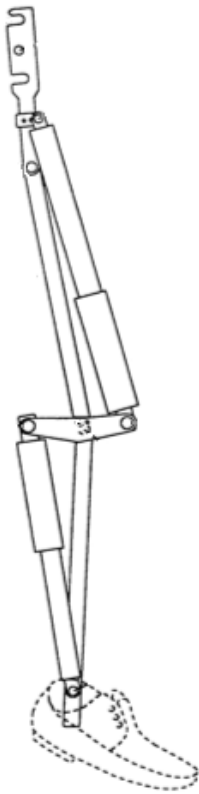


Figura IV.7

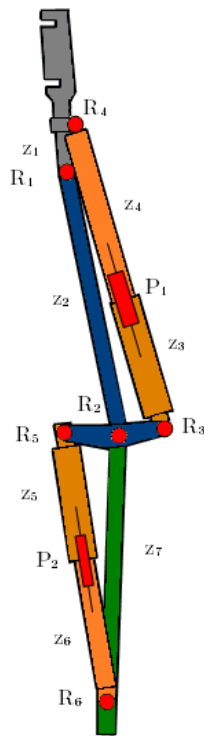


Figura IV.8

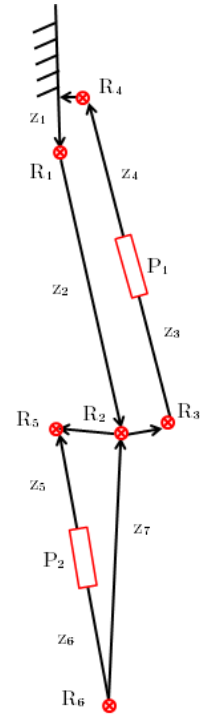


Figura IV.9

Come visibile dalle immagini, il sistema è formato dai sette membri  $z_i$  connessi tramite le sei coppie rotoidali  $R_k$  e le due coppie prismatiche  $P_j$ .

$z_1$  = membro binario tra le coppie  $R_4$  e  $R_1$

$z_2$  = membro ternario tra le coppie  $R_1$  e  $R_2$ ,  $R_1$  e  $R_3$ ,  $R_2$  e  $R_5$

$z_3$  = membro binario tra le coppie  $R_3$  e  $P_1$

$z_4$  = membro binario tra le coppie  $P_1$  e  $R_4$

$z_5$  = membro binario tra le coppie  $R_5$  e  $P_2$

$z_6$  = membro binario tra le coppie  $P_2$  e  $R_6$

$z_7$  = membro binario tra le coppie  $R_6$  e  $R_2$

Se si considera il sistema come fisso a telaio in corrispondenza del membro  $z_1$ , si può allora pensare che ciascuna gamba costituisca un meccanismo (ossia una catena cinematica un cui membro è fisso).

## Gradi di libertà

Analizzando il cinematismo del TEF si nota immediatamente che il moto è eseguito esclusivamente nel piano sagittale. Il calcolo dei gradi di libertà ( $n$ ) del sistema è quindi da effettuarsi impiegando l'equazione di Grubler per meccanismi piani

$$n = 3(m-1) - 2c_1 - c_2$$

dove

$m$  = numero di membri del meccanismo

$c_1$  = numero di coppie di prima classe che eliminano cioè due gdl al sistema

$c_2$  = numero di coppie di seconda classe che eliminano cioè un gdl al sistema

Poiché il meccanismo considerato possiede 7 membri e 8 coppie cinematiche di prima classe, allora ciascun arto del sistema possiede un numero di gdl pari a:

$$n = 3(7-1) - 2 \cdot 8 = 2$$

Il sistema possiede dunque 2 gdl espressi in prossimità dei giunti di anca e ginocchio.

Nel calcolo è necessario fare attenzione al fatto che il link  $z_2$  non è in alcun modo snodato alla sua estremità distale, costituendo invece un'unica parte. La coppia  $R_2$  ha esclusivamente il ruolo di connettere coscia ( $z_2$ ) e gamba ( $z_7$ ), modellando l'articolazione del ginocchio.

Dovendo poi essere la quantità di attuatori pari al numero di gdl, si comprende la necessità del numero di attuatori lineari utilizzati.

## IV.6 | Meccanismo di attuazione

Il sistema prevede per ciascuno dei quattro gdl la presenza di un attuatore lineare a ricircolo di sfere in versione compatta ed integrata con il motore elettrico idoneo per azionamenti di spinta/trazione. Questa tipologia di attuatori è largamente impiegata per la trasmissione del moto e, nel caso in esame, ha il compito di convertire l'andamento rotativo del motore interno in una traslazione relativa del membro  $z_4$  rispetto a  $z_3$ , attraverso l'utilizzo di una vite a ricircolo di sfere.

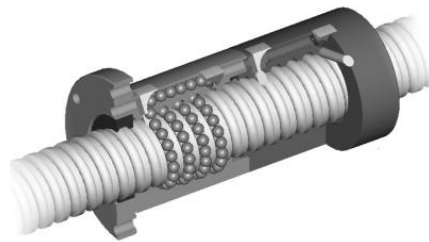


Figura IV.10

Come si vede in Fig. IV.10, questa costituisce un particolare tipo di vite, caratterizzata dal fatto che nel vano a spirale che si viene a formare tra l'albero filettato e la madrevite (a filettatura concava) sono inserite delle piccole sfere d'acciaio che hanno il compito di convertire l'attrito radente in attrito volvente. Via via che la chiocciola avanza, le sfere vengono scaricate dietro ad essa, trasportate davanti e ricaricate automaticamente.

Tale strategia può considerarsi come un perfezionamento del sistema vite-madrevite, offrendo una precisione ed un rendimento (circa pari al 90%) superiori. Tra i vantaggi offerti da questo tipo di attuatore, si possono riportare i seguenti:

- elevato rendimento e durata (utilizzando tale strategia si aumenta la resistenza all'usura del sistema)
- elevata rigidità assiale
- riduzione dell'attrito tra le parti in contatto



Al fine di trasformare il moto lineare dell'attuatore in una rotazione dell'articolazione da esso governata, è necessario che il primo venga connesso alle aste solidali ai link in modo opportuno. Lo schema ideale del layout utilizzato è riportato in Fig. IV.11.

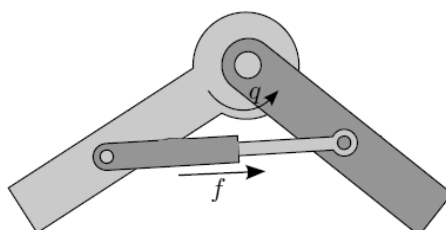


Figura IV.11

Le fasi di trazione e di spinta dell'attuatore si traducono rispettivamente in una flessione ed una estensione del link distale. Il moto traslatorio è così convertito in una rotazione rispetto al giunto compreso. Nel caso del TEF si nota allora come l'attuatore superiore sia posizionato con un'inclinazione in avanti, in modo da sostituirsi ai muscoli flessori della coscia in fase di trazione e a quelli estensori in fase di spinta. Viceversa, la medesima combinazione di moti per la gamba è ottenuta connettendo l'attuatore inferiore con un'inclinazione all'indietro.



## Capitolo V

# Realizzazione del modello CAD

**U**na volta terminata l'analisi del cinematismo e della strategia di attuazione del TEF, si è ora in grado di costruire un suo modello virtuale al fine di poter condurre poi una serie di simulazioni atte ad analizzarne le caratteristiche e ad identificare le possibili migliorie apportabili. La realizzazione di un prototipo virtuale in ambito ingegneristico conferisce importanti vantaggi allo studio di un dispositivo, quali ad esempio la non necessaria realizzazione di un prototipo fisico, l'acquisizione anticipata di ulteriori conoscenze tecniche, la riduzione dei tempi e dei costi di progettazione ed una migliore qualità del prodotto finale. La modellizzazione virtuale è quindi uno strumento utile sia nella fase iniziale di progettazione funzionale, sia in quella intermedia di valutazione delle alternative, sia in quella finale di verifica cinematica e dinamica.

Il processo di modellazione è stato affrontato in vista della successiva operazione di simulazione. Per poter effettuare quest'ultima, è stato infatti necessario realizzare innanzitutto un modello CAD (*Computer-Aided Design*) dell'intero sistema da importare successivamente all'interno del simulatore biomeccanico prescelto (OpenSim). In questo capitolo sono descritte in dettaglio le operazioni svolte in fase di modellazione multibody, riportando schema e parametri di ciascuna parte realizzata.

## V.1 | Design componentistico

L'elaborazione del modello CAD è un aspetto fondamentale per la realizzazione di un prototipo virtuale. La definizione dei corpi all'interno del software è un processo essenzialmente geometrico che coinvolge tuttavia anche aspetti cinematici e dinamici. Partendo da un'accurata misurazione dei componenti reali del sistema e dall'identificazione del materiale, si è proceduti ad una quanto più fedele ricostruzione virtuale di ciascun pezzo. La resa tridimensionale è il risultato di una semplice operazione di estrusione dello schizzo bidimensionale opportunamente quotato.

Un aspetto importante su cui vale la pena soffermarsi è il calcolo delle caratteristiche inerziali di ciascuna parte. Il software multibody utilizzato consente il calcolo automatico della posizione del centro di massa e della matrice d'inerzia una volta che siano definiti la geometria del pezzo, il materiale e la terna cartesiana ri-

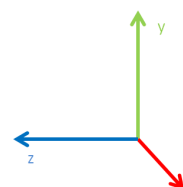


Figura V.1

rispetto alla quale eseguire il calcolo. In particolare, per rispettare la convenzione utilizzata dall'ambiente di simulazione OpenSim (e poter così riportare nel codice del modello i medesimi valori), il calcolo della matrice d'inerzia<sup>1</sup> è stato effettuato rispet-

---

<sup>1</sup> Si ricorda che la matrice d'inerzia gode di due importanti proprietà: 1) è definita positiva (per cui il determinante è sempre positivo e gli elementi sulla diagonale sono tutti positivi) e 2) è simmetrica (ragion per cui è sufficiente scrivere gli elementi  $I_{xy}$ ,  $I_{xz}$ ,  $I_{yz}$  essendo  $I_{xy}=I_{yx}$ ,  $I_{xz}=I_{zx}$ ,  $I_{yz}=I_{zy}$ ).

to ad una terna posizionata nell'origine del sistema di riferimento assoluto (non nel centro di massa) di ciascuna parte, seconda l'orientazione riportata in Fig.V.1.

Dal punto di vista organizzativo, il modello è stato costruito suddividendo il sistema in tre cosiddetti *prodotti* (busto, ortesi destra ed ortesi sinistra) ciascuno costituito da sotto-elementi opportunamente vincolati. In questa fase sono stati realizzati due differenti prototipi virtuali al fine di eseguire un successivo confronto in sede di simulazione. Il primo modello riproduce fedelmente il sistema TEF esistente, mentre il secondo prevede l'aggiunta di un ulteriore grado di libertà alla caviglia. Nel capitolo successivo verranno descritte nello specifico le differenze tra i due sistemi qui denominati “TEF a 4 gdl” e “TEF a 6 gdl”.

Di seguito si riportano le diverse parti e i relativi parametri inerziali in riferimento alla sola ortesi destra (l'origine è individuata dal punto d'intersezione dei tre piani cartesiani). Essendo gli elementi dell'ortesi sinistra simmetrici rispetto al piano  $yx$ , i parametri di quest'ultima sono deducibili dai precedenti semplicemente invertendo il segno dei valori  $G_z$ ,  $I_{xz}$  e  $I_{yz}$ .

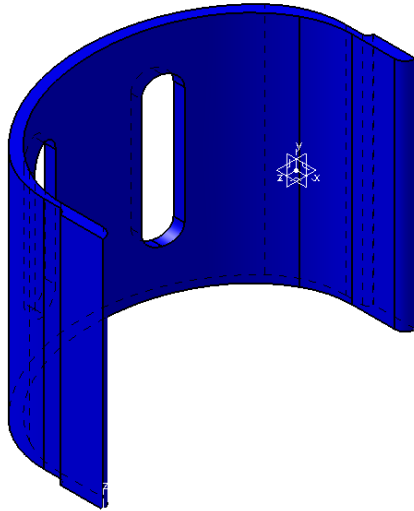
### V.1.1 TEF a 4 gdl

Le parti descritte di seguito sono vincolate in modo che il sistema realizzi due gdl (anca e ginocchio) per ciascun'ortesi. Per una maggiore comprensione dell'assemblaggio, le parti vengono qui di seguito elencate all'interno di 4 categorie: tronco, coscia, gamba e attuatori.

n.b. ciascun'ortesi è attuata da due attuatori lineari identici per modello e caratteristiche. Di seguito si riporta lo schema di un solo attuatore, distinguendo le sue due parti in moto relativo: fissa (base) e mobile.

• TRONCO

○ BUSTINO



MATERIALE: plastica ABS generico  
densità [kg/m<sup>3</sup>]: 1020  
massa [kg]: 0.916

CENTRO DI MASSA [m]:

$$G_x = -0.13767$$

$$G_y = -0.11$$

$$G_z = -0.00005$$

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>]:

$$I_{xx} = 0.026$$

$$I_{yy} = 0.03$$

$$I_{zz} = 0.035$$

$$I_{xy} = -0.014$$

$$I_{xz} = -0.000007313$$

$$I_{yz} = -0.000004841$$

○ ASTA SOLIDALE AL BUSTINO



MATERIALE: acciaio inox  
densità [kg/m<sup>3</sup>]: 7700  
massa [kg]: 0.587

CENTRO DI MASSA [m]:

$$G_x = 0.00159$$

$$G_y = -0.18789$$

$$G_z = 0.00432$$

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>]:

$$I_{xx} = 0.027$$

$$I_{yy} = 0.00009992$$

$$I_{zz} = 0.027$$

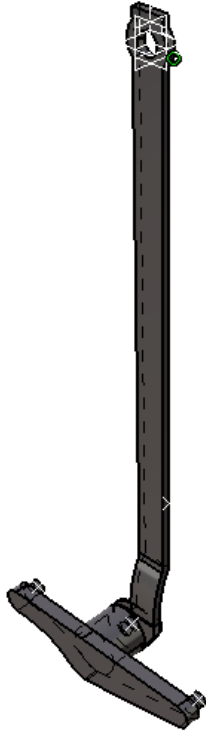
$$I_{xy} = 0.0002615$$

$$I_{xz} = -0.000009886$$

$$I_{yz} = 0.0005968$$

• COSCIA

○ ASTA SUPERIORE LATERALE



MATERIALE: acciaio inox  
 densità [kg/m<sup>3</sup>]: 7700  
 massa [kg]: 0.791

CENTRO DI MASSA [m]:

$$G_x = - 0.00478$$

$$G_y = - 0.31088$$

$$G_z = 0.02188$$

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>]:

$$I_{xx} = 0.089$$

$$I_{yy} = 0.001$$

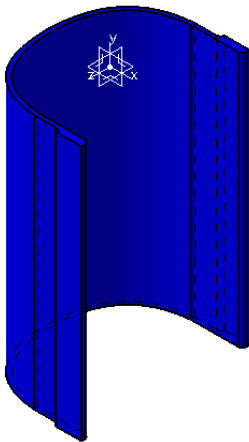
$$I_{zz} = 0.089$$

$$I_{xy} = - 0.001$$

$$I_{xz} = 0.0001077$$

$$I_{yz} = 0.007$$

○ GAMBALE COSCIA



MATERIALE: plastica ABS generico  
 densità [kg/m<sup>3</sup>]: 1020  
 massa [kg]: 0.188

CENTRO DI MASSA [m]:

$$G_x = - 0.00902$$

$$G_y = - 0.1$$

$$G_z = 0.00$$

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>]:

$$I_{xx} = 0.003$$

$$I_{yy} = 0.0006917$$

$$I_{zz} = 0.003$$

$$I_{xy} = - 0.0001697$$

$$I_{xz} = 0.00$$

$$I_{yz} = 0.00$$

○ ASTA SUPERIORE MEDIALE



MATERIALE: acciaio inox  
 densità [kg/m<sup>3</sup>]: 7700  
 massa [kg]: 0.24

CENTRO DI MASSA [m]:

$$G_x = - 0.00072$$

$$G_y = - 0.15583$$

$$G_z = - 0.00382$$

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>):

$$I_{xx} = 0.008$$

$$I_{yy} = 0.00001718$$

$$I_{zz} = 0.008$$

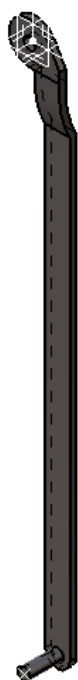
$$I_{xy} = - 0.00005346$$

$$I_{xz} = - 0.000001826$$

$$I_{yz} = - 0.0001837$$

● GAMBA

○ ASTA INFERIORE LATERALE 1



MATERIALE: acciaio inox  
 densità [kg/m<sup>3</sup>]: 7700  
 massa [kg]: 0.385

CENTRO DI MASSA [m]:

$$G_x = 0.01317$$

$$G_y = - 0.21232$$

$$G_z = - 0.00628$$

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>):

$$I_{xx} = 0.025$$

$$I_{yy} = 0.0001103$$

$$I_{zz} = 0.025$$

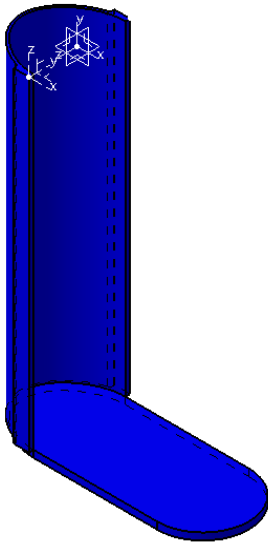
$$I_{xy} = 0.001$$

$$I_{xz} = 0.00003455$$

$$I_{yz} = - 0.0005591$$



○ GAMBALE GAMBA E PIEDE



MATERIALE: plastica ABS generico  
densità [kg/m<sup>3</sup>]: 1020  
massa [kg]: 0.647

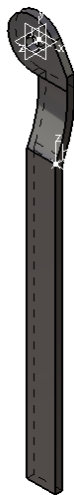
CENTRO DI MASSA [m]:

G<sub>x</sub> = 0.01498  
G<sub>y</sub> = - 0.30496  
G<sub>z</sub> = 0.00

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>]:

I<sub>xx</sub> = 0.074  
I<sub>yy</sub> = 0.005  
I<sub>zz</sub> = 0.077  
I<sub>xy</sub> = 0.007  
I<sub>xz</sub> = 0.00  
I<sub>yz</sub> = 0.00

○ ASTA INFERIORE MEDIALE 1



MATERIALE: acciaio inox  
densità [kg/m<sup>3</sup>]: 7700  
massa [kg]: 0.225

CENTRO DI MASSA [m]:

G<sub>x</sub> = 0.01236  
G<sub>y</sub> = - 0.11333  
G<sub>z</sub> = 0.00577

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>]:

I<sub>xx</sub> = 0.004  
I<sub>yy</sub> = 0.00006742  
I<sub>zz</sub> = 0.004  
I<sub>xy</sub> = 0.0003641  
I<sub>xz</sub> = - 0.00002547  
I<sub>yz</sub> = 0.0002602

• ATTUATORI

○ ATTUATORE BASE (FISSO)



MATERIALE: acciaio inox  
densità [kg/m<sup>3</sup>]: 7700  
massa [kg]: 1.564

CENTRO DI MASSA [m]:

$$G_x = 0.00$$

$$G_y = 0.12116$$

$$G_z = 0.00$$

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>]:

$$I_{xx} = 0.031$$

$$I_{yy} = 0.0002355$$

$$I_{zz} = 0.031$$

$$I_{xy} = 0.00$$

$$I_{xz} = 0.00$$

$$I_{yz} = 0.00$$

○ ATTUATORE MOBILE



MATERIALE: acciaio inox  
densità [kg/m<sup>3</sup>]: 7700  
massa [kg]: 0.523

CENTRO DI MASSA [m]:

$$G_x = 0.00$$

$$G_y = - 0.09711$$

$$G_z = 0.00$$

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>]:

$$I_{xx} = 0.006$$

$$I_{yy} = 0.00003063$$

$$I_{zz} = 0.006$$

$$I_{xy} = 0.00$$

$$I_{xz} = 0.00$$

$$I_{yz} = 0.00$$

## V.1.2 TEF a 6 gdl

Il modello puramente virtuale del TEF a 6 gdl, che aggiunge quindi un gdl in corrispondenza della caviglia, utilizza le medesime parti del modello precedente per quanto riguarda i segmenti di tronco e coscia, realizzando invece diversamente quello relativo alla gamba ed aggiungendo infine un nuovo segmento per il piede. Di seguito vengono quindi riportate le sole parti di gamba e piede.

### • GAMBA

#### ○ ASTA INFERIORE LATERALE 2



MATERIALE: acciaio inox  
 densità [kg/m<sup>3</sup>]: 7700  
 massa [kg]: 0.372

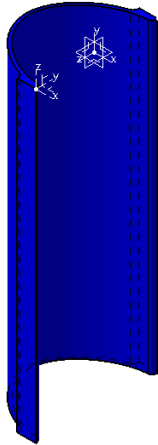
CENTRO DI MASSA [m]:

G<sub>x</sub> = 0.01313  
 G<sub>y</sub> = - 0.20548  
 G<sub>z</sub> = - 0.00623

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>):

I<sub>xx</sub> = 0.023  
 I<sub>yy</sub> = 0.0001066  
 I<sub>zz</sub> = 0.023  
 I<sub>xy</sub> = 0.001  
 I<sub>xz</sub> = 0.0000332  
 I<sub>yz</sub> = - 0.0005188

○ GAMBALE GAMBA



MATERIALE: plastica ABS generico  
densità [kg/m<sup>3</sup>]: 1020  
massa [kg]: 0.28

CENTRO DI MASSA [m]:

$$G_x = - 0.03588$$

$$G_y = - 0.165$$

$$G_z = 0.00$$

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>]:

$$I_{xx} = 0.011$$

$$I_{yy} = 0.001$$

$$I_{zz} = 0.011$$

$$I_{xy} = - 0.002$$

$$I_{xz} = 0.00$$

$$I_{yz} = 0.00$$

○ ASTA INFERIORE MEDIALE 2



MATERIALE: acciaio inox  
densità [kg/m<sup>3</sup>]: 7700  
massa [kg]: 0.351

CENTRO DI MASSA [m]:

$$G_x = 0.01306$$

$$G_y = - 0.19461$$

$$G_z = 0.00656$$

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>]:

$$I_{xx} = 0.019$$

$$I_{yy} = 0.0001117$$

$$I_{zz} = 0.019$$

$$I_{xy} = 0.0009775$$

$$I_{xz} = - 0.00004441$$

$$I_{yz} = 0.0007089$$

• PIEDE

○ ASTA PIEDE LATERALE



MATERIALE: acciaio inox  
densità [kg/m<sup>3</sup>]: 7700  
massa [kg]: 0.107

CENTRO DI MASSA [m]:

$$G_x = 0.04626$$

$$G_y = -0.0443$$

$$G_z = 0.00$$

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>]:

$$I_{xx} = 0.0002531$$

$$I_{yy} = 0.0005587$$

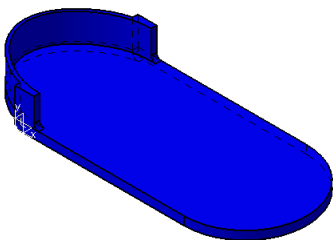
$$I_{zz} = 0.0008114$$

$$I_{xy} = 0.0002885$$

$$I_{xz} = 0.00$$

$$I_{yz} = 0.00$$

○ GAMBALE PIEDE



MATERIALE: plastica ABS generico  
densità [kg/m<sup>3</sup>]: 1020  
massa [kg]: 0.348

CENTRO DI MASSA [m]:

$$G_x = 0.08857$$

$$G_y = 0.00593$$

$$G_z = -0.0655$$

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>]:

$$I_{xx} = 0.002$$

$$I_{yy} = 0.007$$

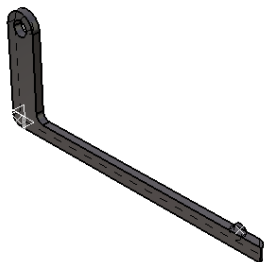
$$I_{zz} = 0.005$$

$$I_{xy} = -0.0001295$$

$$I_{xz} = 0.002$$

$$I_{yz} = 0.0001353$$

○ ASTA PIEDE MEDIALE



MATERIALE: acciaio inox  
 densità [kg/m<sup>3</sup>]: 7700  
 massa [kg]: 0.108

CENTRO DI MASSA [m]:  
 G<sub>x</sub> = 0.05756  
 G<sub>y</sub> = 0.01853  
 G<sub>z</sub> = - 0.00255

MATRICE D'INERZIA [kg\*m<sup>2</sup>]:  
 I<sub>xx</sub> = 0.00008204  
 I<sub>yy</sub> = 0.0007034  
 I<sub>zz</sub> = 0.0007835  
 I<sub>xy</sub> = - 0.00004311  
 I<sub>xz</sub> = 0.00001636  
 I<sub>yz</sub> = 0.000005025

## V.2 | Scelta dei giunti cinematici

Terminata la definizione dei corpi rigidi, il modello virtuale è completato aggiungendo gli opportuni vincoli cinematici, scelti in particolare tra 3 tipologie:

- *Bracket Joint (BJ)*: vincolo d'incastro tra due parti (nessun gdl concesso)
- *Revolute Joint (RJ)*: un gdl rotoidale tra due parti attorno ad uno stesso asse
- *Translational Joint (TJ)*: un gdl traslazionale tra due parti lungo uno stesso asse

La definizione di un giunto avviene in riferimento alle terne solidali ai corpi in moto relativo che devono quindi essere preliminarmente collocate sui bodies in modo opportuno sempre secondo la convenzione in Fig.V.1, in modo cioè che le rotazioni avvengano attorno all'asse z.

