



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Protesi attiva alla caviglia: analisi mediante simulazione del funzionamento

Relatore: Prof./Dott Lot Roberto

Laureando: Denis Camilotto

ANNO ACCADEMICO 2022-2023

Data di laurea 27/09/2023

Contents

1	Introduzione	2
1.1	Problemi ed inefficienze delle protesi passive	3
2	Comportamento della caviglia in un soggetto sano	4
2.1	L'analisi del movimento	4
2.1.1	La stereofotogrammetria	4
2.1.2	I protocolli per il posizionamento dei marker	5
2.2	Il gait cycle	8
2.3	Angoli e momenti per la caviglia	10
2.3.1	Definizione sistemi di riferimento e calcolo di angoli e momenti	10
2.3.2	Analisi durante la camminata di un soggetto sano	12
3	Descrizione del brevetto e sua rappresentazione	15
3.1	Architettura	15
3.1.1	Idea di funzionamento	15
3.1.2	I componenti	18
3.1.3	Analisi del meccanismo	20
3.2	Rappresentazione del modello in Working Model 2D	23
4	Simulazioni e analisi dei dati	25
4.1	Assunzioni per la simulazione del gait cycle	25
4.1.1	Rappresentazione dei componenti	25
4.1.2	Il movimento	26
4.2	Analisi dei dati	30
4.2.1	Analisi del modello di protesi attiva	30
4.2.2	Confronto con protesi di tipo passivo	33
5	Conclusioni	35

1 Introduzione

Secondo i dati ISTAT in Italia sono presenti circa 200000 persone che hanno ricevuto l'amputazione di almeno uno dei due arti inferiori. L'Istituto Superiore di Sanità rivela che ogni anno il numero di ricoveri per amputazioni maggiori (sopra il livello del piede) degli arti inferiori si aggira attorno ai 9 ogni 100000 abitanti, ovvero più di 5000 persone all'anno. [8]

La principale causa di amputazione è rappresentata dal diabete (circa la metà dei pazienti amputati) e viene effettuata principalmente a soggetti in età avanzata.

Anno	Persone con diabete		Persone senza diabete	
	Minore	Maggiore	Minore	Maggiore
2001	7.1	4.3	3.6	5.1
2002	8.2	4.9	3.8	5.2
2003	8.4	4.6	3.6	4.8
2004	9.1	4.3	3.5	4.6
2005	9.2	4.3	3.8	4.2
2006	9.1	4.2	4.0	4.1
2007	8.7	3.8	3.8	4.0
2008	9.0	4.2	3.8	4.1
2009	9.3	3.8	3.9	3.8

Figure 1: Tassi di amputazione minore e maggiore standardizzato per età e sesso (per 100.000 residenti) nella popolazione diabetica e non diabetica.

L'attuale stato del mercato delle protesi presenta due macro-tipi di protesi a sostituzione di caviglia e piede:

- Le protesi "passive", ovvero quelle che non sono in grado di compiere del lavoro, le quali utilizzano molle o parti in fibra di carbonio per immagazzinare energia e restituirla nella camminata.
- Le protesi "attive", ovvero quelle in grado di fornire lavoro e quindi energia mediante la presenza di un motore

In questo lavoro di tesi verranno analizzati i vantaggi dell'utilizzare una protesi di tipo attivo. L'analisi che verrà effettuata non tiene conto dei costi di produzione e quindi di acquisto della protesi (di molto maggiori nelle protesi attive), ma solamente della capacità dei device di emulare i comportamenti di un piede sano.

1.1 Problemi ed inefficienze delle protesi passive

Andiamo quindi ad analizzare quello che è il comportamento delle protesi passive rispetto a quello di un piede in un soggetto sano. Secondo quanto riportato da R.S. Galley i soggetti con arti amputati quando camminano a velocità libera spendono circa il 20% di energia in più rispetto ai soggetti sani, presentano una frequenza cardiaca maggiore e camminano ad una velocità significativamente inferiore.[4]

Han Houdijk inoltre afferma che quando la velocità viene imposta l'energia spesa dai soggetti amputati risulta addirittura del 26% maggiore rispetto ai soggetti sani.[7]

Come dimostrato dagli studi di Anne K. Silvermann inoltre, l'utilizzo di una protesi passiva in uno solo dei due arti inferiori provoca un maggiore stress al livello dell'anca, e di conseguenza una camminata asimmetrica che a lungo andare può provocare scompensi.[12]

Tutto ciò avviene in quanto le protesi di tipo passivo non sono in grado di fornire l'energia addizionale necessaria in fase di spinta che in un soggetto sano viene fornita dall'attività dei muscoli. Le protesi di tipo attivo hanno come obiettivo quello di emulare il più fedelmente possibile il comportamento di caviglia e piede sani in modo da ridurre infortuni, scompensi e permettere una camminata più fluida e veloce.

2 Comportamento della caviglia in un soggetto sano

2.1 L'analisi del movimento

Alla base di questo lavoro di tesi e di tutti gli studi proposti in esso vi è l'analisi del movimento. Questa non è altro che la determinazione nei vari istanti di tempo di posizione e orientamento dei singoli punti, dei segmenti anatomici e di conseguenza dell'intero corpo. Il corpo umano, almeno per quanto riguarda l'analisi del movimento, può essere semplificato come un insieme di segmenti anatomici assimilabili a corpi rigidi che assumono diverse posizioni relative tra di loro. Il corpo rigido è un corpo che, anche se in movimento, mantiene inalterate le mutue distanze tra i propri punti rispetto ad un osservatore fisso, ovvero rispetto ad un sistema di riferimento globale. In particolare, per il corpo umano si può adoperare questo tipo di semplificazione in quanto le ossa, a meno di fratture, hanno una morfologia tempo-invariante. La determinazione di posizione e orientamento di un sistema di riferimento locale rispetto a quello globale è possibile grazie all'analisi cinematica.