Di seguito l'elenco completo dei giunti, per la sola gamba destra, nei due prototipi considerati. Nella notazione, il corpo a destra della freccia si intende connesso al corpo a sinistra tramite il tipo di giunto indicato dalla sigla.

● TEF a 4 gdl

○ TRONCO

- bustino → BJ → telaio

- asta solidale al bustino → BJ → bustino

○ COSCIA

- asta superiore esterna → RJ → asta solidale al bustino (giunto dell'anca)

- gambale coscia → BJ → asta superiore esterna

- asta superiore interna → BJ → gambale coscia

○ GAMBA

- asta inferiore esterna 1 → RJ → asta superiore esterna (giunto del ginocchio)

- gambale gamba e piede → BJ → asta inferiore esterna 1

- asta inferiore interna 1 → BJ → gambale gamba e piede

○ ATTUATORI

- attuatore superiore base → RJ → asta superiore esterna

- attuatore superiore mobile → RJ → asta solidale al bustino

- att. superiore mobile → TJ → att. superiore base (giunto trasl. dell'att. sup.)

- attuatore inferiore base → RJ → asta superiore esterna

- attuatore inferiore mobile → RJ → asta inferiore esterna

- att. inferiore mobile → TJ → att. inferiore base (giunto trasl. dell'att. inf.)

● TEF a 6 gdl

○ BUSTO

- bustino → BJ → telaio

- asta solidale al bustino → BJ → bustino

○ COSCIA

- asta superiore esterna → RJ → asta solidale al bustino (giunto dell'anca)

- gambale coscia → BJ → asta superiore esterna

- asta superiore interna → BJ → gambale coscia

○ GAMBA

- asta inferiore esterna 2 → RJ → asta superiore esterna (giunto del ginocchio)

- gambale gamba → BJ → asta inferiore esterna 2

- asta inferiore interna 2 → BJ → gambale gamba

○ PIEDE

- asta piede esterna → RJ → asta inferiore esterna 2 (giunto della caviglia)

- gambale piede → BJ → asta piede esterna

- asta piede interna → BJ → gambale piede

○ ATTUATORI

- attuatore superiore base → RJ → asta superiore esterna

- attuatore superiore mobile → RJ → asta solidale al bustino

- att. superiore mobile → TJ → att. superiore base (giunto trasl. dell'att. sup.)

- attuatore inferiore base → RJ → asta superiore esterna

- attuatore inferiore mobile → RJ → asta inferiore esterna

- att. inferiore mobile → TJ → att. inferiore base (giunto trasl. dell'att. inf.)

- attuatore piede base → RJ → asta piede interna

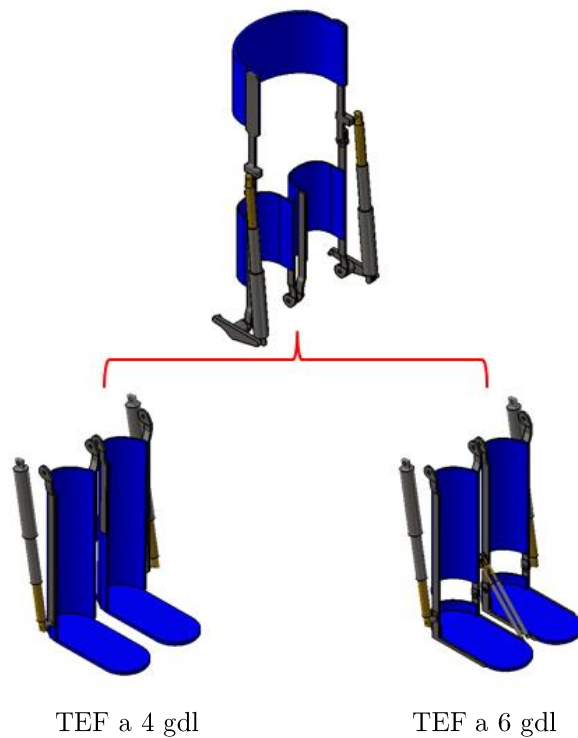
- attuatore piede mobile → RJ → asta inferiore interna 2

- att. piede mobile → TJ → att. piede base (giunto trasl. dell'att. del piede.)

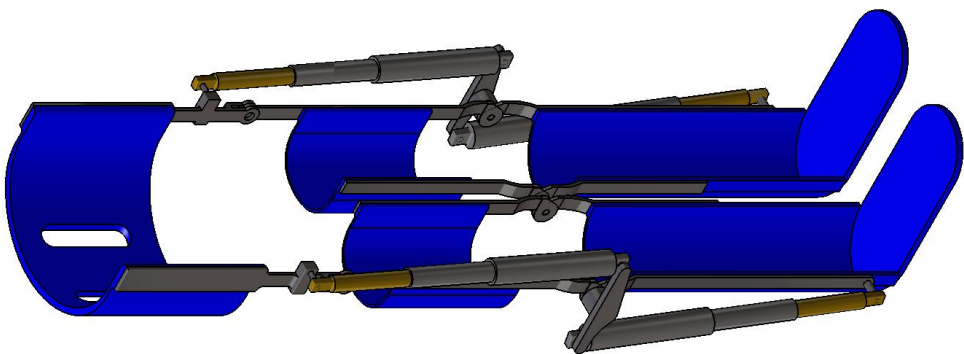
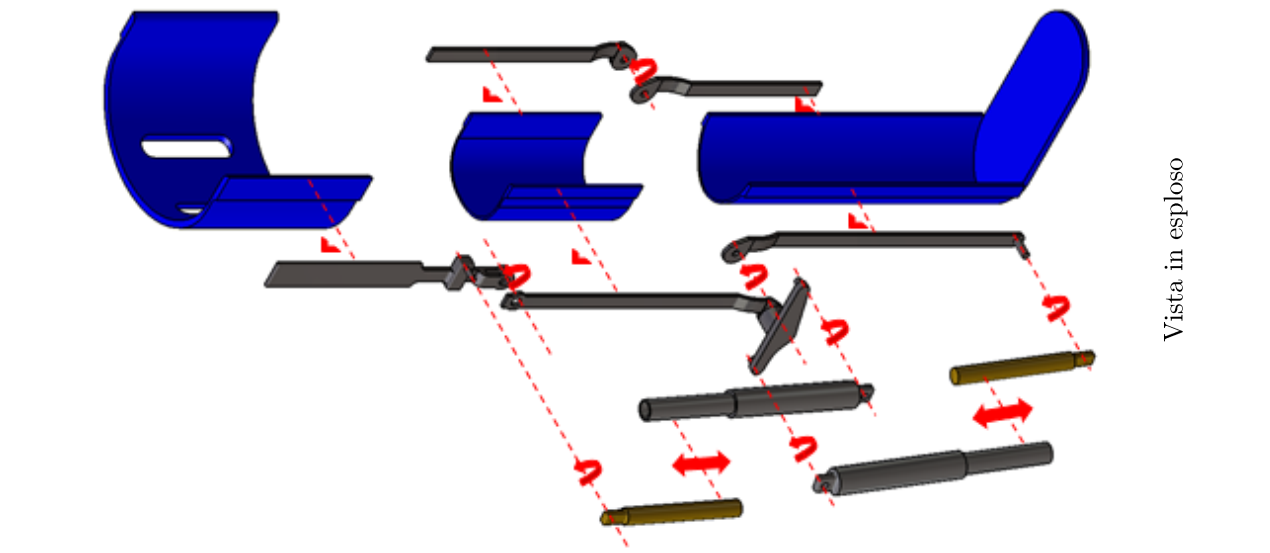
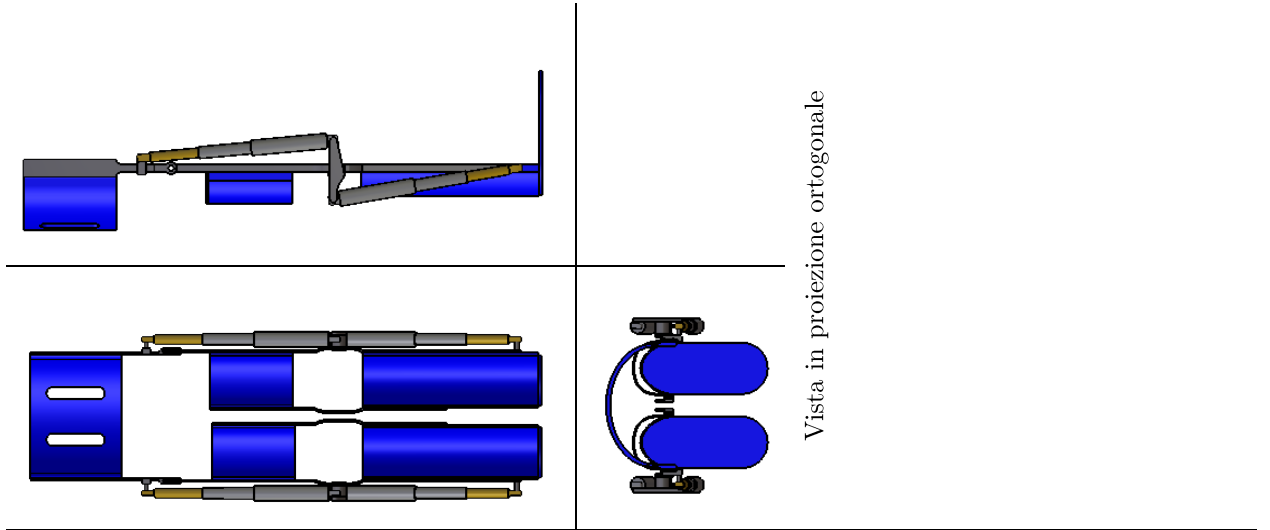


### V.3 | Assemblaggio

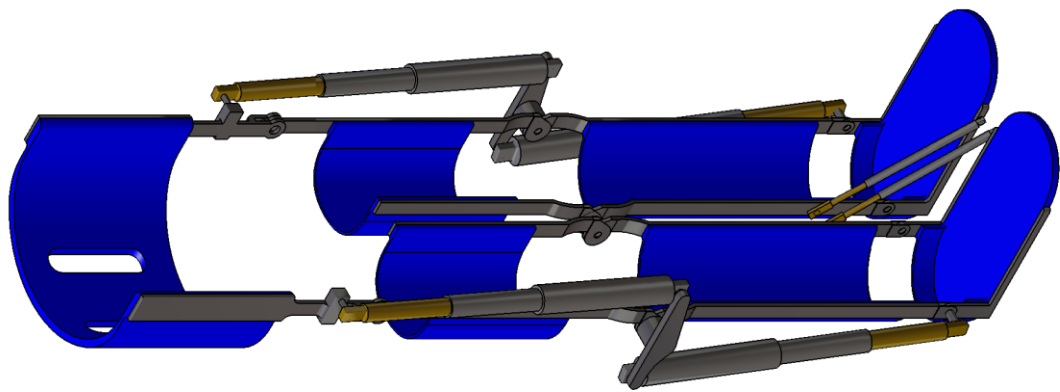
L'assemblaggio del sistema in ambiente multibody avviene in modo automatico una volta che siano imposti i vincoli cinematici. Il report prodotto in fase di compilazione del modello rende note eventuali incompatibilità cinematiche. Le figure seguenti illustrano i due modelli virtuali nella loro interezza. La Fig.V.2 mostra come i due prototipi differiscano solo per la parte inferiore (gamba e piede), essendo del tutto uguali per quanto riguarda torso e coscia.



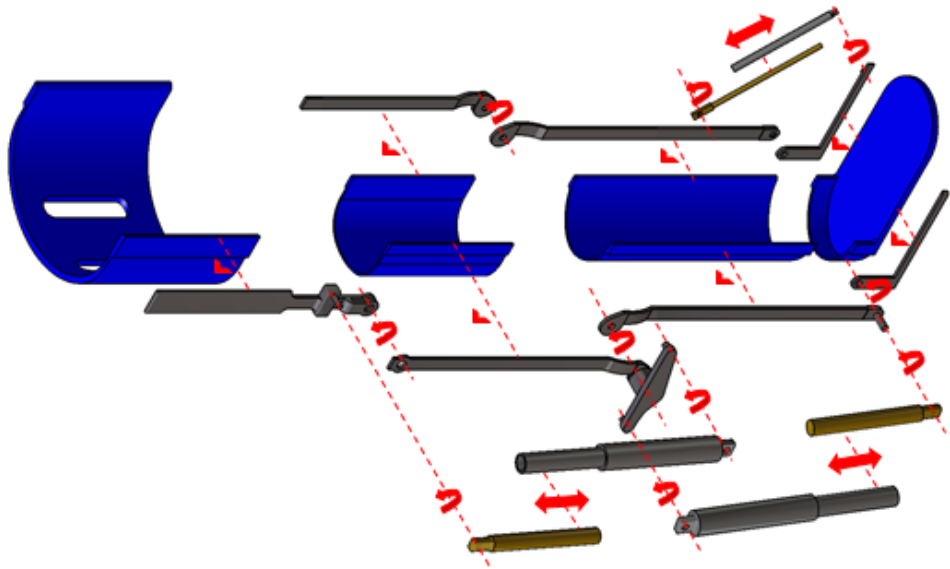
TEF a 4 gdi



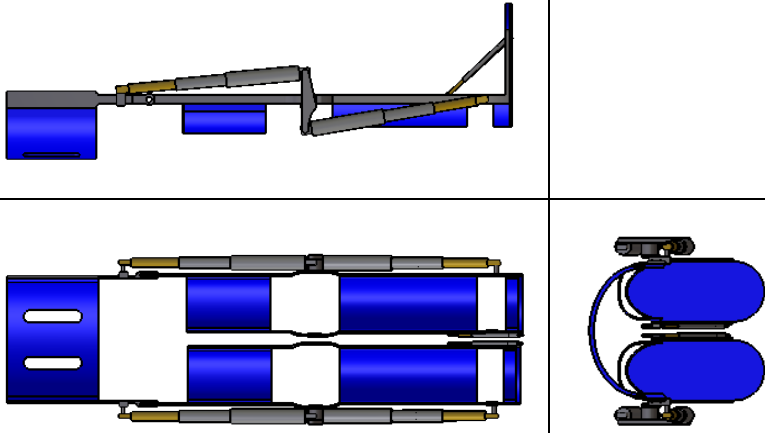
TEF a 6 gdi



Vista isometrica

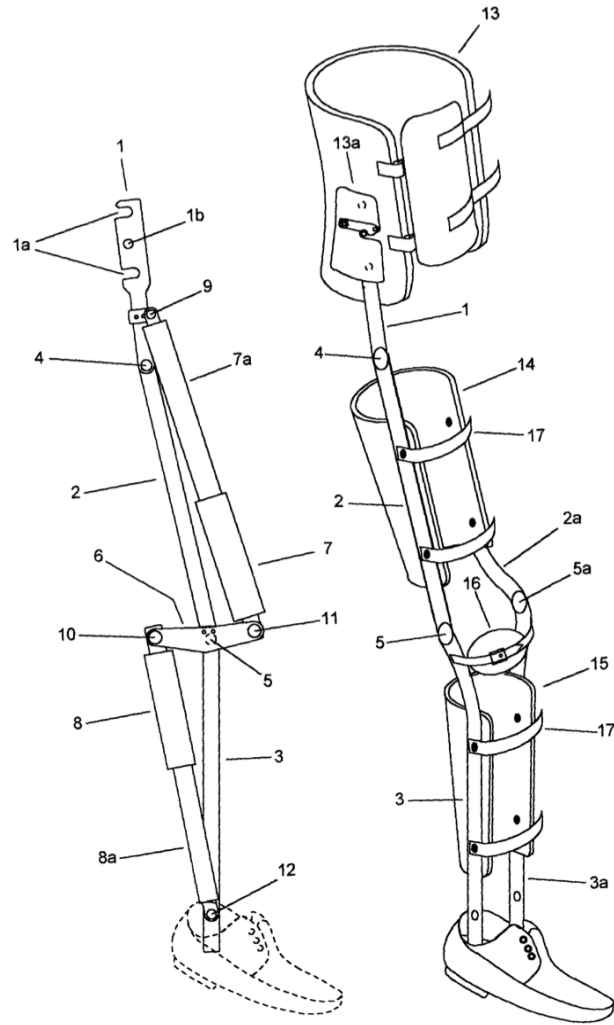


Vista in esploso



Vista in proiezione ortogonale

La figura seguente è presa da una tavola di progetto del sistema TEF realmente esistente e viene riportata per mostrare il livello di verosimiglianza tra il sistema reale e quello virtuale.



## Capitolo VI

# Implementazione del modello e simulazione in OpenSim

**L**a fase di simulazione è un aspetto fondamentale nella realizzazione di un sistema innovativo. Utilizzando i componenti meccanici costruiti in CAD si è realizzato un modello del TEF all'interno di un ambiente di simulazione dedicato all'analisi cinematica e dinamica del movimento umano. Il prototipo virtuale così ottenuto è stato quindi impiegato in un *iter* di simulazioni atte a identificarne la legge del moto in diverse condizioni d'utilizzo.

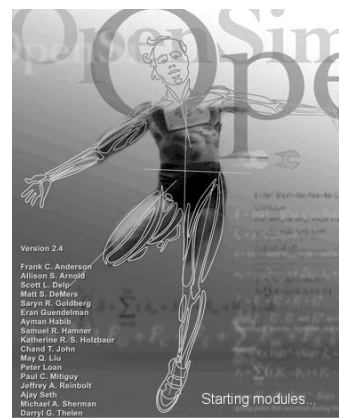
Il presente capitolo illustra, dopo una necessaria introduzione all'ambiente OpenSim, gli step effettuati in fase di analisi, presentando dapprima i quattro modelli realizzati (con i relativi estratti di codice), per poi concentrarsi in dettaglio sui risultati sperimentali ottenuti.

## VI.1 | Introduzione ad OpenSim

OpenSim è un simulatore finalizzato alla realizzazione e all'analisi cinematica e dinamica di modelli multi-body del sistema muscoloscheletrico. Realizzato da un team di ricercatori dell'Università di Stanford e distribuito con licenza *open source*, il software è stato ampiamente validato con successo in letteratura.

Il software fu presentato nella sua prima versione 1.0 in occasione dell'American Society of Biomechanics Conference del 2007 per poi essere successivamente arricchito di un *application programming interface* (API) in occasione della versione 2.0. OpenSim è attualmente utilizzato con successo in numerosi centri di ricerca in tutto il mondo, e fornisce alla sua vasta community di utilizzatori un valido strumento di modellazione in ambito biomeccanico. Oltre che per l'analisi del movimento, OpenSim è impiegato anche per il design di dispositivi biomedicali, ortopedici e riabilitativi, nonché nel campo di ricerca della robotica e delle neuroscienze.

Considerate le sue notevoli potenzialità in ambito motorio, OpenSim è stato scelto come ambiente di modellazione e simulazione per la valutazione del sistema TEF. Consentendo la realizzazione di modelli altamente personalizzabili ed orientati per essenza all'analisi del moto, esso si presenta infatti come il software ideale per lo studio delle interazioni uomo-macchina in ambito riabilitativo o comunque d'ausilio motorio.



## VI.2 | Caratteristiche e funzioni di OpenSim

Ciò che rende OpenSim un ambiente di simulazione ideale per lo studio del moto sono le sue caratteristiche peculiari orientate per loro essenza all'analisi del movimento umano. Tra queste è utile menzionare le seguenti.

- OpenSim fornisce di default nella directory *examples* alcuni modelli muscoloscheletrici preesistenti. Questi possono interessare l'intero corpo umano (*Gait2354\_Simbody*, *Gait2392\_Simbody*), i due soli arti inferiori (*BothLegs*), un solo arto inferiore (*Leg6Dof9Musc*) o un solo arto superiore (*Arm26*).

Ciascun modello è fornito insieme ad un file *.mot* (*motion*) che permette la simulazione di un particolare movimento d'interesse. Ulteriori modelli realizzati dalla community di OpenSim possono essere reperiti all'indirizzo *Simtk.org* all'interno della *Neuromuscular Models Library*

- Oltre ad utilizzare i modelli già esistenti, OpenSim consente la realizzazione di modelli originali. Questa funzione è stata utilizzata nel presente lavoro al fine di simulare virtualmente il comportamento reale del sistema TEF
- Il software fornisce una serie di importanti *tools* per l'esecuzione automatica di processi computazionalmente complessi:
  - PLOT: i risultati ottenuti in sede di simulazione possono essere facilmente plot-tati nonché esportati in formato *.mot* o *.sto* (*storage*) per una successiva elaborazione
  - SCALE MODEL: i modelli possono essere opportunamente scalati per adattarsi alle misure antropometriche eventualmente acquisite in sede di misurazioni *motion capture*
  - INVERSE KINEMATICS: permette il calcolo della cinematica inversa al fine di calcolare gli angoli ai giunti a partire dalle posizioni dei markers disposti sul soggetto in sede di misurazioni *motion capture*

- INVERSE DYNAMICS: permette il calcolo della dinamica inversa al fine di calcolare le coppie applicate ai giunti una volta che siano noti gli angoli ai giunti e le forze esterne applicate
- FORWARD DYNAMICS: simula la dinamica diretta del movimento
- ANALYZE: analizza la simulazione dinamica nei seguenti aspetti
  - Body Kinematics: riporta la cinematica spaziale (posizione, orientazione, velocità lineare e angolare, accelerazione lineare e angolare) di una selezione di corpi nel corso dell'analisi
  - Point Kinematics: riporta posizione, velocità e accelerazione globali di un punto definito localmente in un corpo nel corso di una simulazione
  - Muscle Analysis: riporta tutti gli attributi relative ad un muscolo, quali ad esempio la lunghezza e la velocità di una fibra, la sua lunghezza normalizzata, l'angolo di pennazione, la forza alle fibre attive e passive e la forza ai tendini
  - Joint Reactions: riporta le forze di reazione ai giunti, sia al link padre che al link figlio ed espresse rispetto al ground, al padre o al figlio
  - Induced Acceleration: calcola le accelerazioni generate dalle singole forze agenti sul modello (ad esempio, il contributo delle forze di un singolo muscolo nell'accelerazione del centro di massa)
  - Force Reporter: riporta tutte le forze agenti sul modello. Per muscoli e legamenti viene riportata la tensione lungo il *path*, mentre nel caso di attuatori ideali si riporta la forza o la coppia scalare. Per tutte le altre forze si riportano la forza ed il momento agente sul centro di massa del corpo. Nel caso di vincoli, le forze vengono espresse rispetto al membro padre più distale
- COMPUTED MUSCLE CONTROL (CMC): consente il calcolo automatico delle forze agenti sul modello (siano esse forze muscolari o derivanti da attuatori applicati) in grado di far eseguire a quest'ultimo una movimento desiderato



## Estensioni dei files

Per completezza e utilità si riportano di seguito i formati dei files comunemente utilizzati nel corso di una simulazione in OpenSim:

- *.osim*: identifica il modello muscoloscheletrico e/o del robot. La sintassi utilizzata è la medesima del linguaggio XML
- *.mot*: contiene l'evoluzione temporale delle coordinate libere del sistema (ed eventualmente delle loro velocità) assunte nel corso della simulazione, identificando così un movimento. L'unità di misura solitamente utilizzata è il grado sessagesimale
- *.sto*: storage file. Contiene generalmente gli stati del sistema espressi in radianti
- *.stl/.vtp/.obj*: identificano le *mesh* associate ai corpi del modello. Nel caso in cui l'analisi da effettuare consideri anche modelli di contatto, i corpi devono essere necessariamente memorizzati in formato *.obj*
- *.xml*: contiene le impostazioni di setup utilizzate in input per eseguire una specifica simulazione
- *.cpp*: contiene le istruzioni (in linguaggio C++) per simulazione del modello
- *.h*: header files

## VI.3 | Architettura di OpenSim

OpenSim fornisce numerosi strumenti per l'estensione delle sue capacità che rendono ad esempio possibile aggiungere nuovi elementi ad un modello già esistente o calcolare in modo alternativo quantità già esistenti o di nuova concezione. Poiché il presente lavoro mira alla realizzazione e alla simulazione di un nuovo modello di sistema, un'analisi dell'architettura di OpenSim può risultare concettualmente utile. A tale proposito si considera la Fig. VI.1.

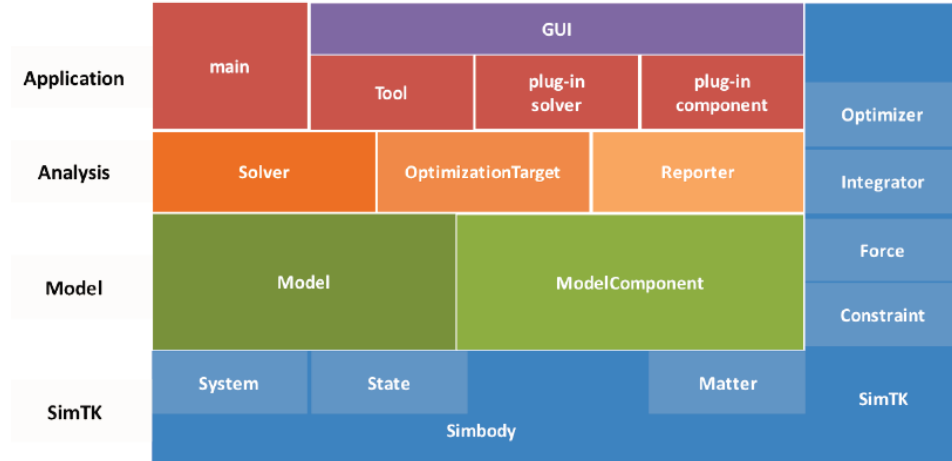


Figura VI.1

Il framework di OpenSim è organizzato in layers computazionali e funzionali.