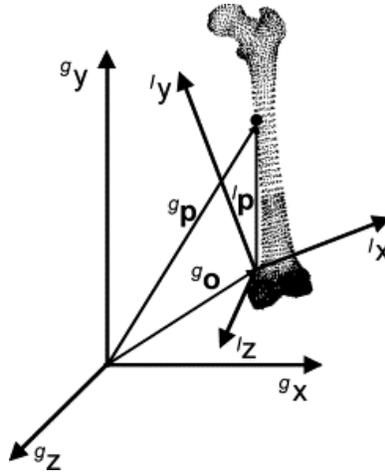


Figure 2: Il vettore posizione di una particella rappresentato in un sistema di riferimento globale (g) e in un sistema di riferimento locale (l), rispettivamente g_p e l_p .

2.1.1 La stereofotogrammetria

Per analizzare il movimento umano e quindi per ottenere i dati necessari ad effettuare gli studi a noi necessari si utilizza la stereofotogrammetria. All'interno di un laboratorio per l'analisi del movimento al soggetto in analisi vengono applicati dei marker, ovvero degli oggetti assimilabili a dei punti facilmente individuabili dalle telecamere. Questi marker possono essere di tipo attivo (emettono luce propria) o passivo (riflettono la luce) e vengono applicati direttamente sulla pelle.

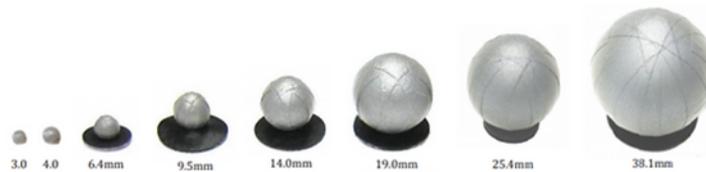


Figure 3: Marker passivi di diversa grandezza

La stereofotogrammetria consiste nell'elaborazione mediante un modello matematico delle posizioni 2D dei marker nelle immagini catturate dalle telecamere per ottenere le posizioni dei marker all'interno dell'ambiente 3D del laboratorio.[3] Il sistema di riferimento globale all'interno del laboratorio si ottiene attraverso un processo di calibrazione delle varie telecamere. Per fare ciò è necessario l'utilizzo di un oggetto di calibrazione, ovvero un oggetto di forma nota individuabile dalle telecamere che viene posizionato in un punto preciso così da permettere al software di localizzare i vari marker a partire da dei punti noti.

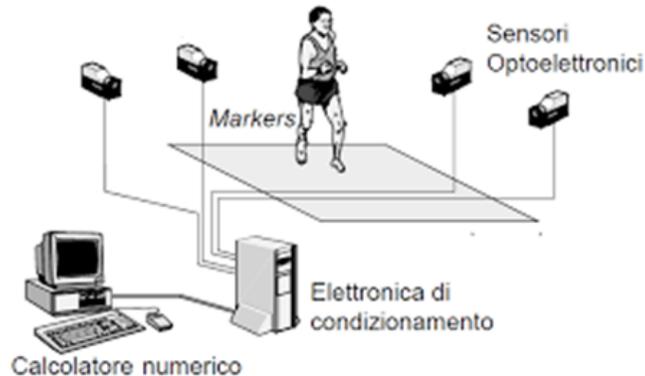


Figure 4: Sintesi della struttura di un laboratorio per l'analisi del movimento

Per effettuare ulteriori analisi la stereofotogrammetria può essere integrata con altri apparecchi, in modo da poter comparare le diverse informazioni ed avere un quadro più completo sul movimento. La piattaforma di forza, ad esempio, permette di calcolare le forze scambiate tra il piede di un soggetto ed il terreno nei tre assi e quindi il punto di applicazione, l'intensità e la direzione e verso delle forze che il corpo esercita durante un movimento. Queste pedane permettono anche il calcolo dei momenti e possono essere formate da sensori estensimetrici o piezoelettrici. Un device che viene spesso utilizzato sono le solette di pressione o piattaforme di pressione. Esse sono formate da molteplici sensori che possono essere di tipo capacitivo o resistivo e vengono utilizzate per fornire un'immagine della pressione plantare nel momento di appoggio, nonché per calcolare la traiettoria del centro di pressione durante il movimento. Nell'analisi del movimento viene spesso adoperata la tecnica dell'elettromiografia per studiare la sequenziale attivazione dei muscoli durante un'azione. L'oscilloscopio proietta il segnale mioelettrico di superficie, opportunamente filtrato, il quale è dovuto alle zone di depolarizzazione che si creano sul muscolo. Tutti assieme questi apparecchi forniscono moltissime informazioni che opportunamente elaborate possono individuare patologie, aiutare nella riabilitazione, nella ricerca e nella scienza dello sport.

2.1.2 I protocolli per il posizionamento dei marker

Esistono molti diversi protocolli di posizionamento dei marker per la stereofotogrammetria. I punti di repere anatomici sui quali vengono posizionati i marker possono variare, così come il numero di marker stessi. Queste differenze fanno sì che i protocolli varino tra loro per molti fattori, ad esempio l'accuratezza nella definizione dei sistemi di riferimento o la velocità di applicazione dei marker, ed un protocollo viene scelto rispetto ad un altro a seconda del caso specifico e delle esigenze del paziente analizzato.

In genere però i protocolli devono tutti soddisfare delle caratteristiche comuni, ovvero:

- Tri-dimensionalità
- Avere almeno tre marker per ogni segmento anatomico
- Visibilità dei marcatori rispetto alle telecamere (ogni marcatore deve essere inquadrato da almeno due telecamere in ogni momento)
- Affidabilità nella definizione dei piani anatomici ed accuratezza così da avere un'interpretazione clinica oggettiva
- Punti di reperi anatomici facilmente identificabili e palpabili
- Facile applicabilità dei marcatori
- Ridurre il più possibile il tempo per la preparazione del paziente e la raccolta dati
- Ridurre l'ingombro dell'apparecchiatura sperimentale
- Minima variabilità tra diversi operatori e tra diversi soggetti

Il protocollo attualmente più utilizzato è il Calibrated Anatomical System Technique, detto CAST [2]. Questo protocollo prevede il posizionamento di 33 marker tra bacino e gambe che vanno ad identificare i diversi punti di reperi anatomico. Alcuni punti di reperi anatomico, come la testa del femore, non possono essere palpati e quindi il posizionamento su di loro di un marker risulta impossibile. La loro posizione viene calcolata con degli algoritmi di ricostruzione.

<i>Hip bone</i>		
(a)	ASIS	anterior superior iliac spine
(a)	PSIS	posterior superior iliac spine
(b)	AC	centre of the acetabulum
<i>Femur</i>		
(a)	FH	centre of the femoral head
(c)	GT	prominence of the greater trochanter external surface
(a)	ME	medial epicondyle
(a)	LE	lateral epicondyle
(b) (c)	LP	anterolateral apex of the patellar surface ridge
(b) (c)	MP	anteromedial apex of the patellar surface ridge
(b) (c)	LC	most distal point of the lateral condyle
(b) (c)	MC	most distal point of the medial condyle
<i>Tibia and fibula</i>		
(c)	IE	intercondylar eminence
(a)	TT	prominence of the tibial tuberosity
(a)	HF	apex of head of the fibula
(a)	MM	distal apex of the medial malleolus
(a)	LM	distal apex of the lateral malleolus
(b) (c)	MMP	most medial point of the ridge of the medial tibial plateau
(b) (c)	MLP	most lateral point of the ridge of the lateral tibial plateau
<i>Foot</i>		
(a)	CA	upper ridge of the calcaneus posterior surface
(a)	FM	dorsal aspect of first metatarsal head
(a)	SM	dorsal aspect of second metatarsal head
(a)	VM	dorsal aspect of fifth metatarsal head

Figure 5: Punti di reperi anatomico nel protocollo CAST

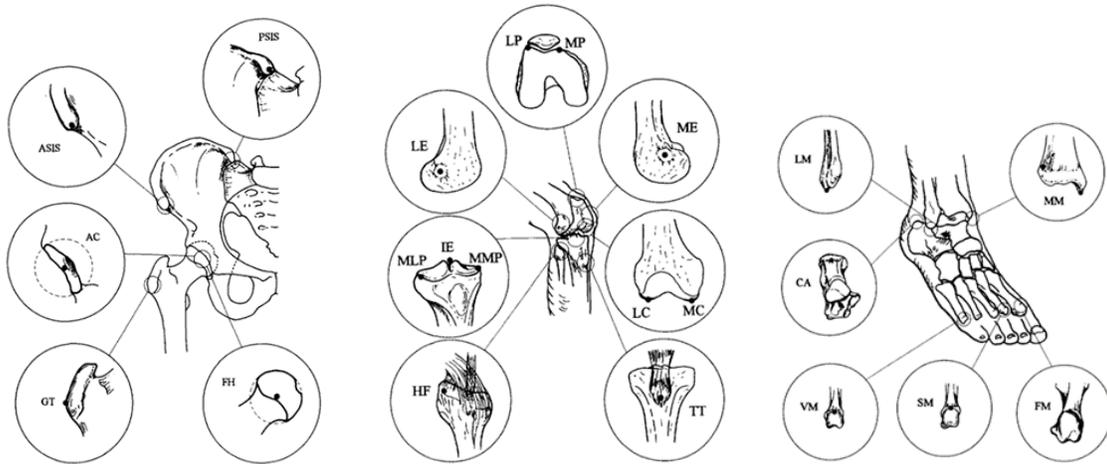


Figure 6: Punti di repere anatomico

Una delle maggiori sfide per la definizione della posizione dei marker, in particolar modo per alcuni di essi, è rappresentata dall'artefatto da tessuto molle. Questo consiste nell'errore di rilevazione del punto di repere anatomico dovuta al movimento della pelle e dei muscoli su cui è posizionato il marker. L'errore provocato può essere anche dell'ordine di alcuni centimetri. Esistono diversi metodi per cercare di ridurre l'artefatto da tessuto molle. Uno di questi, oramai poco utilizzato, è quello di inserire dei marker a diretto contatto con l'osso attraverso l'uso di pin percutanei. Un altro metodo è invece quello di utilizzare delle fasce elastiche contenitive da avvolgere attorno alla gamba così da limitare il movimento della pelle. Su queste fasce viene applicato un cluster di marker su placca rigida che permettono la definizione di un sistema di riferimento tecnico proprio del marker e quindi l'individuazione del punto di repere anatomico nel sistema di riferimento del segmento anatomico. Infine questi punti possono essere individuati anche mediante il solo uso di software.

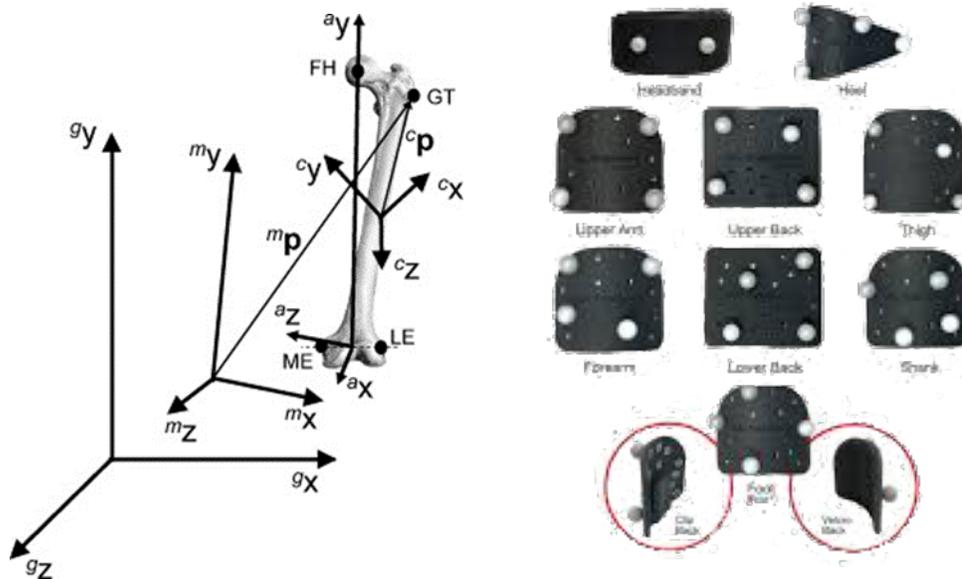


Figure 7: Sistema di riferimento tecnico e cluster di marker su placca rigida

2.2 Il gait cycle

Il tipo di movimento più significativo per gli studi propedeutici alla creazione di una protesi per gli altri inferiori è di certo quello della camminata, o gait cycle. L'analisi del gait cycle è fondamentale in quasi tutti gli ambiti riguardanti il movimento umano, dalla medicina riabilitativa all'ortopedia, alla scienza dello sport.[1]