Partendo dalle fondamenta, il software è costruito sull’infrastruttura (in blu) fornita da *SimTK* che include alcune efficienti librerie a basso livello per la gestione della parte di calcolo e dell’algebra matriciale nonché per la definizione di sistemi dinamici e dei loro stati (un sistema può essere inteso come un insieme di equazioni differenziali e di stati assunti dalle variabili).

La risoluzione della dinamica del sistema avviene attraverso *Simbody<sup>TM</sup>*, un open-source *multibody dynamics solver*. I componenti di *Simbody* (metodi numerici come *integrators* e *optimizers*) e altre risorse computazionali sono posti a tutti i livelli dell’API di OpenSim.

Al livello superiore è collocato il layer (in verde) dedicato alla modellazione del sistema che comprende due classi *Model* e *ModelComponent*. *ModelComponent* si occupa della rappresentazione delle componenti fisiche del modello mentre *Model* è responsabile del loro assemblaggio in modo tale da formare un modello coerente e consistente. Una componente del modello è un qualsiasi elemento che contribuisce alle equazioni del sistema come ad esempio un body, un joint, un constraint, una force, un actuator, un controller o altri elementi definiti dall’utente (e.g. un sensore). A partire dal modello, viene generata una sua rappresentazione computazionale definita

come un oggetto di Simbody detto *System* ed un corrispondente oggetto *State* per la gestione delle variabili e dei parametri del modello. Una volta costruito l'oggetto computazionale *System*, esso è pronto per essere utilizzato dal livello *Analysis*.

Il layer *Analysis* (in arancione) comprende un insieme di strumenti di analisi che vengono inseriti in tre categorie: *modeler*, *solver*, e *reporter*. Il *modeler* genera o modifica un modello seguendo un certo criterio (e.g. può scalare un modello in modo da adattarlo ad uno specifico soggetto). Il *solver* risolve il set di equazioni legate al modello per particolari valori (e.g. le equazioni del moto per generare una certa traiettoria o le equazioni della dinamica inversa per determinare le coppie ai giunti). Il *reporter* semplicemente registra o visualizza i valori di interesse, magari dopo un processo di filtering.

Infine, sopra ai layer forniti dall'API di OpenSim si trova (in rosso) l'*Application* layer il quale è costruito in modo tale da contenere una varietà crescente di applicazioni. L'applicazione primaria è l'OpenSim GUI che fornisce un'interfaccia grafica ai tools di OpenSim comprese, le animazioni del moto, i plot e l'esplorazione dettagliata del modello. Questo layer include anche utilities di command-line simili a programmi 'main( )' in C++ che funzionano direttamente dall'API di OpenSim. Nuovi *Tools* e *Plugins* possono essere scritti per aggiungere ulteriori funzioni all'API. In particolare un *Tool* è una specie di applet che coinvolge un modello, uno o più solvers, e uno o più reporters per visualizzare o registrare risultati (e.g. l'*InverseKinematicsTool* e l'*InverseDynamicsTool*). Di solito un *Tool* è utilizzato dagli sviluppatori per esporre nuovi algoritmi agli utenti finali. Per aumentare le potenzialità di un modello o di un *Tool* già esistente gli utenti possono scrivere un *Plugin* che consiste in dynamically-linked libraries (DLLs) caricate in run-time da un'applicazione OpenSim già esistente. I *Plugins* contengono nuove classi per i model components, i solvers, i modelers, i reporters e anche per i tools. L'uso più frequente

di un tool è l'estensione di un particolare componente in una sottoclasse derivata (e.g. per migliorare la dinamica di un muscolo aggiungendo nuovi stati).

Considerando infine i linguaggi di programmazioni coinvolti nella realizzazione del software, il core di OpenSim è scritto in linguaggio C++ mentre la *graphical user interface* (GUI) è implementata in linguaggio Java.

## VI.4 | Struttura di un modello OpenSim

Un modello OpenSim rappresenta la dinamica di un sistema di corpi rigidi opportunamente connessi da vincoli e giunti cinematici e soggetti ad un set di forze applicate per la generazione del moto. La funzione di un modello OpenSim è quella di organizzare gerarchicamente le diverse componenti del sistema (ossa, muscoli, tendini...) e tradurle in termini matematici (corpi rigidi, forze...) in modo tale che la dinamica del sistema possa essere risolta in modo accurato ed efficiente dallo strumento *Simbody* e dalla flat *SimTK::System*.

Il file di modello possiede un'estensione *.osim* ed utilizza la sintassi dei tag XML per organizzare logicamente il proprio contenuto. Al suo interno sono definite le diverse sezioni corrispondenti al modello fisico, vale a dire: *bodies*, *joints*, *forces*, *markers*, *constraints*, *contact geometry* e *controllers*.

Le prime righe di codice di un modello OpenSim hanno una forma standard che specifica il nome del modello e del suo realizzatore nonché le eventuali sedi di pubblicazione. A queste seguono le unità di misura utilizzate e la direzione della forza di gravità. Nel file vengono quindi identificate mediante opportune tag le informazioni relative ai componenti. Il box seguente riassume in modo compatto il contenuto di un generico modello. I paragrafi successivi si concentrano dettagliatamente su ciascuna delle sezioni evidenziate.

```

<?xml version="1.0" encoding="UTF-8"?>
<OpenSimDocument Version="20302">
  <Model name="TEF_model">
    <defaults/>
    <credits> Ferrati F. </credits>
    <publications/>

    <!--unit of measurement-->
    <length_units> meters </length_units>
    <force_units> N </force_units>
    <!--acceleration due to gravity-->
    <gravity> 0.00000000 -9.80665000 0.00000000 </gravity>

    <!-- BODIES IN THE MODEL -->
    <BodySet name="">
      <objects>
        <!-- definizione dei corpi -->
        ....
      </objects>
      <groups/>
    </BodySet>

    <!-- CONSTRAINTS IN THE MODEL -->
    <ConstraintSet name="">
      <objects>
        <!-- definizione dei vincoli cinematici -->
        ....
      </objects>
      <groups/>
    </ConstraintSet>

    <!-- FORCES IN THE MODEL -->
    <ForceSet name="">
      <objects>
        <!-- definizione delle forze agenti nel modello -->
        ....
      </objects>
      <groups/>
    </ForceSet>

    <!-- CONTACT GEOMETRY IN THE MODEL -->
    <ContactGeometrySet name="">
      <objects/>
      <groups/>
    </ContactGeometrySet>

    <!-- MARKERS IN THE MODEL -->
    <MarkerSet name="">
      <objects/>
      <groups/>
    </MarkerSet>
  </Model>
</OpenSimDocument>

```

Nel presente lavoro sono stati realizzati quattro differenti modelli per studiare il comportamento del sistema TEF in altrettante condizioni operative.

- a) Il primo modello chiamato “*TEF solo*” implementa il sistema TEF realmente esistente, riproducendone fedelmente le caratteristiche cinematiche e dinamiche. Il suo studio vuole esaminare il comportamento del solo dispositivo, senza considerare la presenza di un soggetto utilizzatore.
- b) Il secondo modello si differenzia dal precedente per la presenza aggiunta di un utente utilizzatore. Il modello “*TEF and human*” vuole infatti riprodurre la reale condizione di operatività del dispositivo, studiando come la presenza di un soggetto vada a modificare i risultati precedentemente ottenuti.
- c) Il terzo modello prende il nome di “*TEF solo with ankle*” e costituisce una miglioria del sistema esistente (a). Per raggiungere una maggiore verosimiglianza alla cinematica del passo, si è infatti aggiunto un gdl alla caviglia del sistema (ed un ulteriore attuatore di dimensioni inferiori).
- d) Il modello “*TEF and human with ankle*” aggiunge infine al caso (c) il modello anatomico del soggetto.

La Figura VI.2 sintetizza la progressione degli studi effettuati.

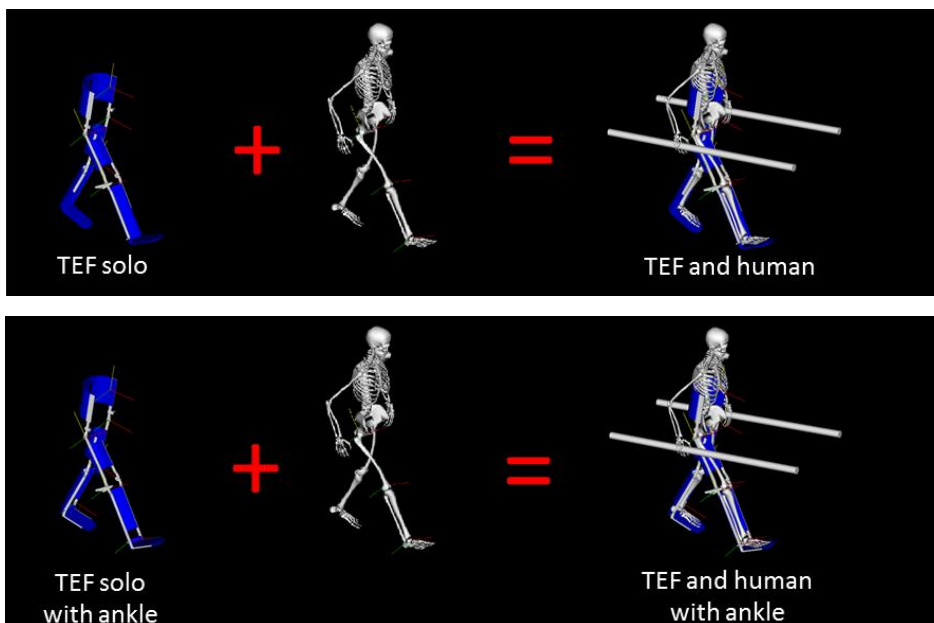


Figura VI.2

## VI.5 | Modello (a): “TEF solo”

Di seguito vengono descritte in dettaglio le diverse sezioni di un modello OpenSim, allegando alcuni frammenti di codice specifico del modello “*TEF solo*”. Nei successivi paragrafi saranno specificate le modifiche apportate negli studi (b), (c) e (d).

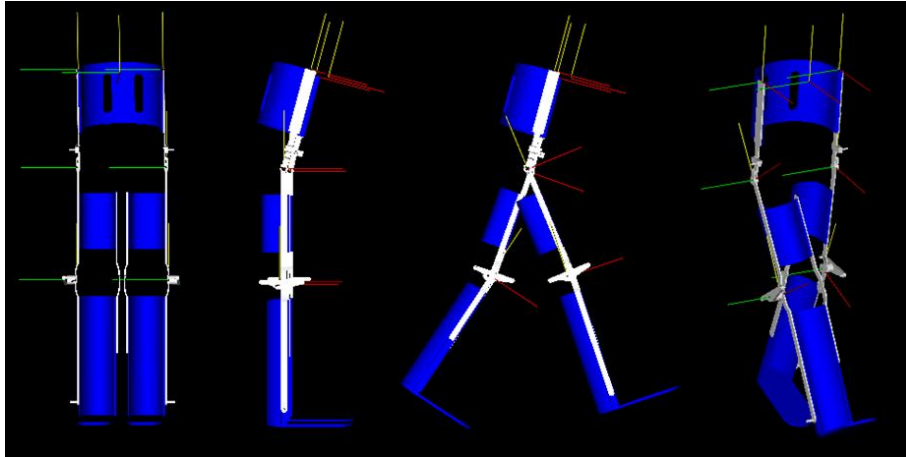
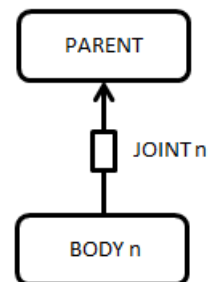


Figura VI.3

### VI.5.1 Bodies and joints

Il body rappresenta il blocco fondamentale di un modello OpenSim. All’interno del modello i vari corpi sono contenuti nella sezione `<BodySet>`. Per ciascun corpo sono specificati il nome, le proprietà di massa (massa, centro di massa e matrice d’inerzia) ed il set di oggetti visibili ad esso associati (`<VisibleObject>`) memorizzati nella directory di progetto in uno dei tre formati `.vtp`, `.stl`, `.obj`.

Nella definizione di un body è necessario specificare il Joint che definisce le coordinate e le trasformazioni spaziali che governano il moto del corpo rispetto ad un altro (detto *parent*) a cui deve essere necessariamente connesso. Un corpo è infatti identificato da una terna cartesiana in movimento e la definizione di un joint impone un vincolo nel moto relativo delle due terne.



I tipi di joint utilizzati nel modello del TEF sono i seguenti tre:

- WeldJoint: non introduce alcuna coordinata libera (grado di libertà) ed è usato per unire due corpi tra loro

```
<WeldJoint name="Joint_name">
  <parent_body> parent_name </parent_body>
  <location_in_parent> 0 0 0 </location_in_parent>
  <orientation_in_parent> 0 0 0 </orientation_in_parent>
  <location> 0 0 0 </location>
  <orientation> 0 0 0 </orientation>

  <!--Generalized coordinates parameterizing this joint.-->
  <CoordinateSet name="">
    <objects/>
  </CoordinateSet>
  <reverse> false </reverse>
</WeldJoint>
```

- PinJoint: introduce una coordinata libera (nel caso specifico, di rotazione) attorno al comune asse z dei frames di padre e figlio

```
<PinJoint name="joint_name">
  <parent_body> parent_name </parent_body>
  <location_in_parent> 0 0 0 </location_in_parent>
  <orientation_in_parent> 0 0 0 </orientation_in_parent>
  <location> 0 0 0 </location>
  <orientation> 0 0 0 </orientation>
  <!--Generalized coordinates parameterizing this joint.-->
  <CoordinateSet name="">
    <objects>
      <Coordinate name="q">
        <!--Cooridnate can describe rotational, translational, or coupled values.
        Defaults to rotational.-->
        <motion_type> rotational </motion_type>
        <default_value> 0 </default_value>
        <default_speed_value> 0 </default_speed_value>
        <initial_value> 0 </initial_value>
        <range> 0 0 </range>
        <clamped> false </clamped>
        <locked> false </locked>
        <prescribed_function/>
      </Coordinate>
    </objects>
  </CoordinateSet>
  <groups/>
</PinJoint>
```



```

    </CoordinateSet>
    <reverse>false</reverse>
</PinJoint>

```

- CustomJoint: introduce da 1 a 6 coordinate libere (di rotazione e/o traslazione) e definisce le trasformazioni necessarie per localizzare il *child frame* rispetto al *parent frame*. Questo joint è utilizzato nel TEF solo per vincolare il busto al *ground*. La tag completa non viene riportata per non appesantire la lettura del testo.

Il riquadro seguente riporta il codice per la definizione del body corrispondente all'asta superiore destra.

```

<!-- 2.2 right_leg_up_ext -->
<Body name="r_leg_up_ext">
  <!--Mass Properties-->
  <mass> 0.791 </mass>
  <mass_center> -0.00478 -0.31088 0.02188 </mass_center>
  <inertia_xx> 0.089 </inertia_xx>
  <inertia_yy> 0.001 </inertia_yy>
  <inertia_zz> 0.089 </inertia_zz>
  <inertia_xy> -0.001 </inertia_xy>
  <inertia_xz> 0.0001077 </inertia_xz>
  <inertia_yz> 0.007 </inertia_yz>
  <!--Set of visible objects (i.e. bone files) associated with this body-->
  <VisibleObject name="">
    <!--Set of geometry files and associated attributes, allow .vtp, .stl, .obj-->
    <GeometrySet name="">
      <objects>
        <DisplayGeometry name="">
          <!--Name of geometry file .vtp, .stl, .obj-->
          <geometry_file> asta_up_ext_dx.obj </geometry_file>
          <!--Color (blue) used to display the geometry when visible-->
          <color> 1.00000000 1.00000000 1.00000000 </color>
          <!--Name of texture file .jpg, .bmp-->
          <texture_file> </texture_file>
          <!--in body transform specified as 3 rotations (rad) followed by
          3 translations rX rY rZ tx ty tz
          r_X = -90deg = -1.57079632rad -->
          <transform> -1.57079632 0.00000000 -0.00000000
          0.00000000 0.00000000 0.00000000 </transform>
          <!--Three scale factors for display purposes: scaleX scaleY scaleZ-->
          <scale_factors> 1.00000000 1.00000000 1.00000000

```

```

        </scale_factors>
        <!--Display Pref. 0:Hide 1:Wire 3:Flat 4:Shaded-->
        <display_preference> 4 </display_preference>
        Display opacity between 0.0 and 1.0-->
        <opacity> 1.00000000 </opacity>
    </DisplayGeometry>
</objects>
<groups/>
</GeometrySet>
<!--Three scale factors for display purposes: scaleX scaleY scaleZ-->
<scale_factors> 1.00000000 1.00000000 1.00000000 </scale_factors>
<!--transform relative to owner specified as 3 rot (rad) followed by 3 transl -->
<transform> -0.00000000 0.00000000 -0.00000000 0.00000000
0.00000000 0.00000000 </transform>
<!--Whether to show a coordinate frame-->
<show_axes> true </show_axes>
<!--Display Pref. 0:Hide 1:Wire 3:Flat 4:Shaded Can be overridden for individual geom-->
<display_preference> 4 </display_preference>
</VisibleObject>

<!--Joint that connects this body with the parent body -->
<.Joint>
    <PinJoint name="r_hip">
        <parent_body> r_zanca </parent_body>
        <location_in_parent> 0.0000 -0.3500 0.0075 </location_in_parent>
        <orientation_in_parent> 0.00000000 0.00000000 0.00000000
        </orientation_in_parent>
        <location> 0.00000000 0.00000000 0.00000000 </location>
        <orientation> 0.00000000 0.00000000 0.00000000 </orientation>
        <!--Generalized coordinates parameterizing this joint.-->
        <CoordinateSet name="">
            <objects>
                <Coordinate name="r_hip_flexion">
                    <!--Cooridnate can describe rotational, translational, or coupled
                    values. Defaults to rotational.-->
                    <motion_type> rotational </motion_type>
                    <default_value> 0.00000000 </default_value>
                    <default_speed_value> 0.00000000
                    </default_speed_value>
                    <initial_value> 0.00000000 </initial_value>
                    <range> -0.19198622 1.65806279 </range>
                    <clamped> true </clamped>
                    <locked> false </locked>
                    <prescribed_function/>
                </Coordinate>
            </objects>
        </CoordinateSet>
    </PinJoint>
</Joint>
</groups/>

```

```

        </CoordinateSet>
        <reverse> false </reverse>
    </PinJoint>
</Joint>

    <WrapObjectSet name="">
        <objects/>
        <groups/>
    </WrapObjectSet>
</Body>

```

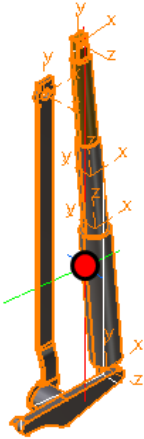
Di seguito si riporta la lista dei corpi definiti nel modello “*TEF solo*”, indicando anche la nomenclatura utilizzata per la parti nel capitolo V.

- *ground* (non ha *parent*) = telaio
- *corset* = bustino aderente al tronco
- per l’ortesi destra:
  - r\_zanca*: asta solidale al bustino
  - r\_leg\_up\_ext*: asta superiore laterale
  - r\_thigh\_corset*: gambale coscia
  - r\_leg\_up\_int*: asta superiore mediale
  - r\_leg\_down\_ext*: asta inferiore laterale
  - r\_shin\_corset*: gambale gamba/piede
  - r\_leg\_down\_int*: asta inferiore mediale
- per l’ortesi sinistra:
  - l\_zanca*: asta solidale al bustino
  - l\_leg\_up\_ext*: asta superiore laterale
  - l\_thigh\_corset*: gambale coscia
  - l\_leg\_up\_int*: asta superiore mediale
  - l\_leg\_down\_ext*: asta inferiore laterale
  - l\_shin\_corset*: gambale gamba/piede
  - l\_leg\_down\_int*: asta inferiore mediale

Come si può facilmente notare, nella lista non appaiono i corpi corrispondenti agli attuatori. Come verrà spiegato in seguito, i quattro attuatori sono realizzati nel modello OpenSim tramite 4 forze lineari (vedi il successivo paragrafo “*Forces and actuators*”). Tale sostituzione richiede una precisazione nel calcolo del baricentro e della matrice d’inerzia delle due aste esterne superiori e inferiori. Tale calcolo è effettuato preliminarmente all’interno dell’ambiente multibody. In particolare, in fase di model-

lazione CAD, a ciascuna delle due aste esterne è stato connesso il relativo attuatore, andando a costituire un'unica nuova parte (asta + attuatore base + attuatore mobile) le cui caratteristiche inerziali comprendono anche la dinamica dell'attuatore stesso. Si riportano le caratteristiche inerziali delle due aste esterne.

Asta esterna superiore



MATERIALE: acciaio inox  
densità [kg\_m3]: 7700  
massa [kg]: 2.878

CENTRO DI MASSA [m]:  
Gx = 0.03435  
Gy = -0.23378  
Gz = 0.02741

MATRICE D'INERZIA:  
Ixx = 0.21  
Iyy = 0.009  
Izz = 0.214  
Ixy = 0.022  
Ixz = -0.003  
Iyz = 0.019

Asta esterna inferiore



MATERIALE: acciaio inox  
densità [kg\_m3]: 7700  
massa [kg]: 2.471

CENTRO DI MASSA [m]:  
Gx = -0.02314  
Gy = -0.17036  
Gz = 0.01718

MATRICE D'INERZIA:  
Ixx = 0.11  
Iyy = 0.004  
Izz = 0.112  
Ixy = -0.004  
Ixz = 0.001  
Iyz = 0.007

In Tabella VI.1 sono riassunti i nomi dei joints introdotti, i nomi delle coordinate corrispondenti all'interno del modello, la tipologia, i gdl introdotti ed i corpi (*parent* e *child*) da essi connessi.

JOINT LIST					
JOINT NAME	COORDINATE NAME	TYPE	DOF	PARENT BODY	CHILD BODY
CORSET					
corset_fix_to_ground	/	WeldJoint	0	ground	corset
RIGHT LEG					
r_zanca_to_corset	/	WeldJoint	0	corset	r_zanca
r_hip	r_hip_flexion	PinJoint	1	r_zanca	r_leg_up_ext
r_thigh_corset_to_leg_up_ext	/	WeldJoint	0	r_leg_up_ext	r_thigh_corset
r_leg_up_int_to_thigh_corset	/	WeldJoint	0	r_thigh_corset	r_leg_up_int
r_knee	r_knee_flexion	PinJoint	1	r_leg_up_ext	r_leg_down_ext
r_shin_corset_to_leg_down_ext	/	WeldJoint	0	r_leg_down_ext	r_shin_corset
r_leg_down_int_to_shin_corset	/	WeldJoint	0	r_shin_corset	r_leg_down_int
LEFT LEG					
l_zanca_to_corset	/	WeldJoint	0	corset	l_zanca
l_hip	l_hip_flexion	PinJoint	1	l_zanca	l_leg_up_ext
l_thigh_corset_to_leg_up_ext	/	WeldJoint	0	l_leg_up_ext	l_thigh_corset
l_leg_up_int_to_thigh_corset	/	WeldJoint	0	l_thigh_corset	l_leg_up_int
l_knee	l_knee_flexion	PinJoint	1	l_leg_up_ext	l_leg_down_ext
l_shin_corset_to_leg_down_ext	/	WeldJoint	0	l_leg_down_ext	l_shin_corset
l_leg_down_int_to_shin_corset	/	WeldJoint	0	l_shin_corset	l_leg_down_int

Tabella VI.1

## VI.5.2 Forces and actuators

La dinamica del TEF è realizzata mediante l'uso di quattro attuatori lineari a ricircolo di sfere. Dal punto di vista modellistico, le forze da essi prodotte possono essere rappresentate da un vettore congiungente i loro estremi d'applicazione. Tale scelta modellistica permette, una volta modificate le proprietà inerziali delle aste esterne e degli attuatori (vedi paragrafo precedente), di modellare questi ultimi come semplici forze punto-punto. Una forza lineare viene espressa in OpenSim all'interno della clas-

se *PointToPointActuator*. Tale oggetto applica una forza tra due punti fissati su due corpi (non necessariamente consecutivi tra loro). Il modulo della forza è calcolato come il prodotto tra un valore di forza ottimale ed una quantità di controllo, mentre il segno ad essa associato è inteso positivo se aumenta la distanza tra gli estremi.

La Fig. VI.4 illustra tramite doppie frecce rosse le 4 forze esercitate dagli attuatori ed i loro punti di applicazione.