In particolare il gait cycle comincia con l'heel strike di un piede e finisce con il successivo heel strike dello stesso piede. L'heel strike è il momento non appena il tallone tocca il terreno e di conseguenza scarica parte del peso corporeo attraverso il piede. Può essere individuato mediante l'uso di pedane di forza o come minimo della posizione verticale del marker posizionato sul calcagno. Il periodo tra questi due avvenimenti può essere diviso in due fasi:

- Stance phase: la fase in cui il piede tocca terra, comincia con l'heel strike e termina quando la punta del piede si alza, al momento di toe off.
- Swing phase: la fase in cui il piede è sollevato in aria, comincia con il toe off e termina al successivo heel strike

La stance phase occupa circa il 60% del gait cycle mentre la swing phase il 40%, ciò significa che per circa il 20% del tempo durante la camminata entrambi i piedi appoggiano a terra e che quindi per la maggior parte del tempo camminando si scarica tutto il peso corporeo su solamente uno dei due piedi.

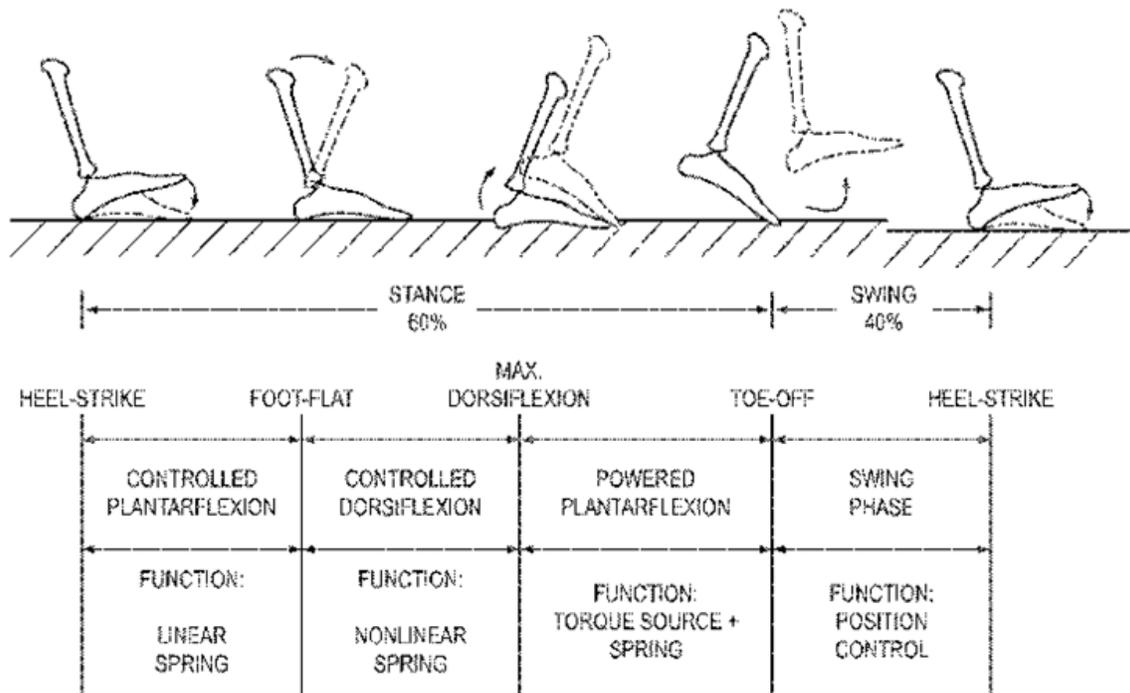


Figure 8: Le diverse fasi del gait cycle

La stance phase può essere inoltre divisa in tre sottofasi, in base alla posizione di piede e caviglia e alla potenza a quest'ultima associata, al fine di fornire una più dettagliata descrizione di ciò che fanno i muscoli durante questo processo [9].

- Controlled plantarflexion (CP)
- Controlled dorsiflexion (CD)
- Powered plantarflexion (PP)

L'inizio della "controlled plantarflexion" (CP) coincide con l'heel strike, e la fase termina nel momento in cui il piede poggia completamente a terra (foot flat). Attraverso l'uso dei marker questo momento può essere individuato quando il marker della caviglia raggiunge la minima posizione sull'asse verticale. Durante questa fase la potenza associata alla caviglia ha valori negativi, in quanto è negativo il lavoro effettuato. Il piede e la caviglia hanno la funzione di assorbire lo stress dovuto all'impatto del piede con il terreno e immagazzinare energia da poter rilasciare nelle fasi successive della stance phase. La fase successiva della stance phase è quella denominata "controlled dorsiflexion" (CD) ed ovviamente comincia nel momento in cui la "controlled plantarflexion" termina, ovvero il momento di foot flat. Questa seconda fase termina nel momento in cui la potenza della caviglia assume valori positivi. Durante la CD infatti il compito della caviglia e del piede è quello di iniziare la fase di spinta restituendo l'energia immagazzinata durante la CP. La fase termina quando tutta l'energia immagazzinata è stata restituita e per continuare la spinta è necessario un dispendio di energia mediante l'attivazione dei muscoli. La terza ed ultima fase è la "powered plantarflexion" (PP), essa comincia nel momento in cui la potenza associata alla caviglia diviene positiva e termina nel momento in cui il piede si stacca da terra (toe off). Durante questa fase avviene la spinta che permette al corpo umano di continuare a camminare alla stessa andatura senza fermarsi per effetto delle dispersioni di energia durante le precedenti due fasi. La potenza della caviglia è quindi positiva durante tutta la durata di questa fase. Durante la swing phase il piede viene riposizionato nella posizione di riposo iniziale così che sia pronto per poter effettuare una nuova stance phase. Durante questa fase le dispersioni di energia sono minime, se non prossime allo zero.