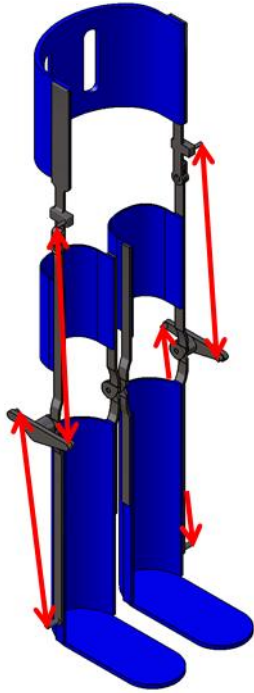


Figura VI.4

I punti d'applicazione per le forze sono:

- per l'attuatore superiore destro (*r\_act\_up\_force*):
  - punto A: *r\_zanca* [0.0240, -0.2800, 0.0370]
  - punto B: *r\_leg\_up\_ext* [0.0657, -0.3847, 0.0295]
- per l'attuatore inferiore destro (*r\_act\_down\_force*):
  - punto A: *r\_leg\_up\_ext* [-0.0743, -0.3847, 0.0295]
  - punto B: *r\_leg\_down\_ext* [0.0143, -0.4277, 0.0215]
- per l'attuatore superiore sinistro (*l\_act\_up\_force*):
  - punto A: *l\_zanca* [0.0240, -0.2800, -0.0370]
  - punto B: *l\_leg\_up\_ext* [0.0657, -0.3847, -0.0295]
- per l'attuatore inferiore sinistro (*l\_act\_down\_force*):
  - punto A: *l\_leg\_up\_ext* [-0.0743, -0.3847, -0.0295]
  - punto B: *l\_leg\_down\_ext* [0.0143, -0.4277, -0.0215]

Il codice relativo alla forza esercitata dall’attuatore superiore destro è definito come segue.

```
<!-- right actuator up applied force -->
<PointToPointActuator name="r_act_up_force">
  <isDisabled> false </isDisabled>
  <!--Minimum allowed value for control signal -->
  <min_control> -infinity </min_control>
  <!--Maximum allowed value for control signal -->
  <max_control> infinity </max_control>
  <bodyA> r_zanca </bodyA>
  <bodyB> r_leg_up_ext </bodyB>
  <points_are_global> false </points_are_global>
  <pointA>    0.0240   -0.2800    0.0370  </pointA>
  <pointB>    0.0657   -0.3847    0.0295  </pointB>
  <optimal_force>    1.0  </optimal_force>
</PointToPointActuator>
```

## VI.6 | Modello (b): “TEF & Human”

Una volta completata la definizione e verificato il corretto funzionamento del solo sistema TEF, si è proceduti ad integrare il modello (a) con il codice relativo al comportamento cinematico e dinamico del corpo umano. Tale passaggio mira a produrre un modello completo dell’interazione uomo-macchina, in grado di simulare con buona approssimazione il funzionamento reale del sistema.

Nel dettaglio è stato utilizzato un modello preesistente (“*Gait2392\_Simbody*”) fornito con il pacchetto d’installazione di OpenSim, a cui sono stati aggiunti per completezza anche gli arti superiori (n.b. questi ultimi costituiscono una semplice aggiunta grafica atta a completare la verosimiglianza visiva del modello. Tutte le articolazioni degli arti superiori risultano infatti bloccate).

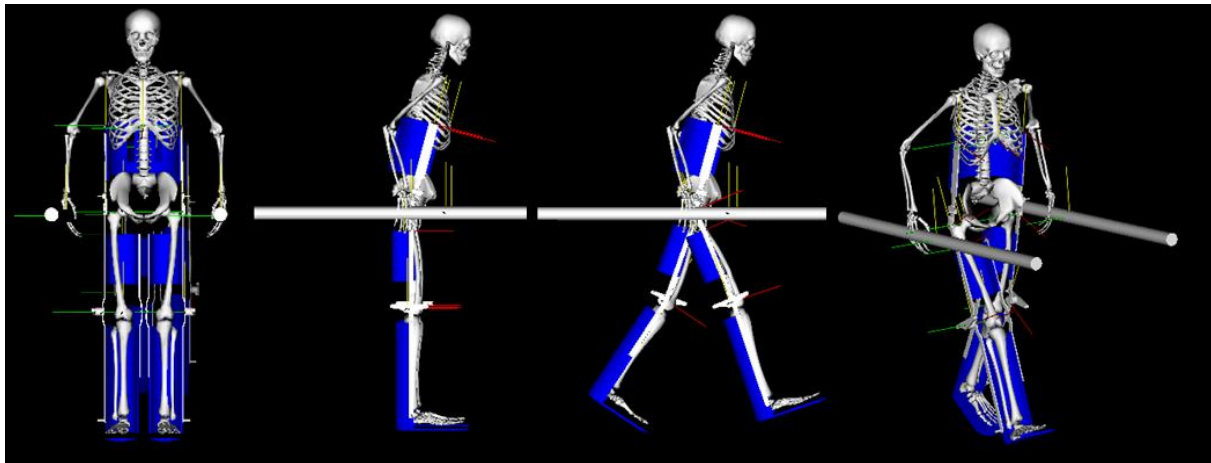


Figura VI.5

La Tabella VI.2 riporta l'elenco dei bodies e dei joints presenti nel modello del solo uomo opportunamente modificato.

BODY	PARENT	JOINT	COORDINATE JOINT
pelvis	corset	CJ: pelvis_to_corset	pelvis_tilt = rotazione attorno a z → locked pelvis_list = rotazione attorno a x → locked pelvis_rotation = rotazione attorno a y → locked
torso	pelvis	CJ: torso_to_pelvis	lumbar_extension = rotazione attorno a z → locked lumbar_bending = rotazione attorno a x → locked lumbar_rotation = rotazione attorno a y → locked torso_tx = traslazione lungo x → locked torso_ty = traslazione lungo y → locked torso_tz = traslazione lungo z → locked
ESTREMO INFERIORE DESTRO			
femur_r	pelvis	CJ: hip_r	hip_flexion_r = rotazione attorno a z → UNLOCKED hip_adduction_r = rotazione attorno a x → locked hip_rotation_r = rotazione attorno a y → locked
tibia_r	femur_r	CJ: knee_r	knee_angle_r = rotazione attorno a z → UNLOCKED
talus_r	tibia_r	CJ: ankle_r	ankle_angle_r = rotazione attorno ad assi specificati → locked
calcn_r	talus_r	CJ: subtalar_r	subtalar_angle_r = rotazione attorno ad assi specificati → locked
toes_r	calcn_r	CJ: mtp_r	mtp_angle_r = rotazione attorno ad assi specificati → locked



ESTREMO INFERIORE SINISTRO			
femur_l	pelvis	CJ: hip_l	hip_flexion_l = rotazione attorno a z → UNLOCKED hip_adduction_l = rotazione attorno a x → locked hip_rotation_l = rotazione attorno a y → locked
tibia_l	femur_l	CJ: knee_l	knee_angle_l = rotazione attorno a z → UNLOCKED
talus_l	tibia_l	CJ: ankle_l	ankle_angle_l = rotazione attorno ad assi specificati → locked
calcn_l	talus_l	CJ: subtalar_l	subtalar_angle_l = rotazione attorno ad assi specificati → locked
toes_l	calcn_l	CJ: mtp_l	mtp_angle_l = rotazione attorno ad assi specificati → locked
ESTREMO SUPERIORE DESTRO (SOLO GRAFICA)			
humerus_r	torso	CJ: acromial_r	arm_flex_r = rotazione attorno a z → locked arm_add_r = rotazione attorno a x → locked arm_rot_r = rotazione attorno a y → locked
ulna_r	humerus_r	CJ: elbow_r	elbow_flex_r = rotazione attorno ad assi specificati → locked
radius_r	ulna_r	CJ: radioulnar_r	pro_sup_r = rotazione attorno ad assi specificati → locked
hand_r	radius_r	CJ: radius_hand_r	wrist_flex_r = rotazione attorno a z → locked wrist_dev_r = rotazione attorno a x → locked
ESTREMO SUPERIORE SINISTRO (SOLO GRAFICA)			
humerus_l	torso	CJ: acromial_l	arm_flex_l = rotazione attorno a z → locked arm_add_l = rotazione attorno a x → locked arm_rot_l = rotazione attorno a y → locked
ulna_l	humerus_l	CJ: elbow_l	elbow_flex_l = rotazione attorno ad assi specificati → locked
radius_l	ulna_l	CJ: radioulnar_l	pro_sup_l = rotazione attorno ad assi specificati → locked
hand_l	radius_l	CJ: radius_hand_l	wrist_flex_l = rotazione attorno a z → locked wrist_dev_l = rotazione attorno a x → locked

Tabella VI.2

Il modello *Gait2392\_Simbody* è stato modificato per adattarsi ai vincoli imposti dal TEF e rendere il successivo passaggio di collegamento quanto più simile alla realtà. In particolare sono state effettuate le seguenti modifiche, alcune delle quali visibili in Tabella VI.2:

- si è eliminato il collegamento tra *torso* e *ground* per sostituirlo invece con un vincolo tra *pelvis* e *corsetto* (CJ: *pelvis\_to\_corset*) in modo da riprodurre la solidarietà strutturale tra la parte superiore dell'uomo e quella del sistema. Il corpo “*corset*” del modello “*Gait2392\_Simbody*” è così diventato il nodo radice per il successivo collegamento del *pelvis* e degli arti inferiori.
- i gradi di libertà del modello “*Gait2392\_Simbody*” sono stati opportunamente modificati per rispettare i vincoli imposti dall'utilizzo del TEF. In particolare i giunti di pelvi e torso sono stati fissati in posizione di default e i movimenti relativi alla caviglia sono stati eliminati per riprodurre il vincolo imposto dal gambale inferiore e dalle calzature indossate. Gli unici gdl mantenuti inalterati sono quelli di flessione-estensione di anca e ginocchio (i movimenti di ab-adduzione e di intra-extra rotazione dell'anca sono stati anch'essi eliminati). Nel complesso il modello umano mantiene quindi un numero di gdl liberi pari a quelli del TEF, vale a dire quattro.
- configurandosi il sistema come un dispositivo per l'ausilio alla deambulazione di soggetti con lesione al midollo spinale (o più in generale con limiti al sistema motorio), si è scelto di riprodurre tale stato operativo disattivando i muscoli degli arti inferiori previsti nel modello *Gait2392\_Simbody* delegando in questo modo il task attuativo al solo esoscheletro.
- CONSTRAINTS: per riprodurre i vincoli cinematici che si realizzano allorché il dispositivo è completamente indossato dal soggetto, sono state aggiunti quattro *constraints* (si ricordi che il pelvis del soggetto è già vincolato al corsetto nella sua definizione tramite un legame padre-figlio). OpenSim prevede cinque tipologie di vincolo (*CoordinateCouplerConstraint*, *PointConstraint*, *PointOnLineConstraint*, *RollingOnSurfaceConstraint*, *WeldConstraint*). Poiché di fatto l'impiego del TEF rende in buona approssimazione del tutto solidale il movimento del soggetto con quello del sistema (in particolare in prossimità dei giunti di anca e ginocchio), si è scel-

to di impiegare un vincolo di tipo *CoordinateCouplerConstraint* in grado di legare la flessione di anca e ginocchio del sistema (intese come variabili indipendenti) con la flessione delle medesime articolazioni del soggetto (considerate come variabili dipendenti).

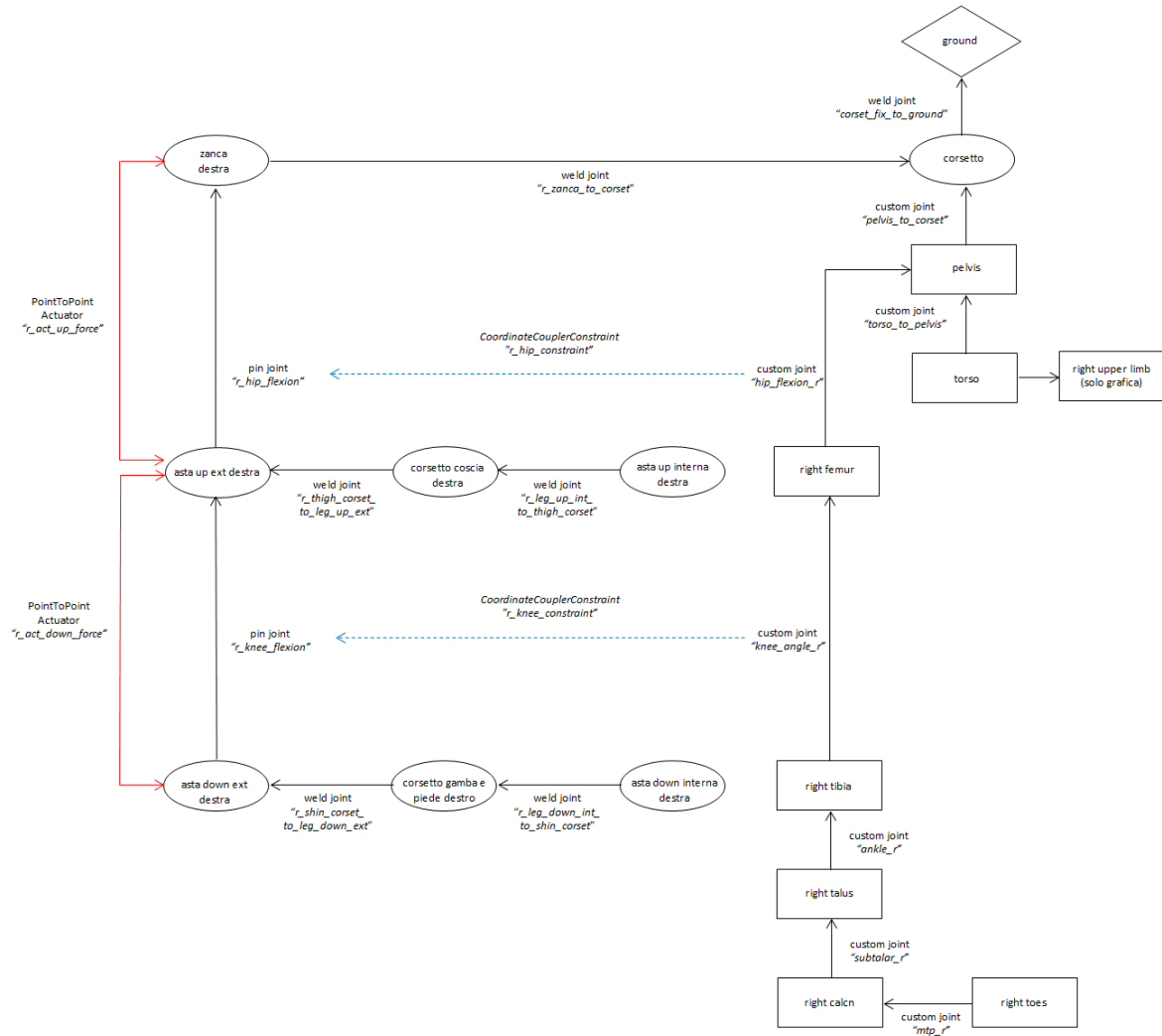
Di seguito si riporta il codice relativo all'anca ed al ginocchio destro.

```
<CoordinateCouplerConstraint name="r_hip_constraint">
  <isDisabled>false</isDisabled>
  <coupled_coordinates_function>
    <LinearFunction name="">
      <coefficients> 1.00000000 0.00000000 </coefficients>
    </LinearFunction>
  </coupled_coordinates_function>
  <independent_coordinate_names> r_hip_flexion </independent_coordinate_names>
  <dependent_coordinate_name> hip_flexion_r </dependent_coordinate_name>
  <scale_factor> 1 </scale_factor>
</CoordinateCouplerConstraint>

<CoordinateCouplerConstraint name="r_knee_constraint">
  <isDisabled>false</isDisabled>
  <coupled_coordinates_function>
    <LinearFunction name="">
      <coefficients> 1.00000000 0.00000000 </coefficients>
    </LinearFunction>
  </coupled_coordinates_function>
  <independent_coordinate_names> r_knee_flexion </independent_coordinate_names>
  <dependent_coordinate_name> knee_angle_r </dependent_coordinate_name>
  <scale_factor> 1 </scale_factor>
</CoordinateCouplerConstraint>
```

- per riprodurre un'ambientazione simile a quella di un centro di riabilitazione motoria, le mani del soggetto sono fatte poggiare graficamente su una coppia di aste parallele. La condizione di analisi che si intende studiare è infatti quella di un paziente deambulante su un tapis roulant. Mentre quindi il tappeto scorre sotto i piedi del paziente, il baricentro di quest'ultimo tende a rimanere fermo.

Il grafo seguente riporta l'insieme delle relazioni implementate nel modello. I bodies del TEF sono contenuti in cerchi, mentre quelli del modello umano sono inclusi in rettangoli; le frecce nere indicano un legame da figlio a padre, quelle rosse indicano le forze esercitate tra due corpi ed infine le frecce azzurre tratteggiate indicano i *constraints* applicati.



## VI.7 | Modello (c): “TEF solo with ankle”

Come descritto in precedenza, il sistema TEF realmente esistente non prevede alcun grado di libertà alla caviglia. Tale semplificazione, se da un lato favorisce la coordinazione dell’aspetto controllistico, dall’altro porta di fatto alla riproduzione di un *gait cycle* che si discosta da quella che è la naturale deambulazione. Facendo leva quindi sui benefici offerti dall’approccio di simulazione, si è voluto modificare il sistema aggiungendovi due gdl alle estremità inferiori, opportunamente azionate da altrettante forze lineari.

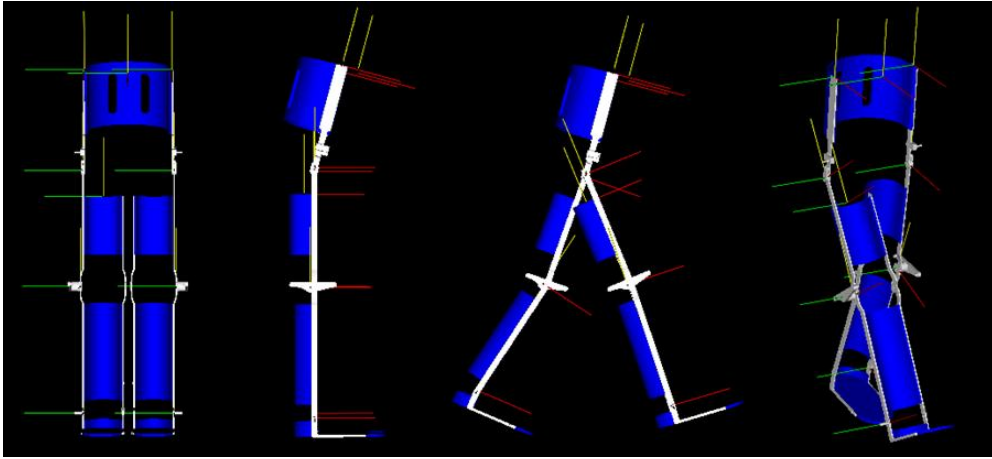


Figura VI.6

Il nuovo modello “*TEF solo with ankle*” si differenzia dal caso a) per i seguenti aspetti:

- BODIES

Al fine di produrre una sede strutturata per il piede, sono stati aggiunti 3 bodies per ciascun’ortesi (*leg\_foot\_ext*, *foot\_corset*, *leg\_foot\_int*). Le aste inferiori (esterna ed interna) sono state modificate in modo da potersi connettere con i tre nuovi bodies, in prossimità della nuova giunzione rotoidale introdotta. La figura seguente illustra le differenze tra i modelli (a) (Fig. VI.7) e (c) (Fig. VI.8).

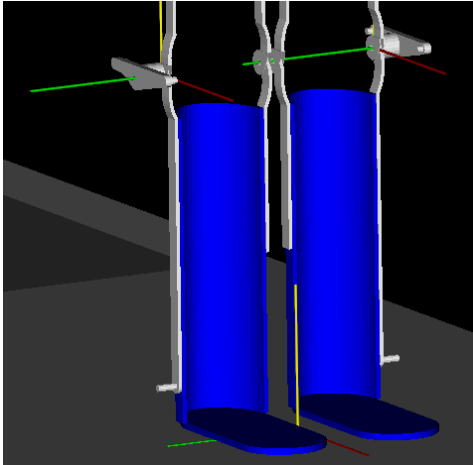


Figura VI.7

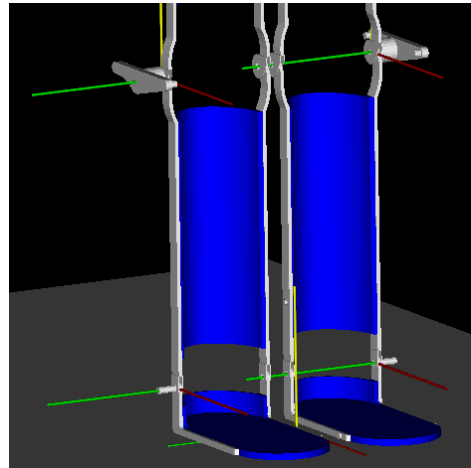


Figura VI.8

● FORCES

Il giunto alla caviglia risulta essere anch'esso azionato attivamente (idealmente tramite un attuttore lineare di dimensioni ridotte). Valutazioni di tipo dimensionale hanno portato a posizionare le forze lineari sul lato mediale, connettendo due punti opportunamente scelti sui segmenti in moto relativo (asta inferiore mediale e asta piede mediale). La Fig. VI.9 illustra tramite doppie frecce rosse le 2 nuove forze introdotte ed i loro punti di applicazione.

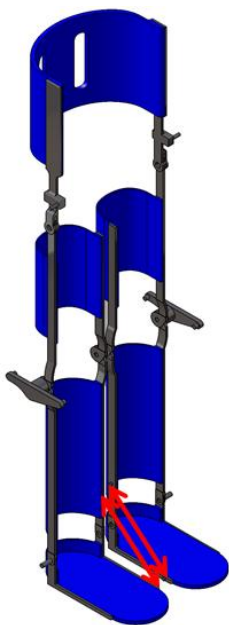


Fig. VI.9

I punti d'applicazione per le forze sono:

- per l'attuttore alla caviglia destro ( $r\_act\_ankle\_force$ ):
  - punto A:  $r\_leg\_down\_int$  [0.0143, -0.3292, 0.002]
  - punto B:  $r\_leg\_foot\_int$  [0.16, 0.0045, -0.0085]
- per l'attuttore alla caviglia sinistro destro ( $l\_act\_ankle\_force$ ):
  - punto A:  $l\_leg\_down\_int$  [0.0143, -0.3292, -0.002]
  - punto B:  $l\_leg\_foot\_int$  [0.16, 0.0045, 0.0085]

Il codice relativo alla forza esercitata dall’attuatore alla caviglia destra è definito come segue.

```
<!-- right actuator ankle applied force -->
<PointToPointActuator name="r_act_ankle_force">
  <isDisabled> false </isDisabled>
  <min_control> -infinity </min_control>
  <max_control> infinity </max_control>
  <bodyA> r_leg_down_int </bodyA>
  <bodyB> r_leg_foot_int </bodyB>
  <points_are_global> false </points_are_global>
  <pointA> 0.0143   -0.3292   0.002 </pointA>
  <pointB> 0.16    0.0045   -0.0085 </pointB>
  <optimal_force> 1.0 </optimal_force>
</PointToPointActuator>
```

## VI.8 | Modello (d): “TEF & Human with ankle”

L’ultimo modello considerato rappresenta il caso parallelo allo studio (b), utilizzando il sistema TEF modificato.

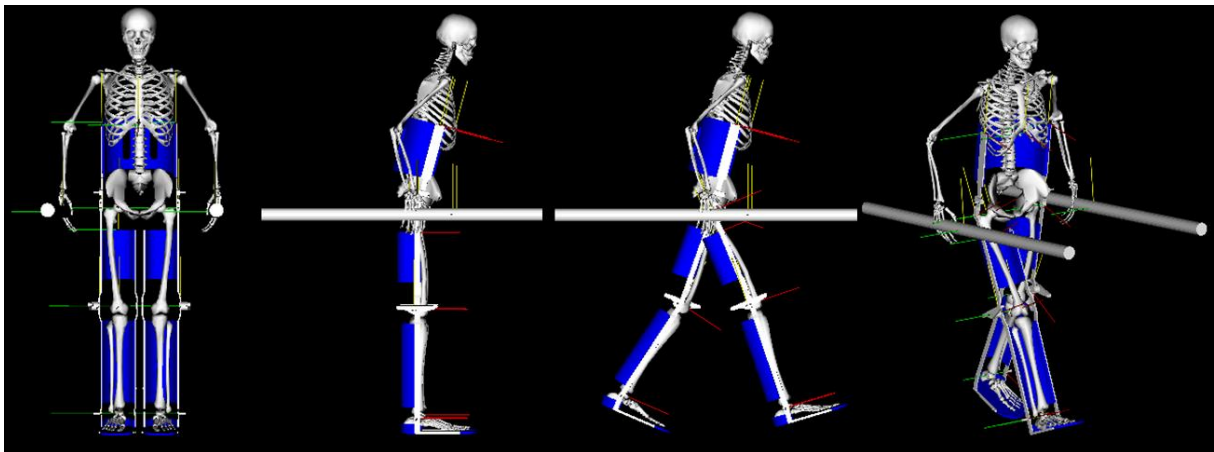


Fig. VI.10

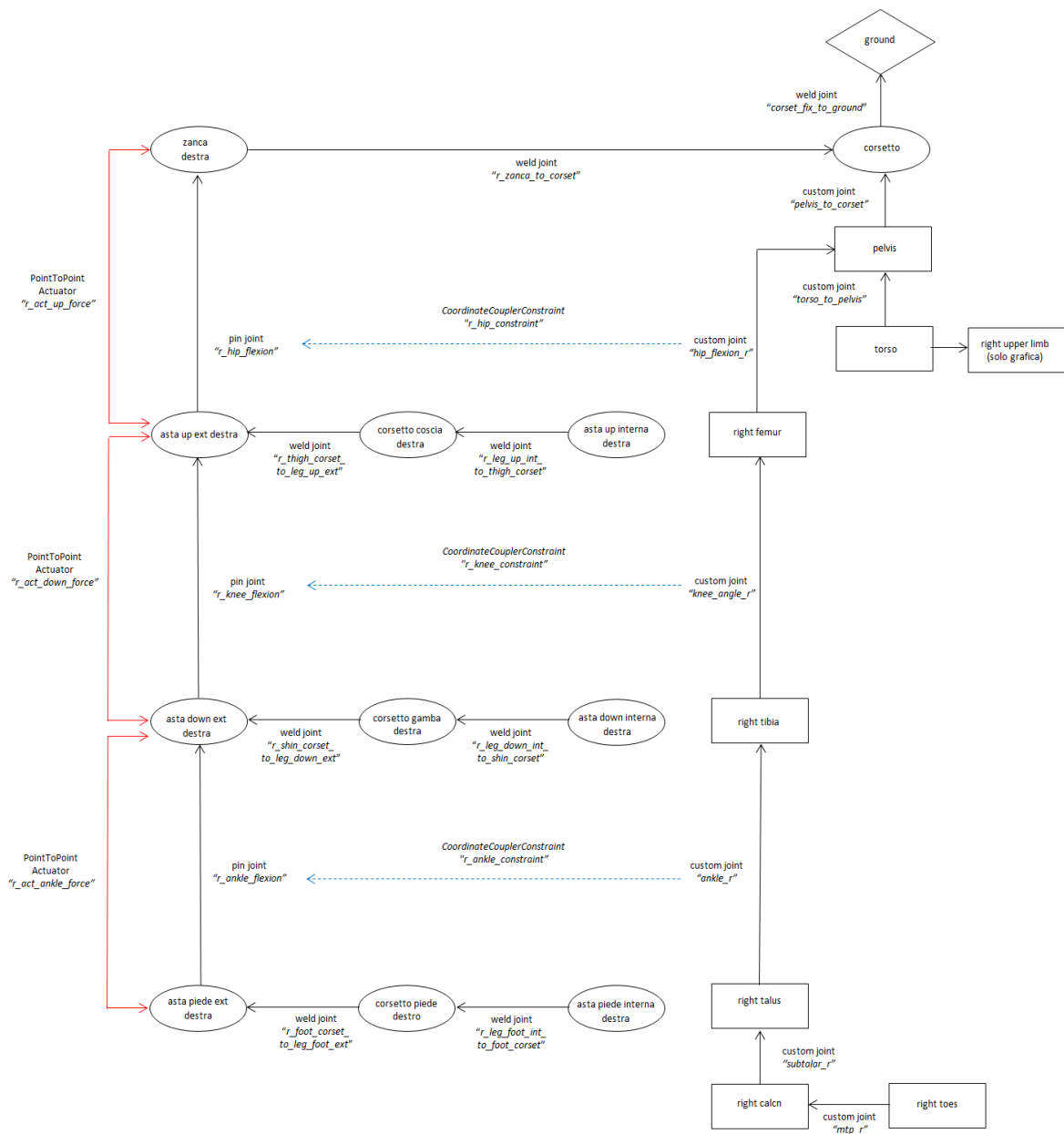
Dal punto di vista del codice, il “*TEF & Human with ankle*” aggiunge un’ulteriore *constraint* tra l’esoscheletro e l’uomo, vincolando le caviglie dei due a descrivere i medesimi spostamenti angolari. Ancora una volta è stato scelto quindi un vincolo

di tipo *CoordinateCouplerConstraint*, considerando la flessione della caviglia del sistema come variabile indipendente e quella del giunto dell'uomo come variabile dipendente. Di seguito si riporta il codice.

```
<CoordinateCouplerConstraint name="r_ankle_constraint">
  <isDisabled>>false</isDisabled>
  <coupled_coordinates_function>
    <LinearFunction name="">
      <coefficients>    1.00000000    0.00000000 </coefficients>
    </LinearFunction>
  </coupled_coordinates_function>
  <independent_coordinate_names> r_ankle_flexion </independent_coordinate_names>
  <dependent_coordinate_name> ankle_angle_r </dependent_coordinate_name>
  <scale_factor> 1 </scale_factor>
</CoordinateCouplerConstraint>
```

Il grafo a pagina seguente riporta l'insieme delle relazioni implementate nel modello. Le convenzioni grafiche sono le medesime impiegate per il modello (b).





## VI.9 | Simulazioni

Terminata la fase di modellazione, si è passati all’analisi dei quattro dispositivi sopra definiti. Le diverse simulazioni sono state svolte utilizzando un potente *tool* messo a disposizione dall’ambiente OpenSim che prende il nome di *Computed Muscle Control* (CMC) [21], con l’obiettivo di effettuare una simulazione sia cinematica che dinamica del TEF. Il CMC è infatti in grado di calcolare il set di forze (siano esse muscolari o, come nel caso in esame, derivanti da attuatori elettro-meccanici) necessarie affinché il modello dinamico segua in modo quanto più accurato possibile il movimento cinematico prescelto (nel caso in esame, il processo di deambulazione).

### VI.9.1 Computed muscle control: input/output

La Figura VI.11 mostra il set di *files* in input e output impiegati dal CMC nel corso delle simulazioni effettuate.

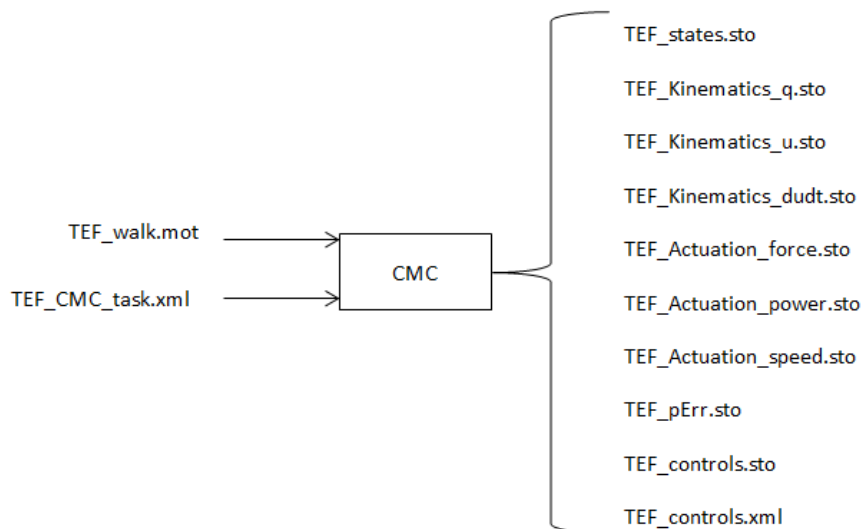


Figura VI. 11

- Input

- TEF\_walk.mot: contiene l'evoluzione temporale dei gdl del sistema (anca e ginocchio per i modelli (a) e (b); anca, ginocchio e caviglia per i modelli (c) e (d)). I dati utilizzati sono stati ricavati direttamente da quelli messi a disposizione da OpenSim, in particolare in riferimento al modello “BothLegs” opportunamente modificato.

Il riquadro seguente mostra ad esempio i dati in input utilizzati per il modello “TEF & Human with ankle” con periodo di *gait cycle* pari a 4 s e campionamento a 0.40 s.

time	r_hip_flex	r_knee_flex	r_ankle_flex	l_hip_flex	l_knee_flex	l_ankle_flex
0.00	37.50	-3.97	-2.14	-4.50	-13.86	10.00
0.40	34.80	-19.84	-2.14	4.10	-38.74	-9.00
0.80	23.00	-18.86	3.90	22.00	-64.12	-7.10
1.20	12.40	-11.09	6.20	35.00	-53.27	2.20
1.60	3.00	-7.72	9.80	37.80	-17.27	1.50
2.00	-4.50	-13.86	10.00	37.50	-3.97	-2.14
2.40	4.10	-38.74	-9.00	34.80	-19.84	-2.14
2.80	22.00	-64.12	-7.10	23.00	-18.86	3.90
3.20	35.00	-53.27	2.20	12.40	-11.09	6.20
3.60	37.80	-17.27	1.50	3.00	-7.72	9.80
4.00	37.50	-3.97	-2.14	-4.50	-13.86	10.00

- TEF\_CMC\_tasks.xml: specifica quali coordinate del sistema debbano essere controllate in simulazione. In particolare la simulazione svolta prevede che gli angoli contenuti nel file TEF\_walk.mot vengano imposti ai corrispondenti giunti del TEF (elencati in all'interno del presente file). A titolo esemplificativo si riporta l'istruzione nel file di *task* relativa all'anca:

```
<CMC_Joint name="r_hip_flexion">
  <!--Flag (true or false) indicating whether or not a task is on.-->
  <on> true </on>
  <!--Array of 3 flags (each true or false) specifying whether a component of a task is active. For example, tracking the trajectory of a point in space could have three components (x,y,z). This allows each of those to be made active (true) or inactive (false).A task for tracking a joint coordinate only has one component-->
  <active> true false false </active>
```

```

<!--Position error feedback gain (stiffness). To achieve critical damping of errors,
      choose kv = 2*sqrt(kp).-->
<kp>    100.0 </kp>
<!--Velocity error feedback gain (damping). To achieve critical damping of errors,
      choose kv = 2*sqrt(kp).-->
<kv>    20.0 </kv>
<!--Name of the coordinate to be tracked.-->
<coordinate> r_hip_flexion </coordinate>
<!--Error limit on the tracking accuracy for this coordinate. If the tracking errors ap-
      proach this limit, the weighting for this coordinate is increased.-->
<limit>    0.00000000 </limit>
</CMC_Joint>

```

• Output:

- TEF\_states.sto: contiene gli stati del modello (angoli ai giunti e velocità espresse rispettivamente in rad e rad/s) ed eventualmente gli stati dei muscoli (lunghezza delle fibre muscolari e attivazione) nel caso in esame non presenti.
- TEF\_Kinematics\_q.sto: contiene gli angoli ai giunti espressi in gradi.
- TEF\_Kinematics\_u.sto, contiene le velocità angolari espresse in gradi/s.
- TEF\_Kinematics\_dudt.sto: contiene le accelerazioni angolari espresse in gradi/s<sup>2</sup>.
- TEF\_Actuation\_force.sto: contiene le forze generalizzate (nel caso in esame le forze lineari espresse in N) sviluppate dagli attuatori per realizzare il moto in input.
- TEF\_Actuation\_power.sto: contiene le potenze (espresse in W) sviluppate dagli attuatori. Un valore positivo indica che l'attuatore sta fornendo energia al modello; un valore negativo indica un assorbimento di energia da parte dell'attuatore.
- TEF\_Actuation\_speed.sto: contiene le velocità (espressa in m/s) di accorciamento/allungamento degli attuatori.

- TEF\_Actuation\_pErr.sto: contiene l'errore di posizione angolare (espresso in gradi) utilizzato nel controllore PD per il controllo della traiettoria dei giunti.
- TEF\_Actuation\_controls.sto/.xml: contiene i valori di controllo calcolati nel tempo.

### VI.9.2 Schema di controllo utilizzato dal CMC

Ad intervalli prescelti (0.01 s) il CMC calcola la forza di ciascun attuatore in grado di far muovere le coordinate generalizzate (gli angoli ai giunti del TEF) lungo la traiettoria specificata nel file TEF\_walk.mot. Il calcolo effettuato è il risultato della combinazione di un controllore PD (proporzionale-derivativo) e di un processo di ottimizzazione statica (Fig. VI.12)

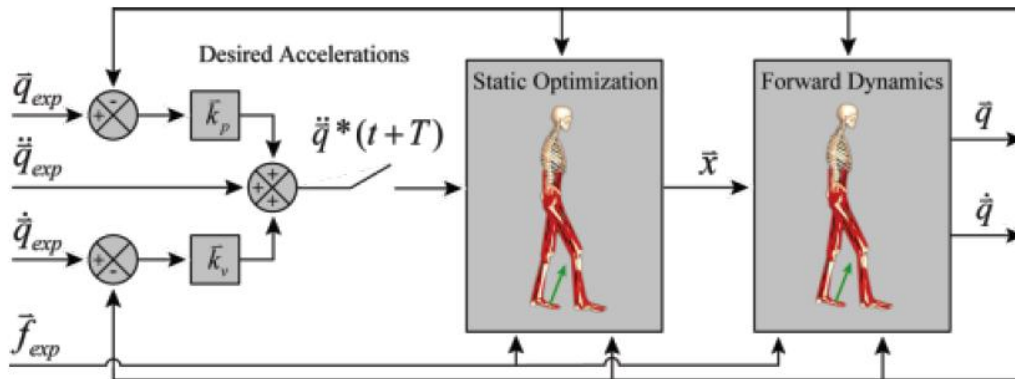


Figura VI. 12

Prima di lanciare l'algoritmo CMC, il software calcola gli stati iniziali del modello (specificati all'interno del file .osim) che comprendono le coordinate generalizzate (ossia gli angoli ai giunti) e le velocità generalizzate (ai giunti) nonché gli stati di eventuali muscoli inclusi nel modello (nel caso in esame non sono presenti forze muscolari).

Il primo step dell’algoritmo CMC è il calcolo del vettore delle accelerazioni desiderate ( $\ddot{\bar{q}}_{des}$ ) che, una volta raggiunte guideranno le coordinate del modello ( $\bar{q}$ ) verso le coordinate sperimentali desiderate ( $\ddot{\bar{q}}_{exp}$ ). Le accelerazioni desiderate sono calcolate usando la seguente legge di controllo PD:

$$\ddot{\bar{q}}_{des}(t+T) = \ddot{\bar{q}}_{exp}(t+T) + \bar{k}_v \cdot [\dot{\bar{q}}_{exp}(t) - \dot{\bar{q}}(t)] + \bar{k}_p \cdot [\bar{q}_{exp}(t) - \bar{q}(t)]$$

dove  $\bar{k}_v$  e  $\bar{k}_p$  sono i guadagni del controllore PD sugli errori di posizione e velocità. Poiché le forze applicate dagli attuatori non possono cambiare in modo istantaneo, le accelerazioni desiderate sono calcolate per alcuni intervalli di tempo  $T$  nel futuro che per i modelli muscoloscheletrici è tipicamente pari a  $T=0.01$  s. Tale intervallo  $T$  è al contempo abbastanza breve da permettere un adeguato controllo, e sufficientemente lungo da consentire alle forze applicate di cambiare.

Se le accelerazioni desiderate sono raggiunte, l’errore tra le coordinate del modello e quelle sperimentali si annulla. Al fine di portare tale errore a verso lo zero in modo critico (cioè senza *over-shooting* o *over-damping*), il guadagno di velocità può essere scelto usando la seguente relazione:

$$\bar{k}_v = 2 \cdot \sqrt{\bar{k}_p}.$$

Nei modelli muscoloscheletrici, è bene scegliere i guadagni in modo da guidare l’errore verso lo zero in modo lento. Una buona scelta utilizza rispettivamente  $\bar{k}_v = 20$  e  $\bar{k}_p = 100$ .

Il successivo step dell’algoritmo CMC prevede il calcolo dei valori di controllo degli attuatori ( $\bar{x}$ ) per raggiungere l’accelerazione desiderata  $\ddot{\bar{q}}_{des}(t+T)$ .

Il calcolo dell’ottimizzazione statica è impiegato per distribuire il carico agli attuatori in modo sinergico. L’aggettivo “statica” si riferisce al fatto che l’indice di performance utilizzato è confinato a quantità che possono essere calcolate in qualsiasi

istante di tempo durante la simulazione. Nel tool CMC sono previste due formulazioni per l’ottimizzazione statica.

La prima è detta “*slow target*” ed utilizza un criterio di performance ( $J$ ) che consiste nella sommatoria pesata dei valori di controllo degli attuatori elevati al quadrato a cui si somma la sommatoria degli errori desiderati sulle accelerazioni.

$$J = \sum_{i=1}^{nx} x_i^2 + \sum_{j=1}^{nq} w_j (\ddot{q}_{des j} - \ddot{q}_j)^2$$

La prima sommatoria minimizza e distribuisce i pesi tra gli attuatori, mentre la seconda guida l’accelerazione ( $\ddot{q}_j$ ) del modello verso l’accelerazione desiderata ( $\ddot{q}_{des j}$ ).

La seconda formulazione è invece detta “*fast target*” ed è la sommatoria dei quadrati dei valori di controllo a cui si aggiunge un set di vincoli di uguaglianza ( $C_j = 0$ ) che richiedono il raggiungimento dell’accelerazione desiderata nel rispetto della tolleranza scelta per l’ottimizzatore.

$$J = \sum_{i=1}^{nx} x_i^2 \quad ; \quad C_j = \ddot{q}_{des j} - \ddot{q}_j \quad \forall j$$

Tale formulazione è solitamente più veloce e produce un tracking migliore rispetto alla precedente. Tuttavia, l’utilizzo di vincoli non validi (spesso dovuti alla definizione di forze non sufficienti) porta al fallimento dell’ottimizzazione e alla terminazione del CMC con un messaggio d’errore.

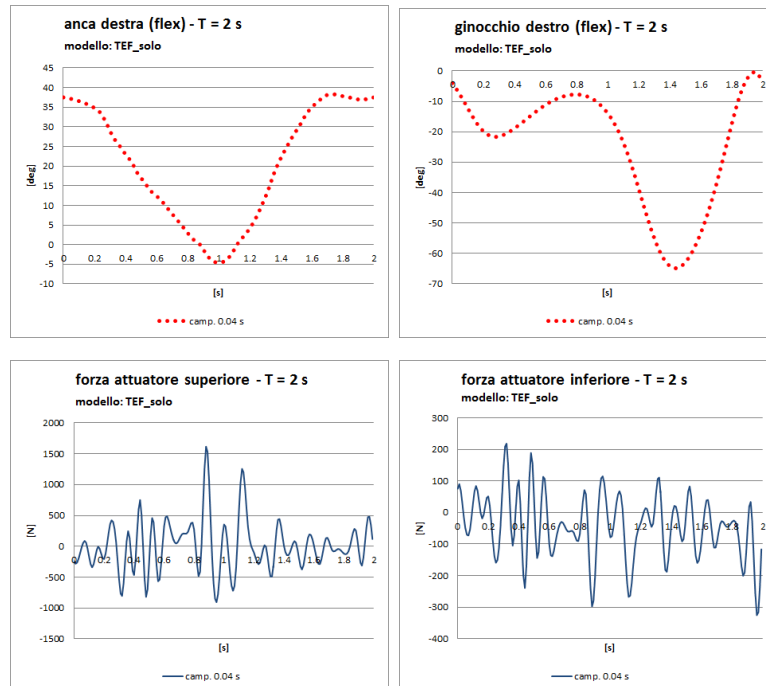
Per evitare un fallimento del “*fast target*” è possibile aggiungere al modello un set di attuatori di riserva finalizzati a risolvere eventuali deficit di forza. Tuttavia, al fine di penalizzare l’uso di tali attuatori, essi sono caratterizzati da valori di forza molto ridotti e richiedono quindi un alto valore di controllo per applicare al modello un carico elevato. Il plot dei valori raggiunti dagli attuatori di riserva può tuttavia essere impiegato per capire quale giunto presenta una forza insufficiente al movimento. Si noti che nelle simulazioni effettuate non è stato necessario l’uso di attuatori di riserva.

L'ultimo step dell'algoritmo CMC utilizza i valori di controllo calcolati per eseguire una simulazione dinamica diretta.

Gli step appena descritti sono ripetuti iterativamente per tutta la durata del movimento in input.

### VI.9.3 Iter sperimentale

Le simulazioni effettuate hanno l'obiettivo di valutare il comportamento cinematico e dinamico del TEF impiegato nelle quattro condizioni operative sopra descritte. Utilizzando il tool CMC si è proceduti ad una prima simulazione di test del modello più semplice (“*TEF\_solo\_model*”) utilizzando in input il file .mot (opportunitamente modificato) già presente nel modello “BothLegs” fornito da OpenSim. Tale file contiene l'evoluzione temporale degli angoli di anca e ginocchio all'interno di un *gait cycle* di periodo  $T=2s$  con dati campionati a 0.04 s. I risultati ottenuti hanno tuttavia dimostrato l'impossibilità di realizzare un siffatto moto, come evidenziato dai seguenti grafici.





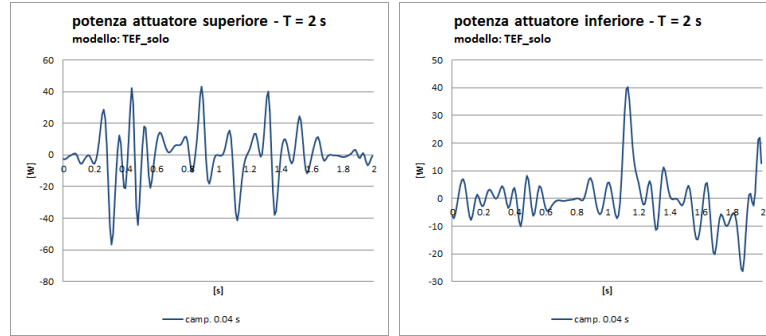


Figura VI. 13

Sebbene entrambe le traiettorie seguano perfettamente l'andamento del *gait cycle* desiderato, i valori di forza e potenza appaiono troppo irregolari per poter essere realizzati da una coppia di attuatori reali.

L'esecuzione di un *gait cycle* di periodo  $T=2s$  è inoltre di fatto difficilmente realizzabile in una prospettiva di ausilio motorio, richiedendo una velocità d'esecuzione del passo troppo elevata.

In funzione di tali osservazioni si è allora deciso di eseguire una serie di simulazioni aumentando progressivamente la durata del *gait cycle*, al fine d'identificare la configurazione ottimale in cui il sistema potrebbe realmente operare. Tali prove sono state effettuate su tutti e quattro i modelli, confrontando i valori ottenuti per le grandezze esaminate (angoli ai giunti, forze e potenze degli attuatori).

Al fine di avere una visuale d'insieme del lavoro svolto, lo schema in Fig. VI.14 riporta la visualizzazione cronologica degli obiettivi e dei risultati delle simulazioni effettuate.

Inizialmente i modelli (a) e (b) sono stati impiegati per valutare i miglioramenti delle forze (in termini di regolarità) al variare del periodo del *gait cycle* (da 2 a 4 s). Dopo aver verificato gli effettivi vantaggi ottenuti, si è scelto di applicare alle traiettorie in ingresso al CMC un campionamento meno fitto, scegliendo un valore ottimale di  $T_c=T/10$ . Si è così osservato un miglioramento complessivo degli andamenti

di forza e potenza, in particolare facendo operare il TEF con un *gait cycle* di durata 4s ed un campionamento delle traiettorie di 0.40s.

Tale risultato è stato quindi applicato direttamente ai modelli (c) e (d), procedendo infine ad un confronto complessivo dei 4 modelli, utilizzando i valori di T e T<sub>c</sub> ottimali.

I paragrafi seguenti illustrano nel dettaglio i risultati di ciascuna simulazione.