2.3 Angoli e momenti per la caviglia

Per effettuare la gait analysis di un soggetto è quindi necessario confrontare i dati raccolti mediante l'utilizzo della stereofotogrammetria sulla sua camminata con altri forniti come campione di riferimento, ovvero quelli raccolti da un soggetto sano. Essendo alla base della progettazione e design delle protesi articolari andiamo quindi ad analizzare quelli che sono gli angoli e i momenti che vengono registrati durante la gait analysis di un soggetto sano.

2.3.1 Definizione sistemi di riferimento e calcolo di angoli e momenti

Per ricavare questi dati il primo passo, come già accennato in precedenza, consiste nel fissare i sistemi di riferimento locali per quanto riguarda le articolazioni interessate. Per studiare il movimento della caviglia servono quindi i sistemi di riferimento di gamba (ovvero il complesso formato da tibia e perone) e piede. Per fissare i sistemi di riferimento locali è necessario osservare la posizione dei marker nell'ambiente 3D del sistema di riferimento globale, definire un'origine e degli assi a partire dai punti di reperi anatomici e quindi creare un sistema con assi ortogonali tra loro[13]. Per calcolare gli angoli tra i diversi sistemi di riferimento è necessario calcolare ad ogni istante il vettore traslazione e la matrice di rotazione del segmento anatomico interessato rispetto all'origine e agli assi del sistema di riferimento globale solidale al laboratorio. Il vettore di traslazione non è altro che il vettore che si viene a creare tra l'origine del sistema di riferimento globale e la posizione d'origine del sistema di riferimento locale. Per il sistema di riferimento sul piede solitamente l'origine è il marker posizionato sul calcagno mentre per la gamba consiste nel punto medio tra i due malleoli. Per quanto riguarda il piede gli assi del sistema di riferimento locale giacciono rispettivamente:

- sul piano quasi-trasverso formato da calcagno, primo e quinto metatarso con direzione tra primo e quinto metatarso
- sull'intersezione formata tra il piano quasi trasverso e il suo perpendicolare passante per il secondo metatarso ed il calcagno
- sulla retta ortogonale ai due assi trovati precedentemente

Sulla gamba invece gli assi giacciono:

- sul piano quasi frontale formato dai malleoli e dalla testa del perone con direzione che va da un malleolo all'altro
- sull'intersezione formata tra il piano quasi frontale e il suo perpendicolare passante per il punto medio tra i due malleoli e la tuberosità tibiale
- sulla retta ortogonale ai due assi calcolati precedentemente

Una volta calcolati gli assi le matrici di rotazione non sono altro che i vettori che definiscono gli assi trovati. Per trovare quindi gli angoli relativi tra due sistemi di riferimento locali solitamente si utilizza la convenzione di Grood e Suntay, i quali affermano che un qualsiasi nuovo orientamento del sistema di riferimento è pensabile come il risultato di tre rotazioni elementari attorno a tre assi [5]. Grood e Suntay affermano che per due segmenti anatomici adiacenti uno degli assi dei loro sistemi di riferimento è comune ad entrambi mentre gli altri due sono propri di ogni segmento considerato.

Secondo la convenzione la prima rotazione avviene proprio sull'asse comune per poi procedere con le rotazioni sugli altri due.

Gli angoli che possiamo registrare per un segmento anatomico sono di tre tipi e ovviamente hanno valori variabili in relazione al tipo di movimento effettuato e quindi alla muscolatura attivata:

- ab-adduzione: rotazione lungo l'asse che dal segmento anatomico si dirige in direzione frontale.
- intra-extra rotazione: rotazione lungo l'asse verticale.
- flesso-estensione: rotazione lungo l'asse che dal segmento anatomico si dirige in direzione laterale.

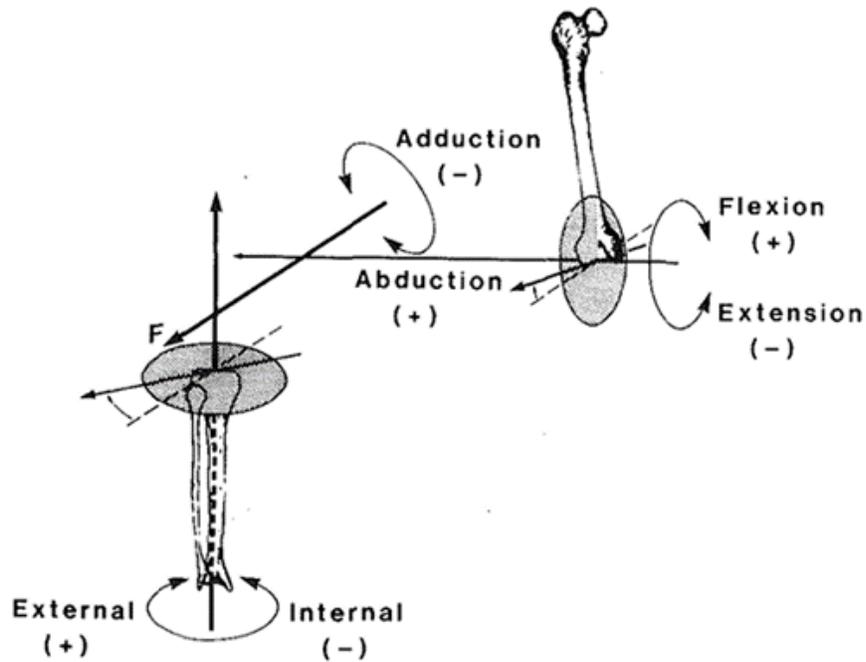


Figure 9: Ab-adduzione, intra-extrarotazione e flesso-estensione secondo la convenzione di Grood e Suntay

Per quanto riguarda la caviglia:

- ab-adduzione: determina la rotazione della caviglia nella direzione ortogonale a quella di flesso-estensione. Per convenzione aumenta quando, avendo il piede appoggiato a terra completamente, si sposta il ginocchio verso l'esterno, diminuisce quando viene spostato verso l'interno.
- intra-extra rotazione: determina la direzione verso la quale il piede è direzionato, dove "punta". Per convenzione aumenta quando la punta del piede è spostata verso l'esterno guardando dall'alto, diminuisce quando va verso l'interno.
- flesso-estensione: è il movimento con il range angolare maggiore, determina l'inclinazione della caviglia rispetto a tibia e perone alzando o abbassando la punta del piede. Per convenzione aumenta quando la punta del piede viene portata verso l'alto rispetto all'orizzontale, diminuisce quando viene portata verso il basso.