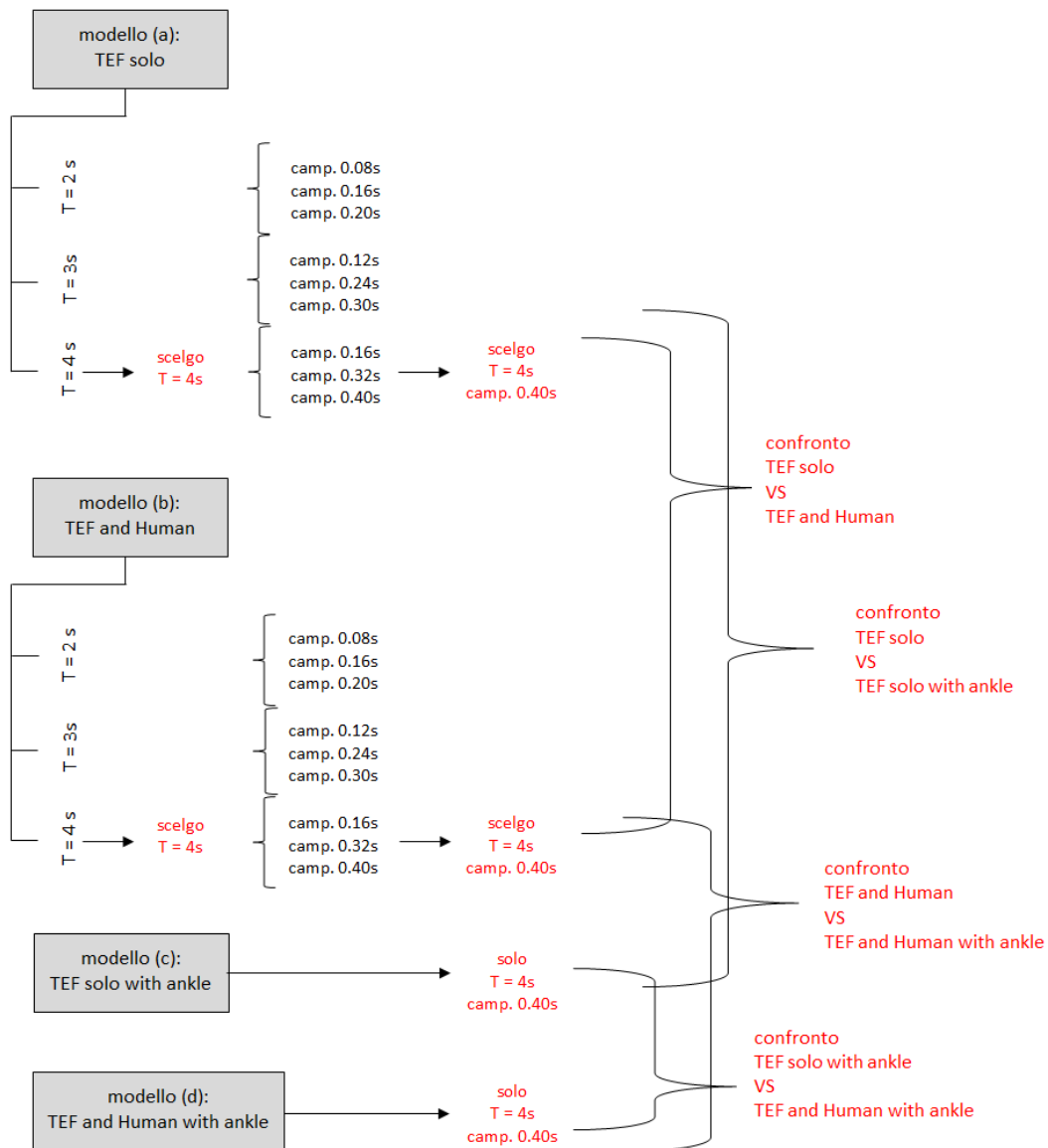
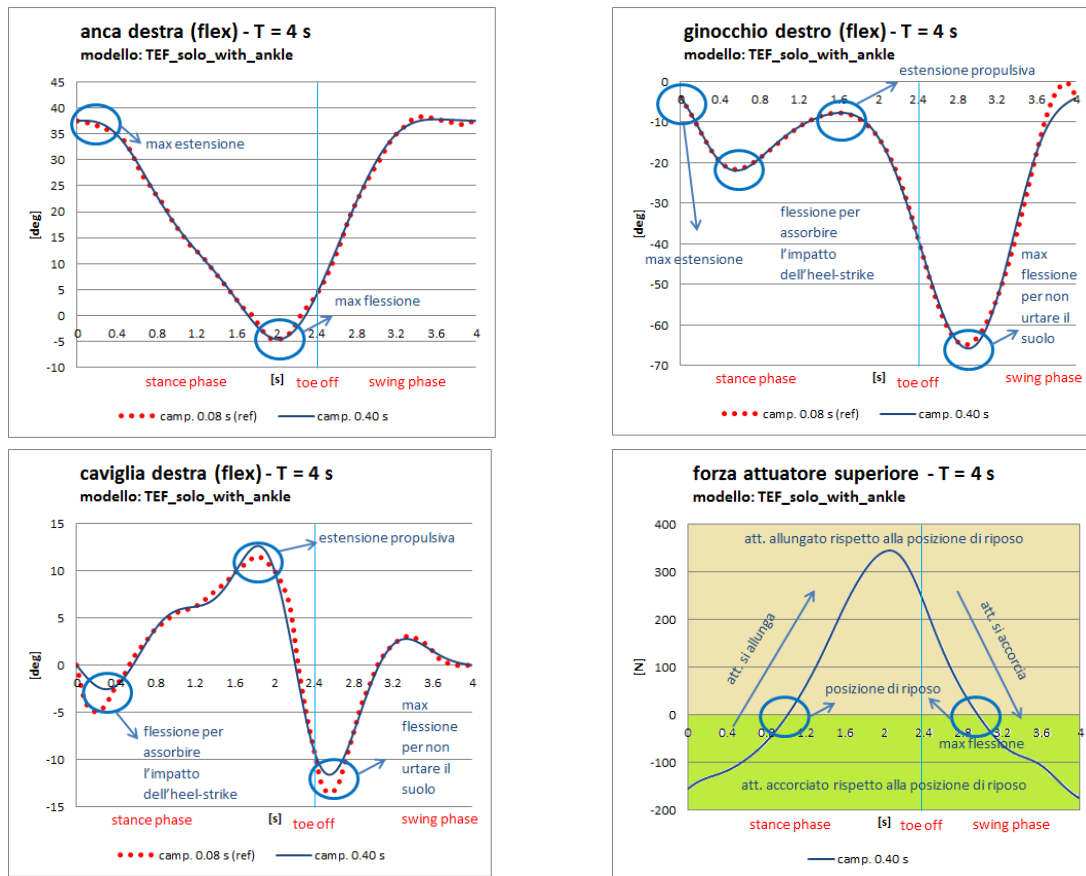


Figura VI.14

Prima di procedere all'esposizione dei risultati ottenuti in simulazione, può essere utile soffermarsi sulla descrizione del significato di alcuni grafici, al fine di favorirne una lettura intuitiva. Si prendano per esempio alcuni dei dati ottenuti durante la simulazione del modello "TEF\_solo\_with\_ankle", considerando un ciclo della durata di  $T=4s$  con periodo di campionamento pari a  $T_c=0.40s$ .



Per una descrizione dettagliata dei grafici relativi agli angoli ai giunti durante un gait cycle si rimanda al Capitolo III. Particolare attenzione va invece rivolta al grafico delle forze (nel caso specifico dell'attuatore superiore). In particolare è utile evidenziare i due semipiani positivo e negativo. La forza utilizzata nel modello, *PointToPointActuator*, ha per definizione un segno positivo se va ad aumentare la distanza tra i suoi estremi di applicazione ed un segno negativo nel caso contrario. Un

valore di forza nullo significa quindi che l'attuatore non sta applicando alcuna forza e si pertanto alla sua lunghezza di riposo; un valore positivo segnala invece che si trova ad una lunghezza maggiore di quella neutrale (considerazione opposta va fatta per un valore negativo). Un andamento crescente della forza segnala infine un allungamento dell'attuatore (viceversa nel caso di andamento decrescente).

#### VI.9.4 Simulazione dei singoli modelli

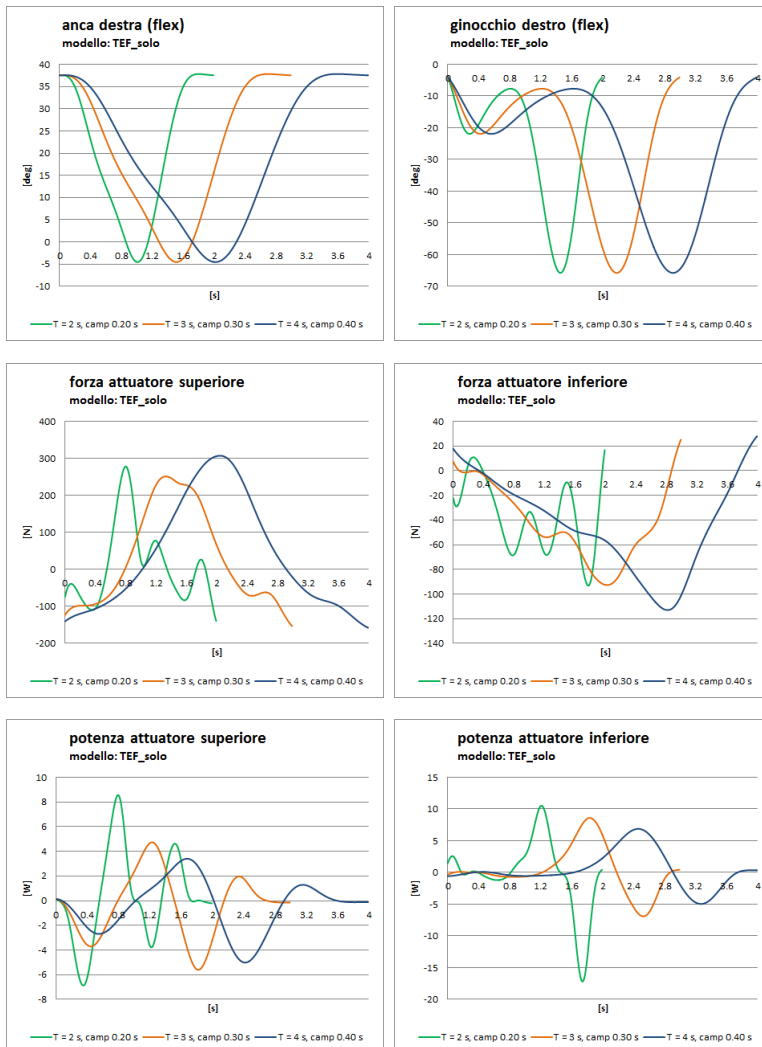
Si illustrano di seguito i risultati ottenuti dall'analisi dei singoli modelli in sede di diverse condizioni operative. Tali dati verranno in seguito confrontati, al fine di evidenziare le differenze tra i diversi sistemi.

- **risultati modello (a): TEF solo**

I grafici di seguito si riferiscono al modello più semplice, che riproduce il funzionamento del sistema TEF reale senza la presenza di un soggetto utilizzatore.

- **Confronto tra le durate del gait cycle (T)**

I grafici seguenti mostrano come, all'aumentare della durata del gait cycle (da 2 a 4s), in accordo con un utilizzo finalizzato all'ausilio motorio, gli andamenti di forza subiscano una progressiva regolarizzazione. I risultati riportati si riferiscono ai dati in ingresso al CMC campionati con periodo ottimale  $T_c=T/10$  (il paragrafo seguente giustifica tale scelta operativa).

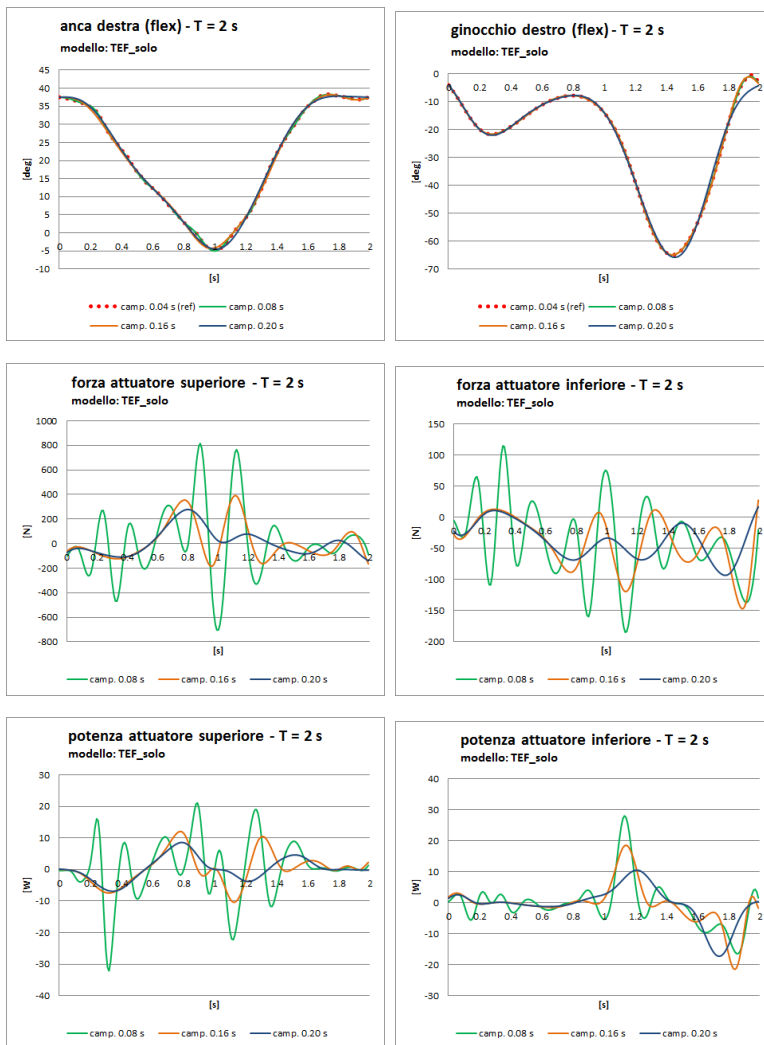


I grafici riportati suggeriscono l'esecuzione di un gait cycle con periodo  $T=4s$ . Tale scelta è del tutto in accordo con le finalità del dispositivo.

- Confronto tra i periodi di campionamento ( $T_c$ )

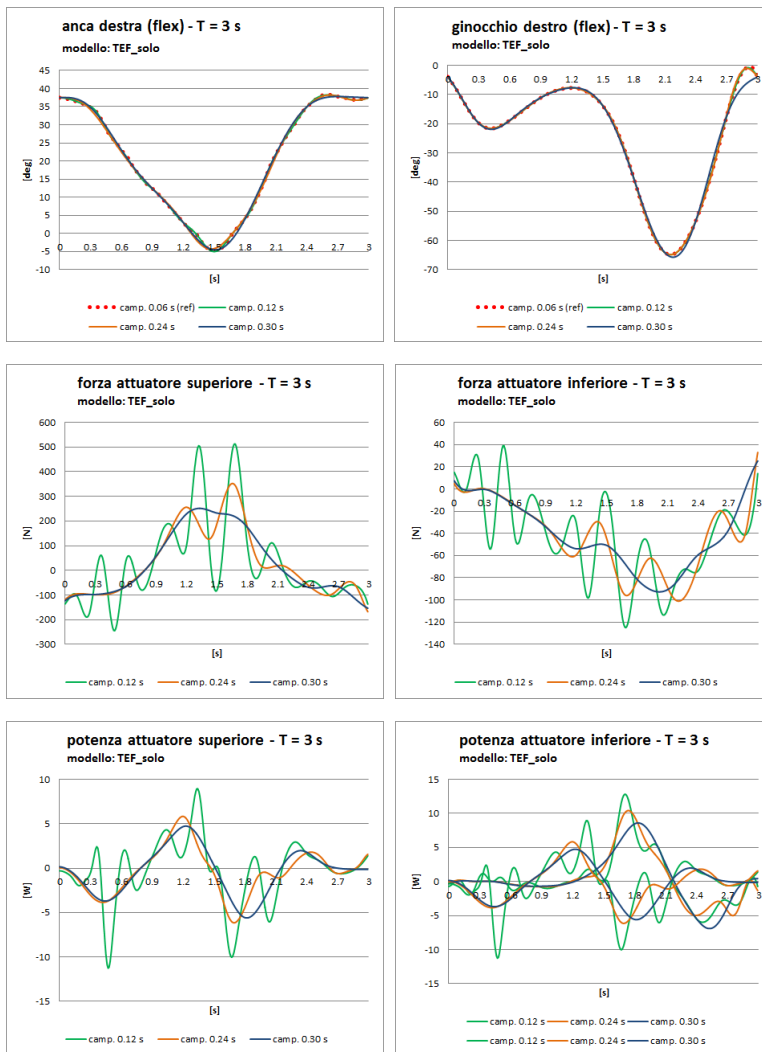
La scelta di effettuare un campionamento delle traiettorie d'ingresso utilizzando un  $T_c=T/10$  deriva da un'attenta analisi dei risultati ottenuti impiegando differenti valori di campionamento. Di seguito si riportano i grafici, per ciascuna durata del ciclo del passo, ottenuti impiegando progressivamente un campionamento meno fitto.

- Durata del gait cycle: 2 s: campionamenti 0.04, 0.08, 0.16, 0.20 s



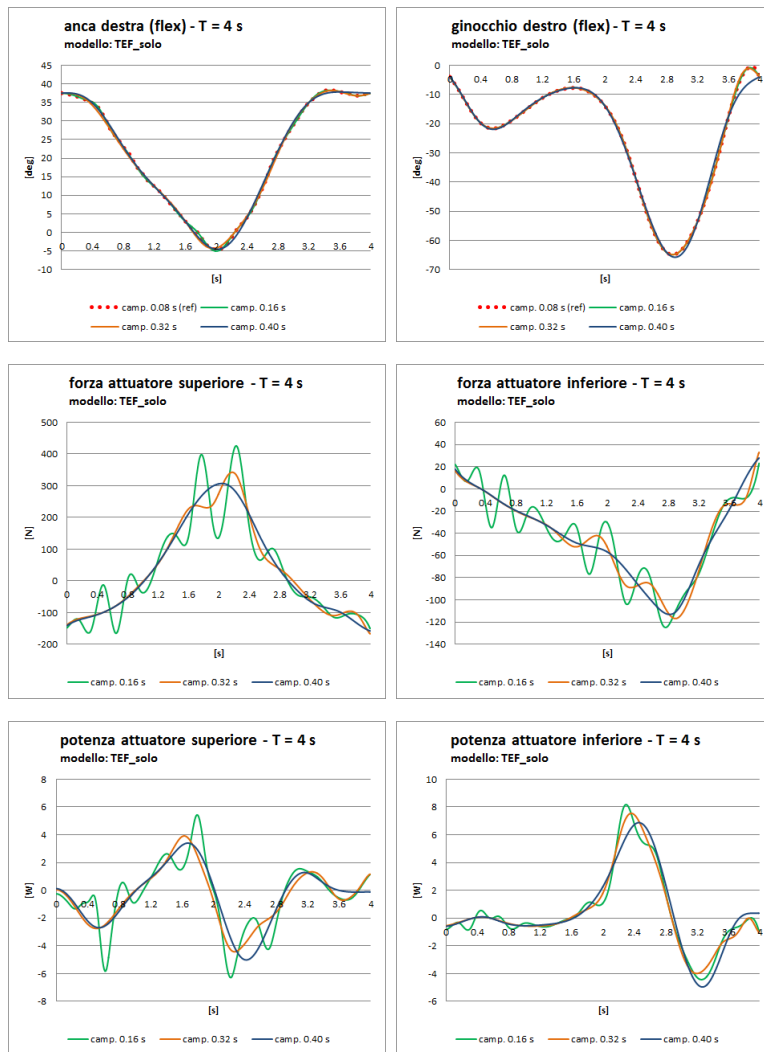
I grafici mostrano come all'aumentare del periodo di campionamento (da 0.08 a 0.20 s) forza e potenza attenuino via via il loro andamento oscillatorio a vantaggio di una maggiore regolarità (*smoothness*) e di un minore valore assoluto. Le medesime considerazioni possono essere fatte considerando le seguenti simulazioni con T=3 e T=4 s.

○ Durata del gait cycle: 3 s: campionamenti 0.06, 0.12, 0.24, 0.30 s



Aumentando il periodo di campionamento all'interno di un gait cycle di durata maggiore, gli andamenti di forza e potenza diminuiscono le loro oscillazioni.

- Durata del gait cycle: 4 s: campionamenti 0.08, 0.16, 0.32 s



Considerando i risultati ottenuti nelle simulazioni precedenti, si nota come, all'aumentare della durata del gait cycle, le curve di forza e potenza acquistino una maggiore regolarità (*smoothness*). Considerando che il dispositivo è impiegato per l'ausilio alla deambulazione di soggetti con deficit motorio, la scelta di una maggior lentezza del passo è conforme alle finalità applicative.

Aumentando poi il periodo di campionamento, qualsiasi sia la durata del gait cycle, i risultati migliori si ottengono comunque considerando un periodo di campionamento della traiettoria in input pari al 10% di T ( $T_c = T/10$ ). Utilizzando in-



fatti come input dell’algoritmo CMC una traiettoria campionata in modo meno fitto, il controllore PD è chiamato a seguire l’andamento in modo meno stringente, trascurando i piccoli cambiamenti angolari e concentrandosi invece sui suoi punti salienti. Osservando i grafici relativi alla flessione delle due articolazioni considerate, si osserva come utilizzando un periodo di campionamento pari a  $T_c=T/10$ , gli andamenti angolari si discostino leggermente da quelli effettivamente desiderati (contrassegnati dal tratteggio puntinato rosso). Tuttavia, dovendo il dispositivo riprodurre l’andamento complessivo di deambulazione, tale approssimazione è accettabile a vantaggio di una regolarità della forza applicata nettamente maggiore.

La condizione ottimale di funzionamento del sistema prevede quindi una durata di gait cycle pari a  $T=4$  s ed un periodo di campionamento della traiettoria in input pari a  $T_c=T/10=0.40$  s

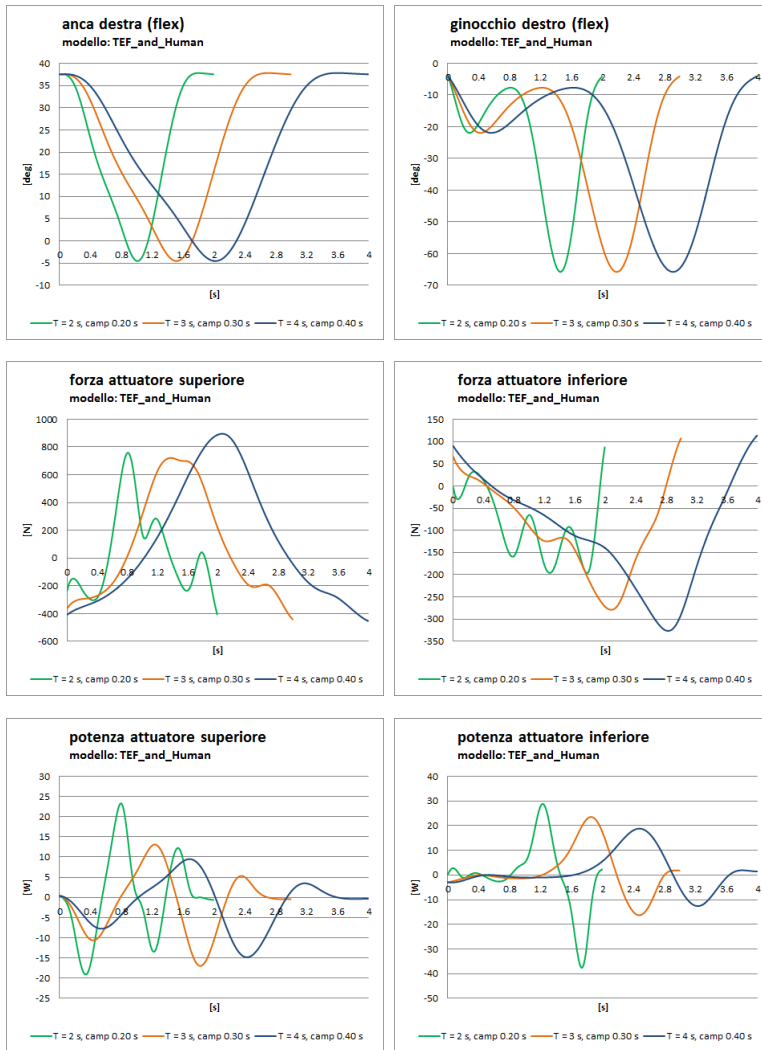
Considerando i dati ottenuti in condizioni ottimali, si nota come i valori di forza più elevati, di segno positivo e negativo, si abbiano in corrispondenza delle configurazioni di massima estensione e flessione dell’articolazione, in accordo con il fatto che, in tali circostanze, l’attuatore subisce di fatto la maggior elongazione ed è quindi chiamato a sviluppare un quantitativo di forza superiore.

- **risultati modello (b): TEF and Human**

Una volta individuate le condizioni operative ottimali per il modello “TEF\_solo”, si è proceduti ad effettuare le medesime simulazioni sul modello “TEF\_and\_Human”, differente dal precedente per il fatto di includere in anche un modello muscoloscheletrico del soggetto utilizzatore. Si riportano di seguito i risultati ottenuti.

- Confronto tra le durate del gait cycle (T)

Come per il modello “TEF\_solo”, si sono indagate le variazioni di forza e potenza all’aumentare della durata del gait cycle (da 2 a 4s). I risultati riportati si riferiscono ai dati in ingresso al CMC campionati con periodo ottimale  $T_c=T/10$ .

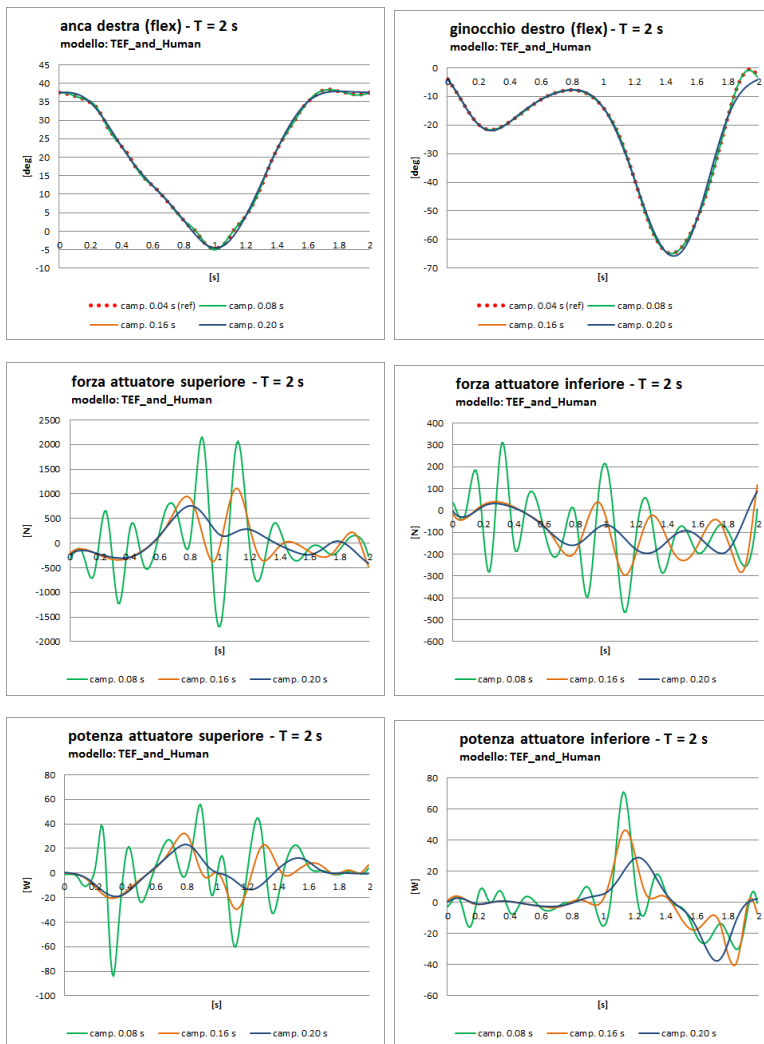


Confrontando i risultati si evince che, ancora una volta, la durate del ciclo migliore è pari a  $T=4$  s.

- Confronto tra i periodi di campionamento ( $T_c$ )

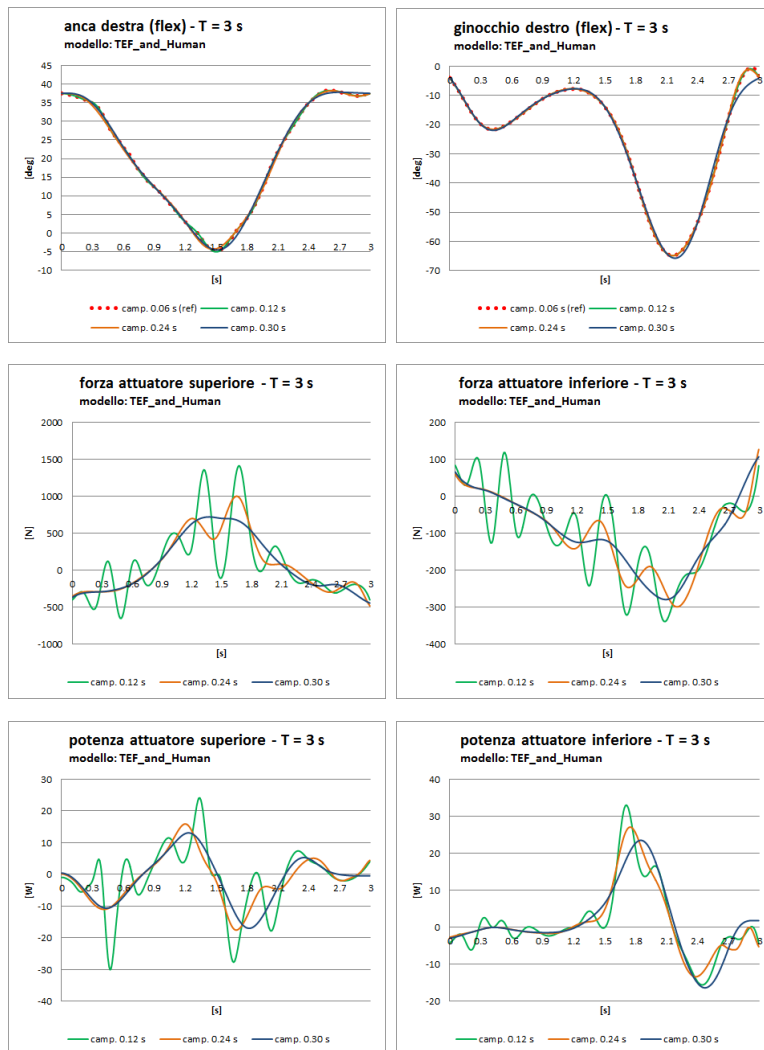
La scelta di effettuare un campionamento delle traiettorie d'ingresso utilizzando un  $T_c=T/10$  deriva come per il caso precedente da un'ulteriore analisi dei risultati ottenuti impiegando differenti valori di campionamento. Di seguito si riportano i grafici, per ciascuna durata del ciclo del passo, ottenuti utilizzando progressivamente un campionamento meno fitto.

- Durata del gait cycle: 2 s: campionamenti 0.04, 0.08, 0.16, 0.20 s

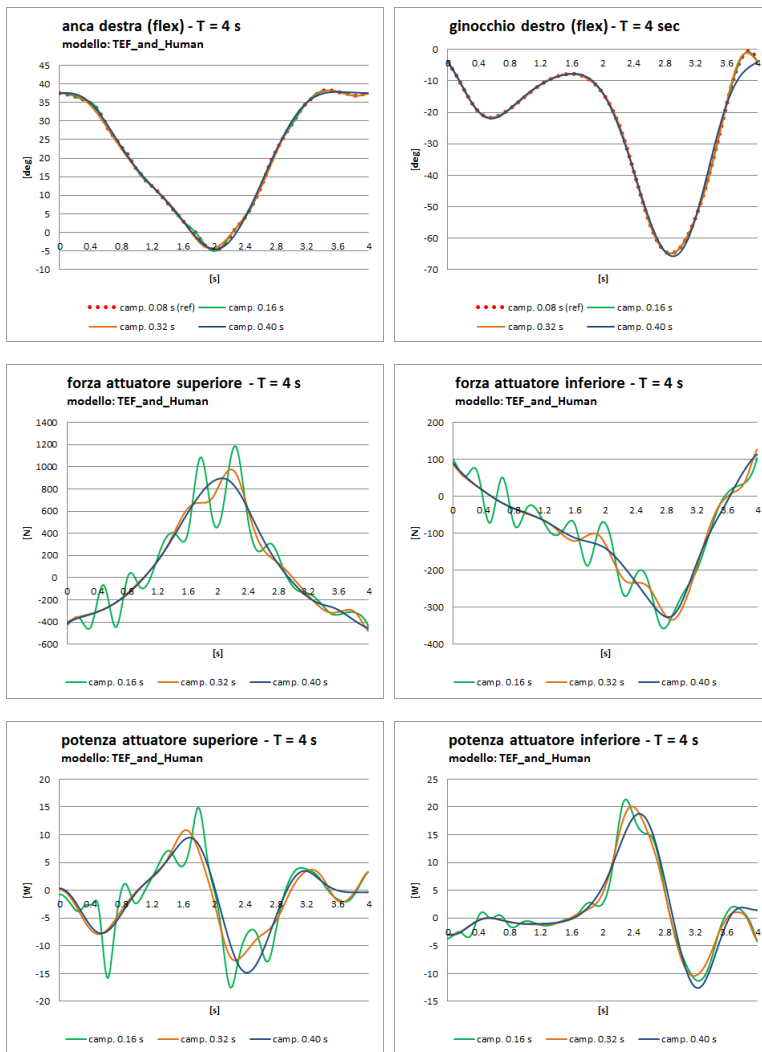


Come prevedibile, all'aumentare del periodo di campionamento (da 0.8 a 0.20 s), l'andamento della forza presenta un aspetto meno oscillatorio e diminuisce i valori assoluti dei punti di picco. Il risultato è quindi del tutto in linea con quello ottenuto con il modello precedente.

- Durata del gait cycle: 3 s: campionamenti 0.06, 0.12, 0.24, 0.30 s



- Durata del gait cycle: 4 s: campionamenti 0.08, 0.16, 0.32, 0.40 s

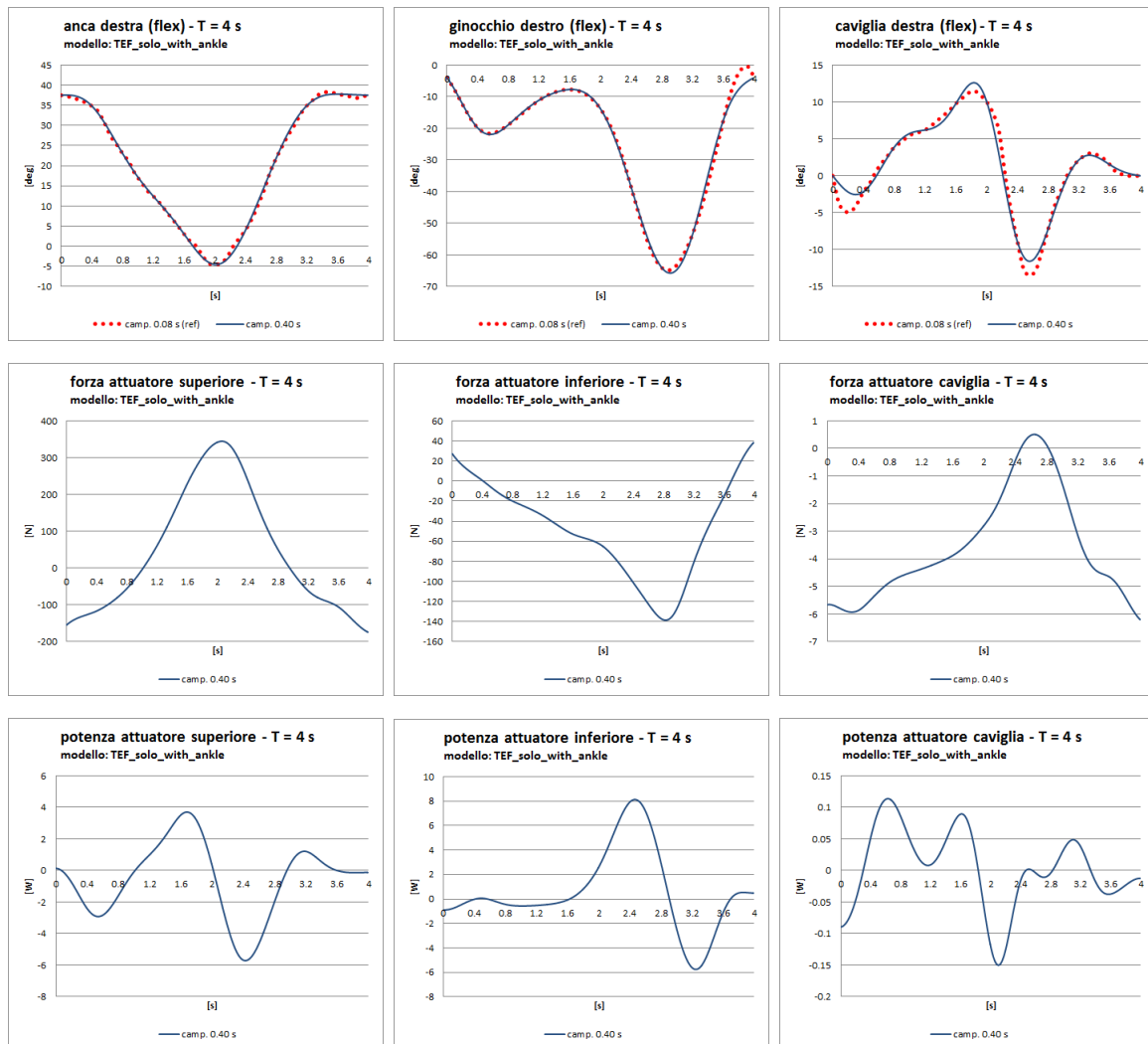


Al termine delle simulazioni, ancora una volta, campionare i dati relativi alla traiettoria d'ingresso con un periodo di campionamento pari al  $T_c=T/10$  risulta essere la scelta vincente.

● **risultati modello (c): TEF solo with ankle**

Utilizzando le scelte operative ottimali ottenute a partire dalla simulazione (a), si è effettuata la medesima analisi per il modello del TEF modificato, aggiungendo quindi i risultati relativi al giunto della caviglia.

○ Durata del gait cycle: 4 s - campionamento: 0.40 s

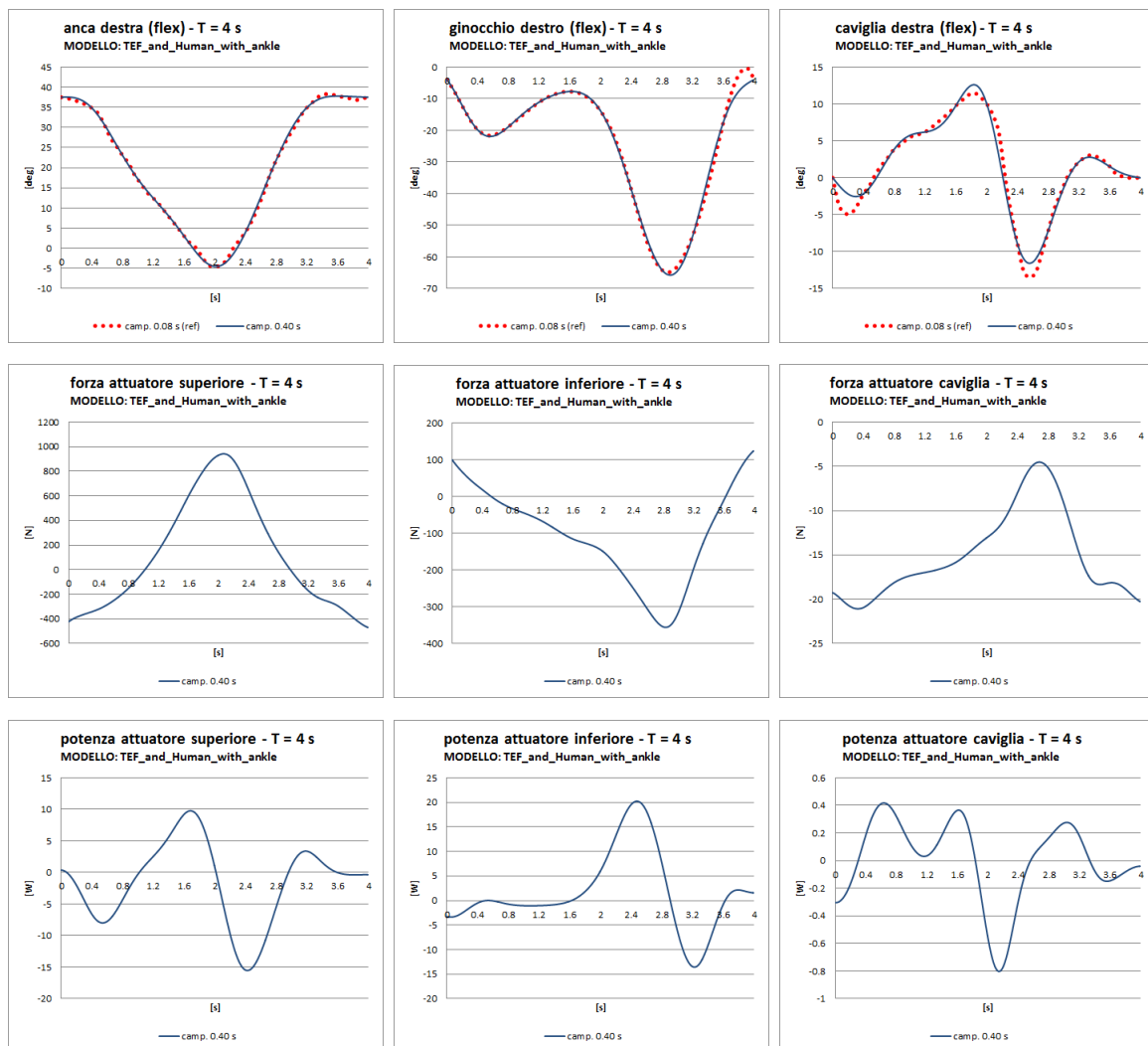


Come si nota, ancora una volta, la scelta di un campionamento più rado è pagata in termini di accuratezza della traiettoria, in particolar modo di quella della caviglia, a vantaggio però di una buona regolarità della forza.

- **risultati modello (d): TEF and Human with ankle**

La stessa simulazione è stata effettuata impiegando l'ultimo modello considerato, il più complesso, che prevede l'utilizzo del sistema TEF modificato alla caviglia ed il coinvolgimento di un soggetto utilizzatore.

Durata del gait cycle: 4 s - campionamento: 0.40 s



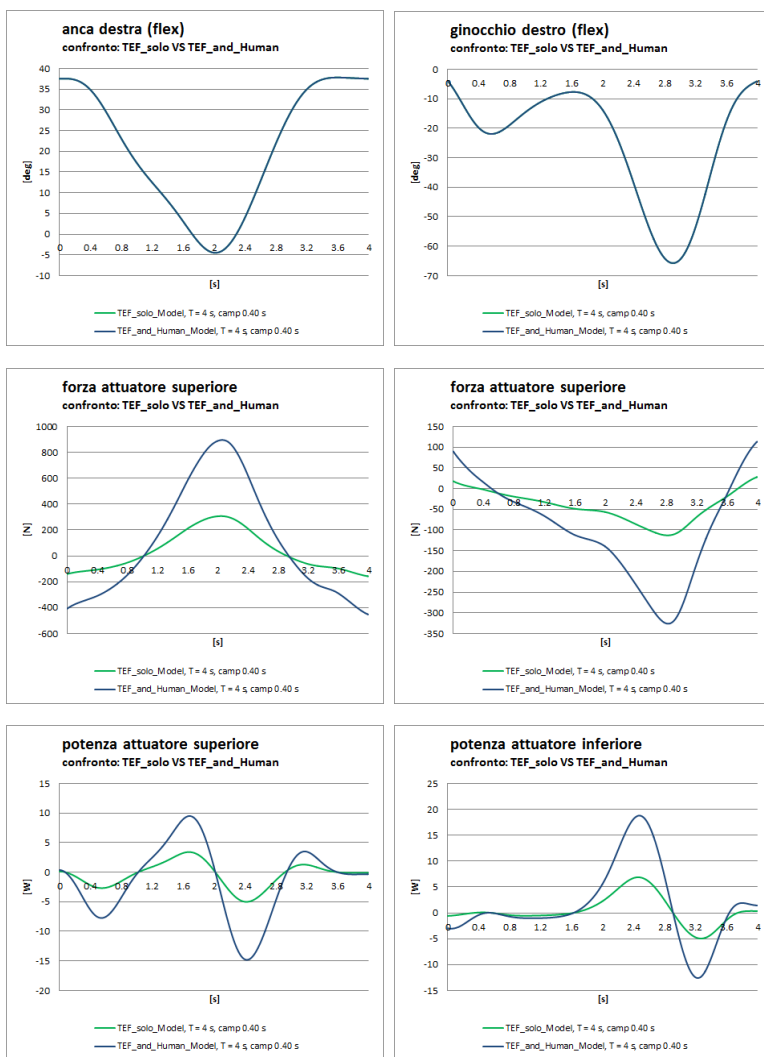
Come previsto, le medesime considerazioni fatte in precedenza sono applicabili anche a questo caso.

### VI.9.5 Confronto dei risultati ottenuti per i singoli modelli

Dopo aver analizzato i risultati dei singoli modelli, si è proceduti ad un confronto delle diverse condizioni operative, considerando le differenze tra i casi (a)-(b), (c)-(d), (a)-(c) e (b)-(d).

- confronto: TEF solo VS TEF and Human

Durata del gait cycle: 4 s - campionamento: 0.40 s



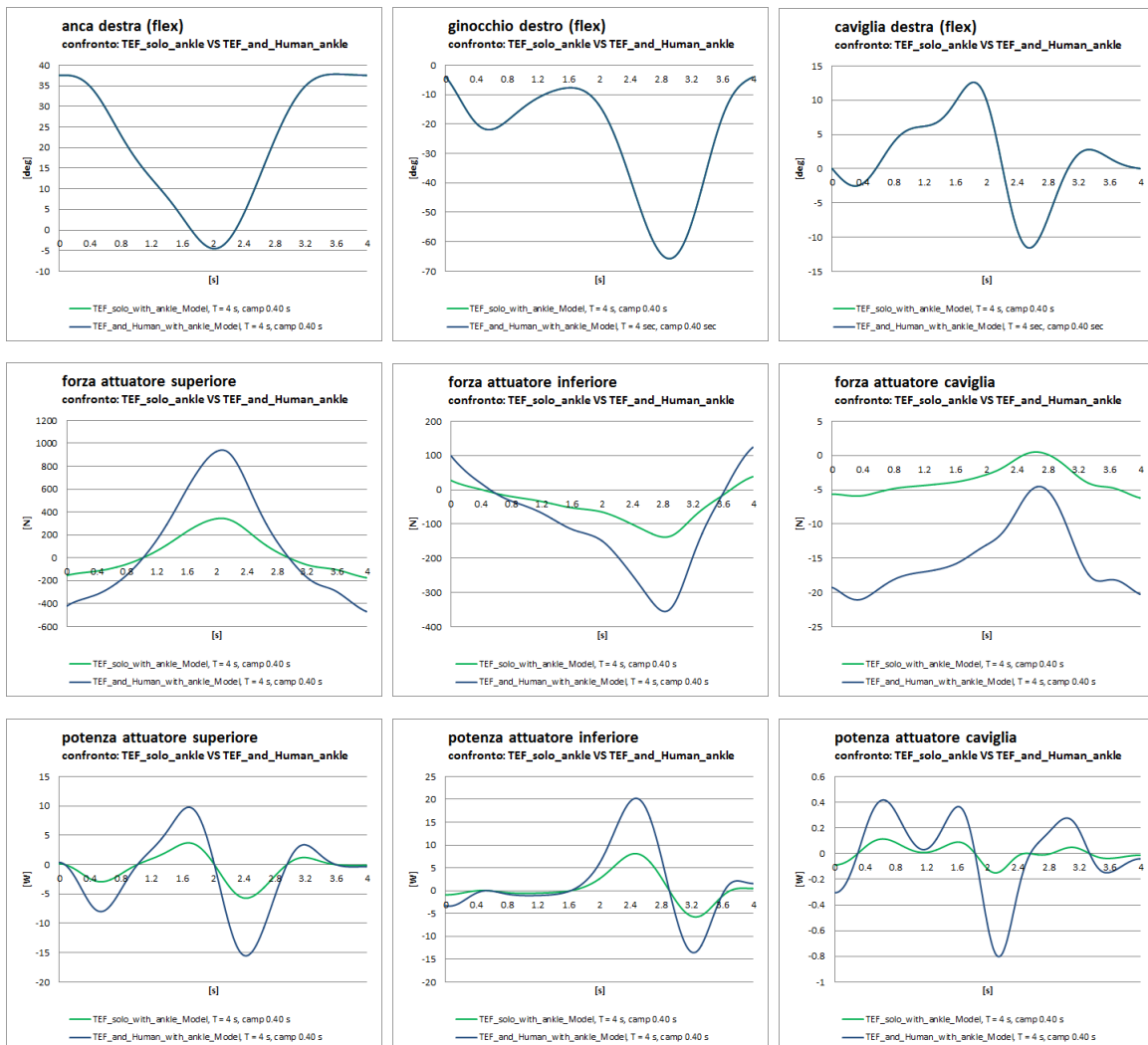
I risultati mostrano come la condizione operativa (b) richieda rispetto ad (a) un maggior contributo in forza e potenza. Sebbene in fatti gli andamenti riportati ab-



biano un andamento molto simile, i valori di piccolo delle forze nel caso (b) sono circa quattro volte superiori. L'aggiunta del soggetto aumenta infatti l'inerzia complessiva e richiede dunque un maggior dispendio di energia.

● **confronto: TEF solo with ankle VS TEF and Human with ankle**

Durata del gait cycle: 4 s - campionamento: 0.40 s

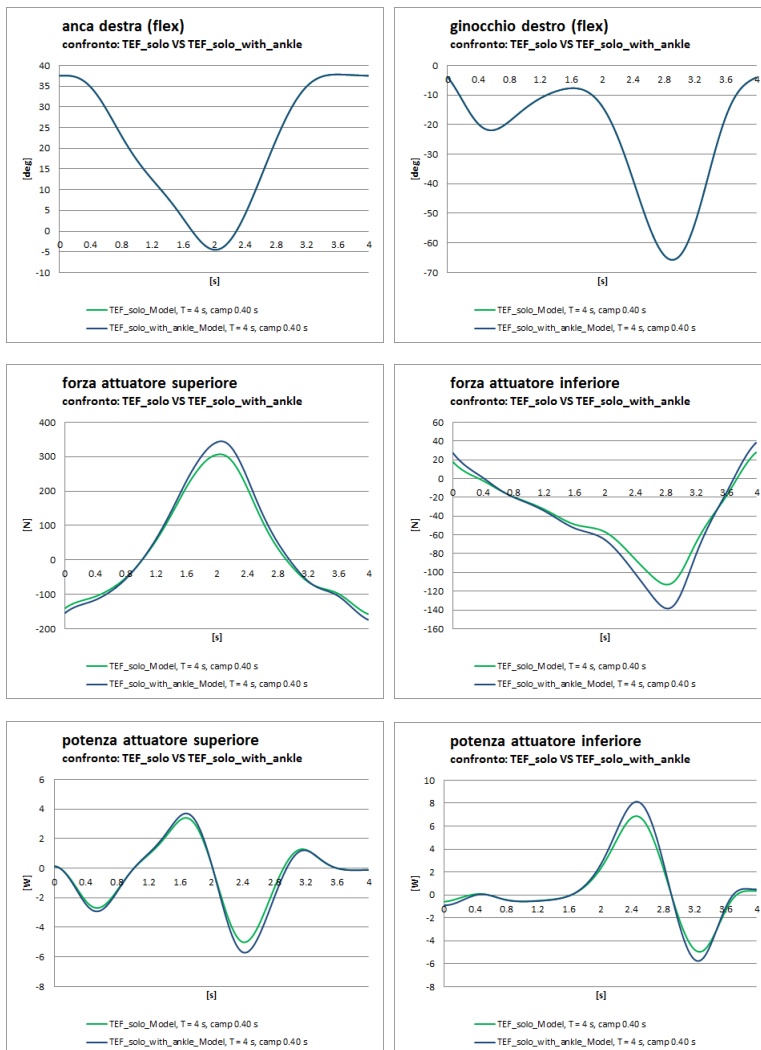


Le medesime considerazioni fatte per il confronto (a)-(b) valgono anche per il presente (c)-(d). Si notino in questo caso le relazioni proprie della caviglia.