Per poter calcolare i momenti articolari invece è necessario l'ausilio di una pedana di forza. Il momento non è altro che il prodotto vettoriale tra la forza esercitata e il braccio, ovvero la distanza dal pun di applicazione della forza al punto in cui viene applicato il momento, secondo la legge:

$$\text{Momento} = \text{Forza} \wedge \text{Braccio}$$

Il punto in cui viene applicato il momento è detto centro articolare e varia a seconda dell'articolazione considerata. Per quanto riguarda la caviglia il centro articolare è considerato sul punto medio dei due malleoli. La forza esercitata è quella misurata dalla pedana di forza, la quale misura anche direzione e verso, così da poter distinguere il vettore.

2.3.2 Analisi durante la camminata di un soggetto sano

Andiamo quindi ad analizzare quali sono i dati raccolti da un soggetto sano durante la gait analysis.

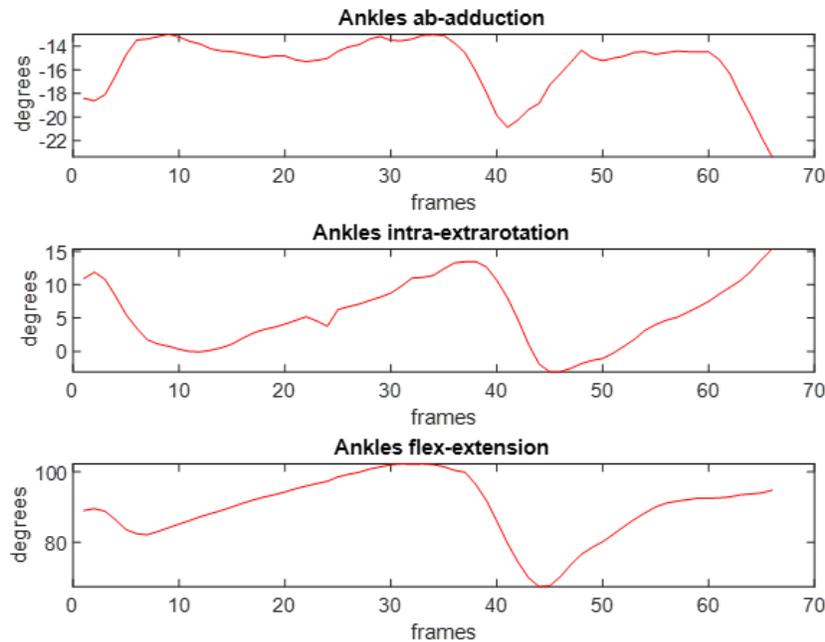


Figure 10: Angoli espressi durante un passo dalla caviglia sinistra di un soggetto sano sottoposto a gait analysis

Quelli che possiamo vedere in figura sono gli angoli misurati mediante stereofotogrammetria sulla caviglia sinistra di un soggetto sano. La misurazione è stata tagliata in modo che i dati mostrati sono quelli corrispondenti ad un passo, che va da un primo heel strike a quello successivo. Le curve disegnate dagli angoli della caviglia destra dovranno essere, essendo la camminata un processo simmetrico, molto simili se non identiche a quelle di sinistra. In questo caso consideriamo la parte sinistra in quanto le misurazioni ne hanno fornito dati più completi. Dei tre tipi di rotazione la flessione-estensione è quella il cui compito è fornire la spinta, mentre gli altri due tipi di rotazione sono utili per fornire equilibrio durante il movimento. Concentrandoci sulla flessione-estensione quindi possiamo vedere come la stance phase inizi nel primo frame raffigurato, ovvero quello che corrisponde all'heel strike e termini nel frame corrispondente al punto di minimo della curva, nel momento di toe off quando l'angolo tra la gamba

e il piede si discosta maggiormente dalla perpendicolare. In una situazione di riposo l'angolo di ab-adduzione risulta in genere leggermente negativo mentre quello di intra-extra rotazione tende ad essere di poco positivo, basti pensare che normalmente i nostri piedi sono leggermente ruotati verso l'esterno. L'angolo di flessione estensione invece, essendo il piede perpendicolare alla gamba o quasi si avvicina al valore di 90° . E' importante specificare che l'angolo di flessione estensione a riposo è riportato spesso anche come di 0° , così che quando si ha flessione l'angolo diventi negativo e invece risulti positivo se si tratta di estensione. Al momento di heel strike, come detto in precedenza, comincia la fase di controlled plantarflexion, dove per attutire il colpo e immagazzinare energia la caviglia si estende bruscamente di una decina di gradi, portando l'angolo sotto i 90 gradi che si hanno durante la swing phase. Continuando nel movimento, e quindi procedendo nella fase di controlled dorsiflexion il piede arriva a poggiare completamente al suolo, da lì inizia una lenta flessione che porterà ad avere un angolo relativo positivo che si aggira attorno ai 100° . Da questo momento di massimo inizia la terza ed ultima fase della stance phase, quella della powered plantarflexion dove sulla caviglia si esercita una rapida estensione così da dare la spinta necessaria per continuare il moto con il prossimo passo. Al termine di questo periodo, al momento di toe off si raggiungono angoli di poco più di 70° . Una volta sollevato il piede da terra esso tenderà a riportarsi alla condizione iniziale in cui il piede è a circa 90° con la gamba.[9]