- **confronto: TEF solo VS TEF solo with ankle**

Con questo confronto si vuole verificare se l'aggiunta dell'articolazione della caviglia abbia ripercussioni anche sui livelli di forza e potenza degli attuatori superiore ed inferiore.

Durata del gait cycle: 4 s - campionamento: 0.40 s

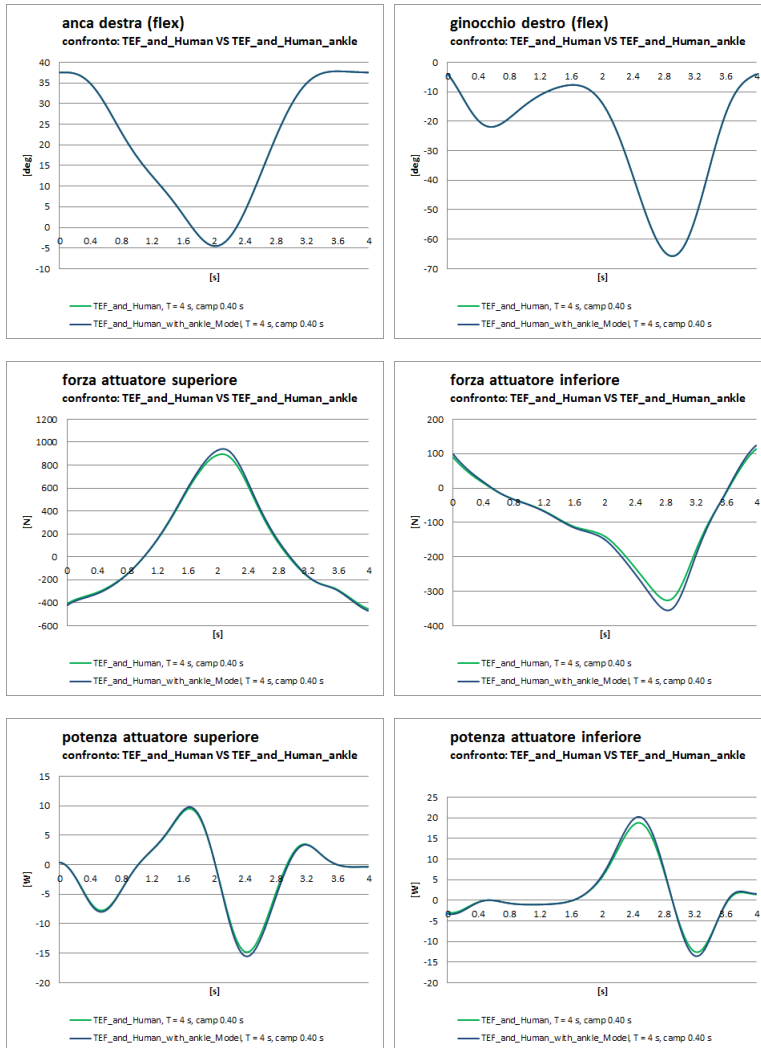


I risultati ottenuti mostrano una minima variazione dei livelli di forza e potenza agli attuatori superiore ed inferiore dovuti probabilmente ad una variazione delle inerzie nel tempo rispetto al modello privo di caviglia.

● confronto: TEF and Human solo VS TEF and Human with ankle

L'oggetto di studio della simulazione precedente è stato trasposto anche al caso di sistema vincolato all'uomo.

Durata del gait cycle: 4 s - campionamento: 0.40 s



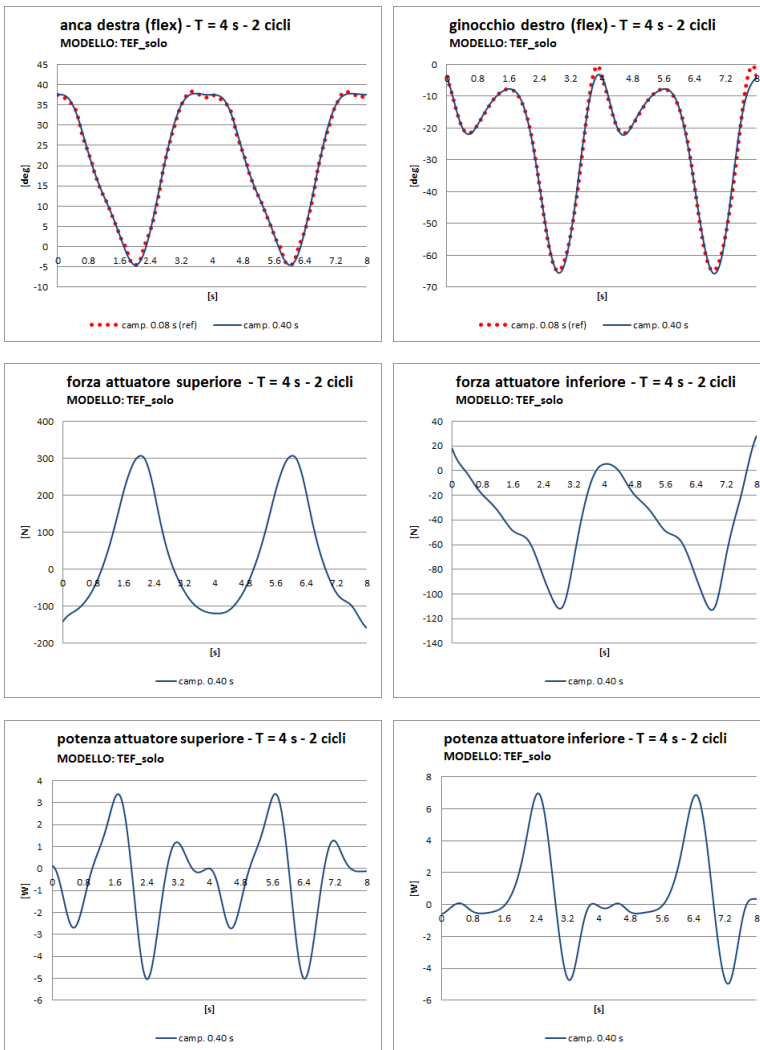
I risultati ottenuti sono del tutto simili a quelli ottenuti dal confronto precedente.

## VI.9.6 Simulazioni su 2 cicli del passo

Al fine di evidenziare la ciclicità del processo di deambulazione, i quattro modelli (a), (b), (c) e (d) sono stati impiegati per simulare un gait comprendente in totale un numero di due cicli. I valori ottenuti sono del tutto simili a quelli ricavati su un singolo ciclo, ma sono tuttavia utili per mettere in evidenza il carattere ciclico delle forze e delle potenze necessarie.

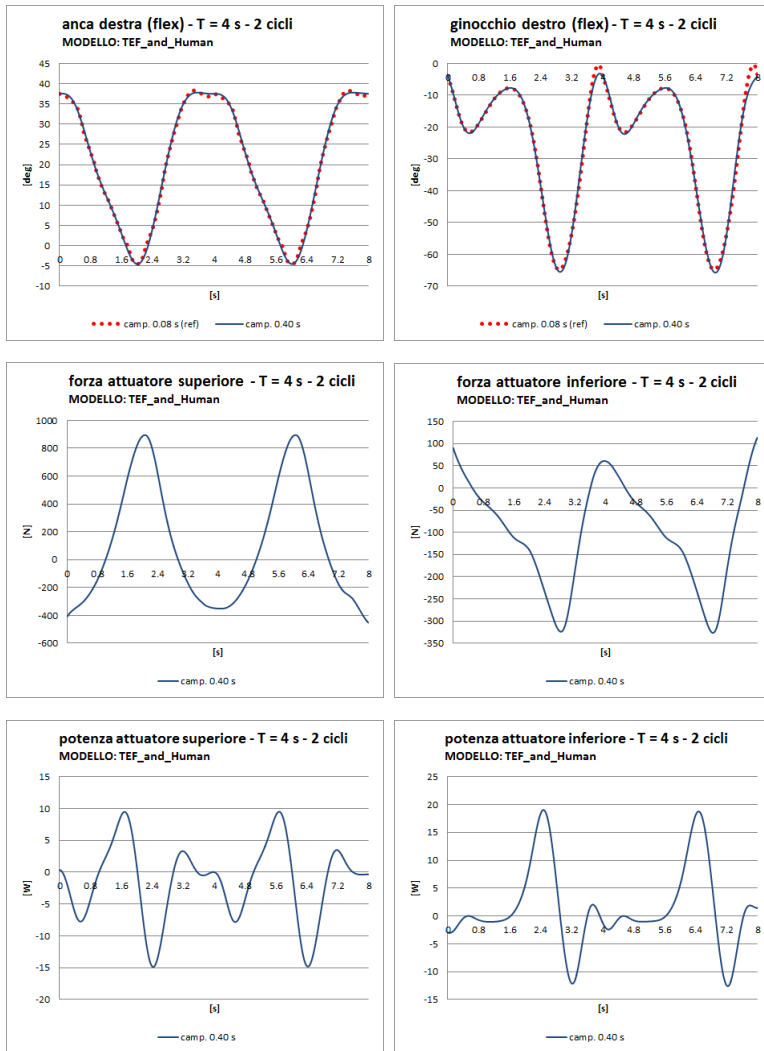
- **risultati modello (a): TEF solo – 2 cicli**

Durata del gait cycle: 4 s - campionamento: 0.40 s



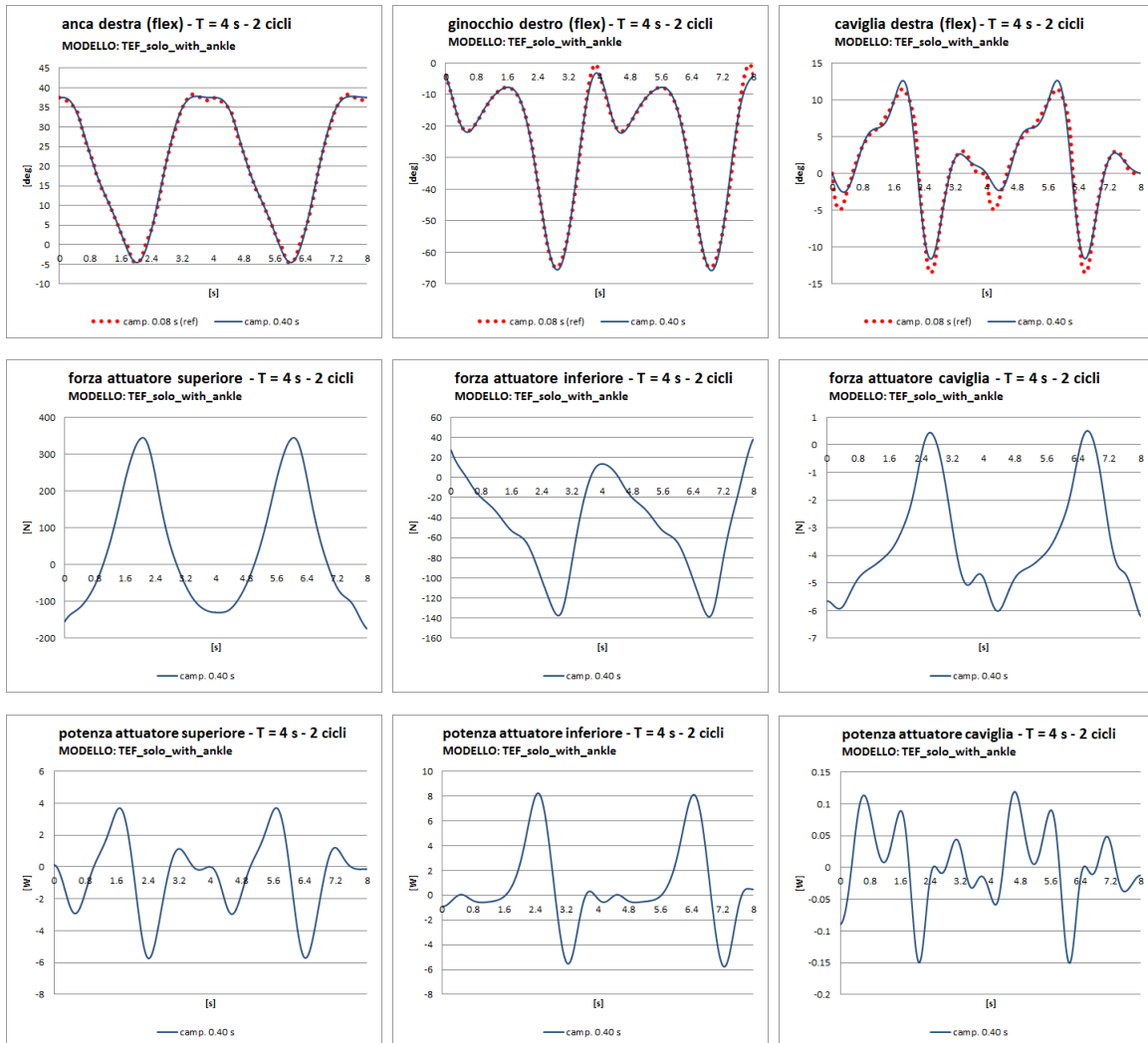
● risultati modello (b): TEF and Human – 2 cicli

Durata del gait cycle: 4 s - campionamento: 0.40 s



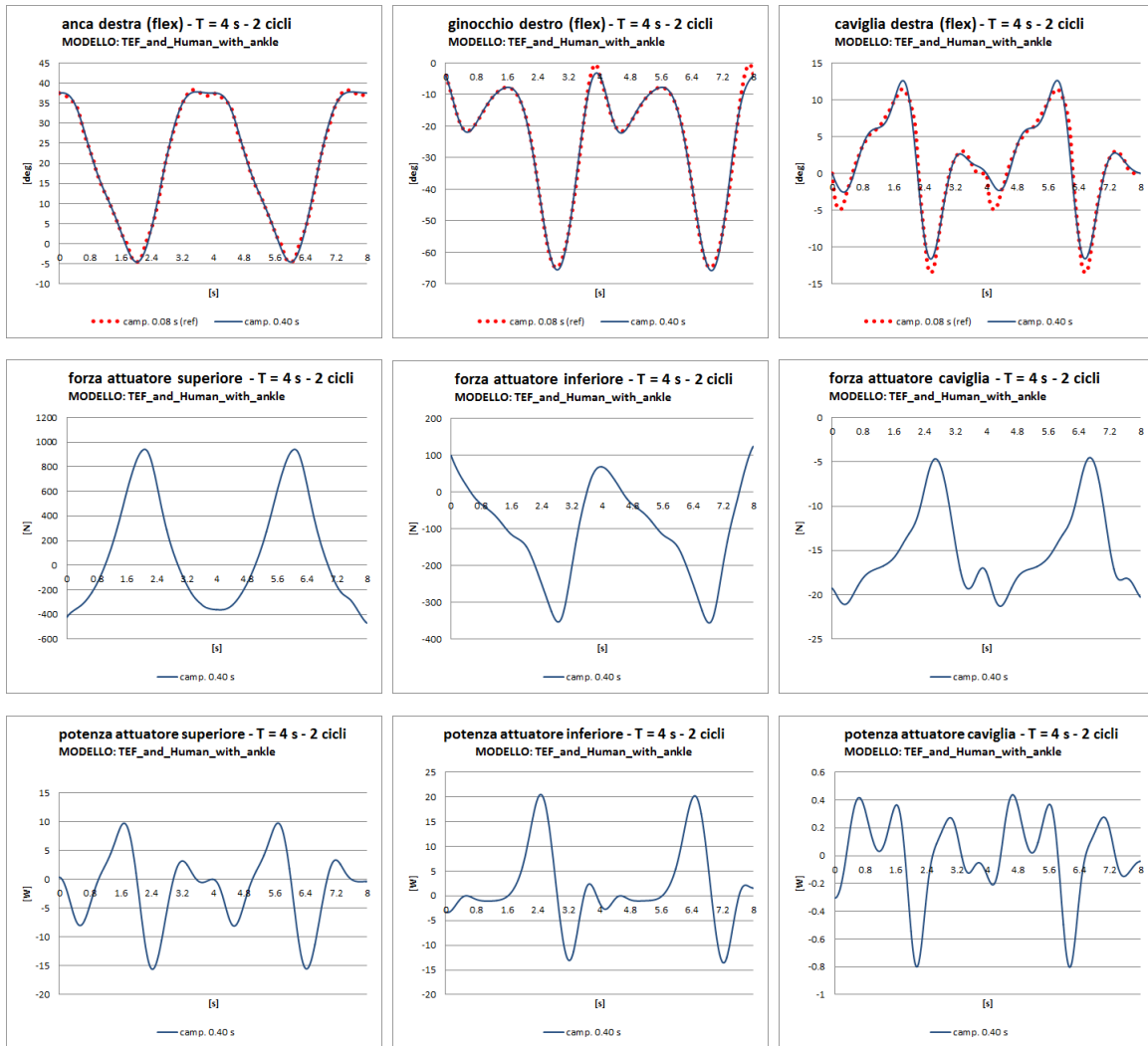
● risultati modello (c): TEF solo with ankle – 2 cicli

Durata del gait cycle: 4 s - campionamento: 0.40 s



● risultati modello (d): TEF and Human with ankle – 2 cicli

Durata del gait cycle: 4 s - campionamento: 0.40 s







## Capitolo VII

# Conclusioni e sviluppi futuri

**I**l presente lavoro ha realizzato un modello virtuale del sistema ad esoscheletro TEF realmente esistente, valutandone i pregi e le possibili migliorie apportabili. In vista proprio di queste ultime, l’approccio utilizzato è risultato efficace per il raggiungimento degli obiettivi prefissati, fornendo di fatto un banco di prova ideale per l’analisi dei risultati.

In vista dei possibili sviluppi futuri del lavoro svolto, alcuni punti di approfondimento potrebbero riguardare le seguenti tematiche.

- Un aspetto di studio molto interessante potrebbe riguardare il confronto dei dati virtuali ottenuti in simulazione con una serie di dati sperimentali ricavabili attraverso misurazioni in *motion captur* e pedana di forza. Il simulatore OpenSim costituisce infatti un ambiente largamente utilizzato da ricercatori di tutto il mondo e

presenta un'ampia validazione in letteratura. Confrontare i dati ottenuti in simulazione con quelli sperimentali porterebbe ad una verifica concreta dell'utilizzo dei primi e ad un loro possibile impiego ai fini del miglioramento delle prestazioni del sistema TEF.

- Un possibile miglioramento del sistema virtuale potrebbe riguardare la realizzazione di un modello di contatto tra il piede ed il terreno, sviluppando una strategia di controllo atta a mantenere il soggetto in equilibrio stabile.
- Le articolazioni di anca, ginocchio e caviglia sono state realizzate impiegando tre giunti cinematici di tipo rotoidale, considerando quindi di fatto il solo gdl di flessione-estensione. L'aggiunta del movimento di ab-adduzione (ed eventualmente di rotazione) dell'anca potrebbe conferire una maggior naturalezza alla deambulazione.
- Il gdl aggiunto alla caviglia ha previsto l'utilizzo di un attuatore lineare in grado di governare attivamente il giunto. La realizzazione di un giunto passivo (ad esempio attraverso l'impiego di un sistema di molle) potrebbe semplificare l'aspetto attuativo ed il relativo controllo.
- Le analisi effettuate hanno impiegato una strategia di controllo di posizione implementata attraverso un controllore PD fornito dal software OpenSim. Un miglioramento dell'aspetto controllistico potrebbe sperimentare una tecnica di tipo feed-forward o i più moderni sistemi a controllo d'impedenza.

In virtù delle considerazioni fatte, il presente lavoro mi ha concesso personalmente l'opportunità di approfondire e sperimentare un ramo della Bioingegneria per me affascinante, caratterizzato da un'elevata importanza sociale e ricco di sfide ancora aperte, consentendomi di concentrare l'attenzione su un dispositivo realmente esistente, e proseguire così un percorso di ricerca cui sono legato affettivamente.

I risultati degli studi effettuati, se da un lato rappresentano un traguardo raggiunto, dall'altro costituiscono un punto di partenza verso nuovi sviluppi futuri.



# Bibliografia

- [1] J. L. Pons, R. Ceres, L. Calderon “Introduction to wearable robotics” In: José L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, West Sussex, John Wiley & Sons Ltd, 2008, pp.1-2
- [2] J.L. Pons, J.C. Moreno, F.J. Brunetti, E. Rocon (2007). Lower-Limb Wearable Exoskeleton, Rehabilitation Robotics, Sashi S Kommu (Ed.), ISBN: 978-3-902613-04-2, InTech
- [3] A. M. Dollar, H. Herr, “Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art”, IEEE Transactions on robotics, Vol. 24, No. 1, 2008
- [4] F. H. Netter, *Atlas of Human Anatomy*, Philadelphia, Saunders Elsevier, 2011
- [5] A. Forner-Cordero, J. L. Pons, E. A. Turowska, A. Schiele, “Kinematics and dynamics of wearable robots” In: José L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, West Sussex, John Wiley & Sons Ltd, 2008, pp.61-64
- [6] A. Forner-Cordero, J. L. Pons, E. A. Turowska, A. Schiele, “Kinematics and dynamics of wearable robots” In: José L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, West Sussex, John Wiley & Sons Ltd, 2008, pp.67-68
- [7] C.L. Vaughan, B.L. Davis, J.C. O’Connor, *Dynamics of human gait*, Cape Town, Kiboho Publishers, 1999
- [8] A.H.M. Ebrahim, *The gait cycle*, Lecture IX
- [9] A.D. Kuo, “The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective”, *Science Direct, Human Movement Science*, 26, 2007
- [10] B. Siciliano, O. Khatib, “Springer Handbook of Robotics”, Springer, 2008

- [11] J. Ghan, R. Steger, H. Kazerooni, “Control and system identification for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)”, *Advanced robotics*, Vol. 20, No. 9, 2006, pp. 989–1014
- [12] A. Zoss, H. Kazerooni, A. Chu, “On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)”, 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems
- [13] Kirtley, C., CGA Normative Gait Database, Hong Kong Polytechnic University, 10 Young Adults.  
Available: <http://guardian.curtin.edu.au/cga/data/>
- [14] Winter, A., International Society of Biomechanics, Biomechanical Data Resources, Gait Data. Available: <http://www.isbweb.org/data/>
- [15] Linskill, J., CGA Normative Gait Database, Limb Fitting Centre, Dundee, Scotland, Young Adult.  
Available: <http://guardian.curtin.edu.au/cga/data/>
- [16] A. Chu, H. Kazerooni, A. Zoss, “On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)”, *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation Barcelona*, Spain, April 2005
- [17] J. C. Moreno, L. Bueno, J.L. Pons, “Wearable robot technologies” In: José L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, West Sussex, John Wiley & Sons Ltd, 2008, pp.165-200
- [18] P.E. Sandin, “Robot mechanism and mechanical devices - illustrated”, McGraw-Hill, 2003
- [19] E. Rocon, A.F. Ruiz, R. Raya, A. Schiele, J.L. Pons, “Human-robot physical interaction” In: José L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, West Sussex, John Wiley & Sons Ltd, 2008, pp.127-163
- [20] A. Setha, M. Shermana, J.A. Reinboltb, S.L. Delpa, “OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for *in silico* investigations and exchange”, 2011 Symposium on Human Body Dynamics
- [21] “OpenSim user’s guide”, release 2.4, April 4, 2012, pp. 203-219

# Ringraziamenti

**I**l lavoro svolto ha avuto per me un significato importante grazie a tutte le persone che mi sono state vicine nel tempo.

Ringrazio il Prof. Enrico Pagello che, con la Sua fiducia e la Sua umanità, mi ha concesso l'opportunità di svolgere un lavoro a me caro e che con la Sua conoscenza mi ha permesso di raggiungere gli obiettivi prefissati. Grazie a Roberto Bortoletto che, oltre ad aiutarmi ogniqualvolta ne avessi la necessità, si è rivelato essere un buon amico. Grazie ad Enrico Giolo, che con grande generosità mi ha sempre regalato il suo tempo e i suoi consigli. Ringrazio l'intero Team dello IAS-Lab, che ad ogni passo del cammino mi ha permesso di approfondire tematiche affascinanti.

Un forte abbraccio va a tutto lo Staff che negli anni ha lavorato con mio padre, mantenendo sempre accesa la fiamma dell'altruismo e della scoperta, specialmente a Nicola Torro e a Gianni Bona, amici coraggiosi e dal cuore grande.

Affetto e gratitudine è per Don Floriano Riondato, per avermi fatto scoprire la bellezza dell'arte, ma soprattutto per essermi sempre stato accanto come un amico inestimabile.

Un ringraziamento speciale va a tutta la mia famiglia, che in questi anni ha costantemente creduto in me, in particolare ai miei genitori, Benito e Luciana, che con il loro esempio mi hanno fatto sentire l'importanza del volersi bene e del fare del bene.

Un pensiero d'amore alla mia fidanzata Alba. A te, che con la bellezza del tuo cuore sai dipingere di dolcezza ogni mio giorno. Nello stesso sguardo, abbracciati insieme nella vita.