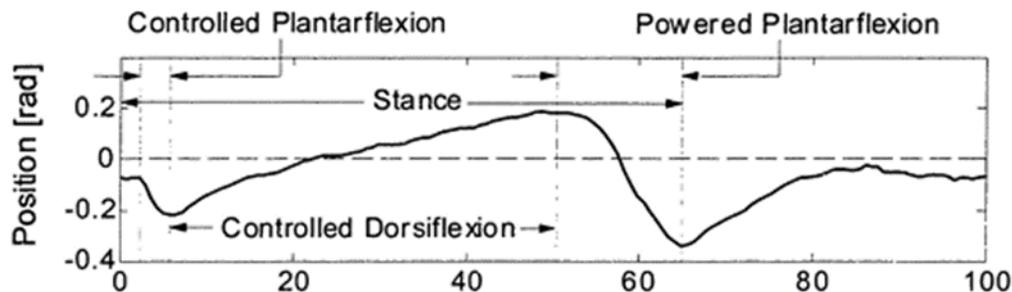


Figure 11: Associazione tra le varie fasi del gait cycle e gli angoli espressi dalla caviglia

E' importante osservare anche gli angoli di intra-extrarotazione che la caviglia esprime durante la camminata. Si può notare come nella fase di volo e quindi in una situazione di riposo la caviglia tenda ad essere leggermente extra-ruotata, il piede punta all'esterno con un angolo positivo. Quando il piede appoggia il tallone invece torna ad un angolo prossimo allo 0. Dall'heel strike al momento di completo appoggio, foot flat la caviglia subisce un'altra extra rotazione che permette un maggiore equilibrio e controllo al corpo che in questo momento si trova a poggiare su di un piede solo. Nella fase di powered plantarflexion l'angolo di extrarotazione subisce un brusco calo fino allo 0 in quanto in questa maniera si può massimizzare la spinta direzionandola tutta sull'asse frontale ed evitando spinte laterali che si tradurrebbero in un maggiore bisogno di energia per effettuare il passo. La posizione sfavorevole al mantenimento dell'equilibrio viene sopperita dal fatto che una parte della powered plantarflexion prevede l'appoggio di entrambi i piedi al terreno. Anche per il calcolo dei momenti si possono distinguere tre diverse misurazioni a seconda degli assi considerati, tuttavia durante la camminata rettilinea l'unico momento significativo è quello riguardante la flessione-estensione in quanto gli altri due rasentano lo 0.

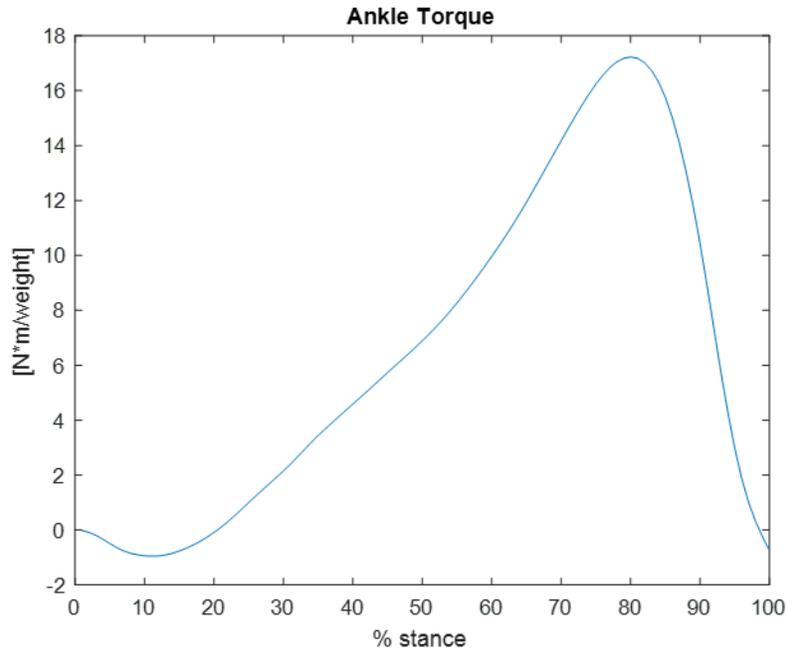


Figure 12: Momento di flesso-estensione espresso durante un passo dalla caviglia sinistra di un soggetto sano sottoposto a gait analysis

Il momento esercitato sul centro articolare della caviglia varia al progredire della stance phase mentre è nullo quando il piede non è appoggiato al terreno in quanto la caviglia torna nella sua posizione di riposo e non ci sono forze applicate. Il momento presenta un picco quando si raggiunge circa l'80% della stance phase, ovvero durante la fase di powered plantarflexion, per poi calare rapidamente fino ad andare sotto lo zero nel momento di toe off così da ritirare il piede e farlo tornare perpendicolare alla gamba. Il momento applicato sulla caviglia è variabile in funzione del peso del soggetto, più un soggetto pesa, più momento dovrà essere applicato per effettuare lo stesso movimento.

3 Descrizione del brevetto e sua rappresentazione

E' quindi arrivato il momento di introdurre la protesi di tipo attivo da analizzare. Il modello è quello presentato dal Professor Hugh M. Herr ed il suo team del Massachusetts Institute of Technology nel brevetto n° US 11278433B2 [6].

Prima però di analizzare come è fatta la protesi e come funziona è necessario capire quali sono i requisiti che una protesi di tipo attivo alla caviglia deve presentare. Una protesi alla caviglia deve avere un peso simile a quello dell'arto sano. Come spiegato nel brevetto, un uomo che pesa 75 kg avrà bisogno di una protesi che pesi all'incirca 2,5 kg per non creare scompensi tra le due gambe e venire meno a quello che è l'obiettivo principale. Questa limitazione detta quella che è la vera sfida per una protesi di questo tipo, ovvero quella di conciliare in un dispositivo così leggero una potenza pari a quella esercitata dalla caviglia, che può arrivare nel soggetto citato in precedenza anche a 350W, con un momento angolare fino ai 150Nm. Come visto nel precedente capitolo maggiore sarà il peso del soggetto e maggiore sarà il momento da esercitare sulla caviglia e quindi la potenza. Ogni paziente che utilizzi questo tipo di protesi, quindi, avrà bisogno di una soluzione che si adatti alle sue caratteristiche.

3.1 Architettura

3.1.1 Idea di funzionamento

Come riportato nella descrizione del brevetto, per quanto riguarda le protesi alla caviglia non esiste una vera e propria linea guida o "gold standard" su come controllare le protesi attive di questo tipo, di conseguenza bisogna fare affidamento sul normale funzionamento dell'arto sano. La caviglia varia il suo comportamento a seconda della fase della camminata in cui si trova:

- durante le fasi di controlled plantarflexion e controlled dorsiflexion si comporta come una molla di costante elastica variabile
- durante la fase di powered plantarflexion fornisce dell'energia addizionale per effettuare la spinta
- durante la swing phase controlla semplicemente la posizione del piede

Invece di andare a replicare la cinematica e quindi gli angoli formati da una caviglia sana, un modo più semplice per controllare la protesi è quello di analizzare la curva che mette in relazione angoli e momenti della caviglia. Questa curva, denominata quasi-static stiffness curve può essere divisa in due componenti principali:

- una molla che varia la propria rigidità come fa la caviglia durante le fasi di controlled plantarflexion e controlled dorsiflexion
- una fonte che possa generare momento durante l'ultima fase della stance phase, ovvero la powered plantarflexion

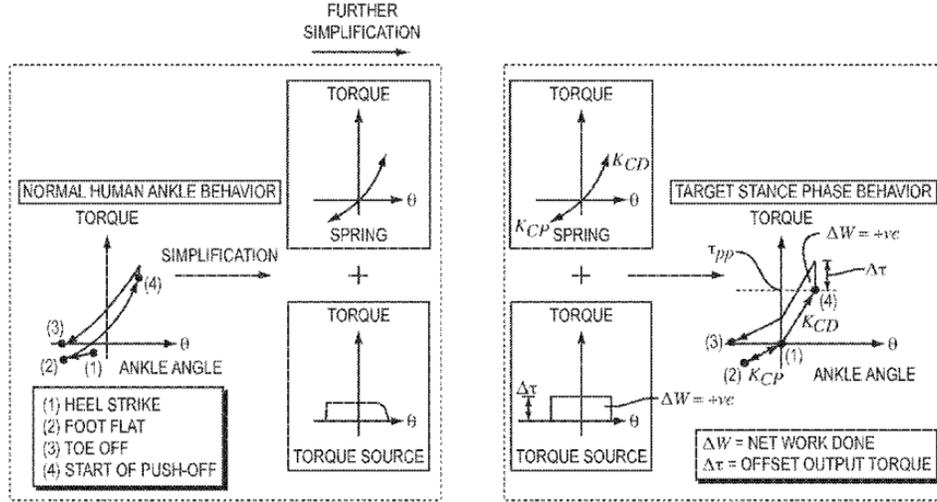


Figure 13: Semplificazione del funzionamento della caviglia durante la stance phase, analisi del grafico angolo/momento

La molla varia la propria rigidità a seconda dell'angolo espresso dalla caviglia. Si avrà:

$$K = \begin{cases} K_{CP} & \text{se } \theta \leq 0 \\ K_{CD} & \text{se } \theta > 0 \end{cases}$$

La fonte di momento applicherà un momento ΔT in aggiunta alla rigidità della molla K_{CD} . La soglia T_{PP} determina l'istante in cui viene applicato il momento. Il lavoro totale svolto dalla fonte di momento è pari a $\Delta W = \Delta T \left(\frac{T_{PP}}{K_{CD}} + \frac{\Delta T}{K_{CP}} \right)$ dove $\frac{T_{PP}}{K_{CD}}$ indica l'angolo in cui il momento comincia ad essere applicato mentre $\frac{\Delta T}{K_{CP}}$ indica l'angolo al quale l'algoritmo di controllo smette di applicare la coppia. Andiamo quindi a vedere quali sono le soluzioni adottate nel design della protesi per soddisfare queste caratteristiche.

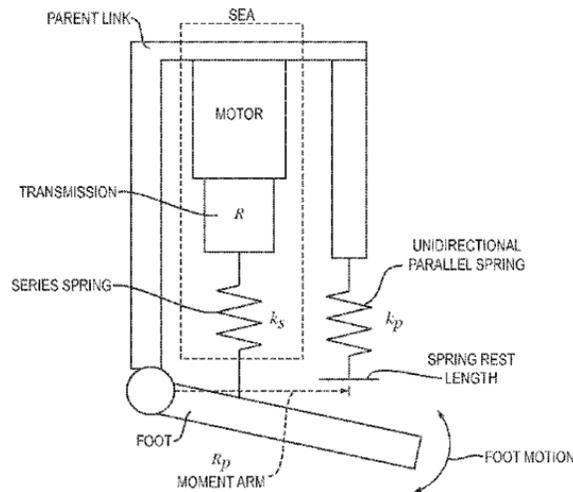


Figure 14: Modello dell'attuatore con molla in serie ed in parallelo

Il meccanismo è formato da 5 elementi principali: il motore, la trasmissione, una molla posta in serie al motore, una molla unidirezionale parallela, una foglia di fibra di carbonio a rappresentare

il piede. Il motore, la trasmissione e la molla posta in serie assieme formano il SEA, Series Elastic Actuator. La sua funzione è quella di controllare la forza emessa dalla molla controllando la sua estensione. Questo permette sia di controllare la rigidità della molla che di agire come fonte di momento quando ce n'è bisogno. In particolare, il SEA farà sì che la molla in serie assuma una rigidità K_{CP} durante la controlled plantarflexion che diventa K_{CD1} durante la fase di CD fino alla PP quando conferirà il momento necessario alla spinta. La molla posta in parallelo è unidirezionale, il che significa che è attiva e conferisce una rigidità K_P solo quando l'angolo formato dal piede è maggiore di 0° rispetto alla gamba, ovvero quando c'è flessione. La funzione di questa molla è quella di ridurre considerevolmente il momento e quindi la potenza che devono essere emessi dal motore durante la fase di spinta. All'aumentare della costante elastica di questa molla diminuisce il lavoro che il motore deve compiere, tuttavia, un'eccessiva rigidità della molla in parallelo potrebbe far sì che il SEA debba produrre una rigidità negativa per compensarla.

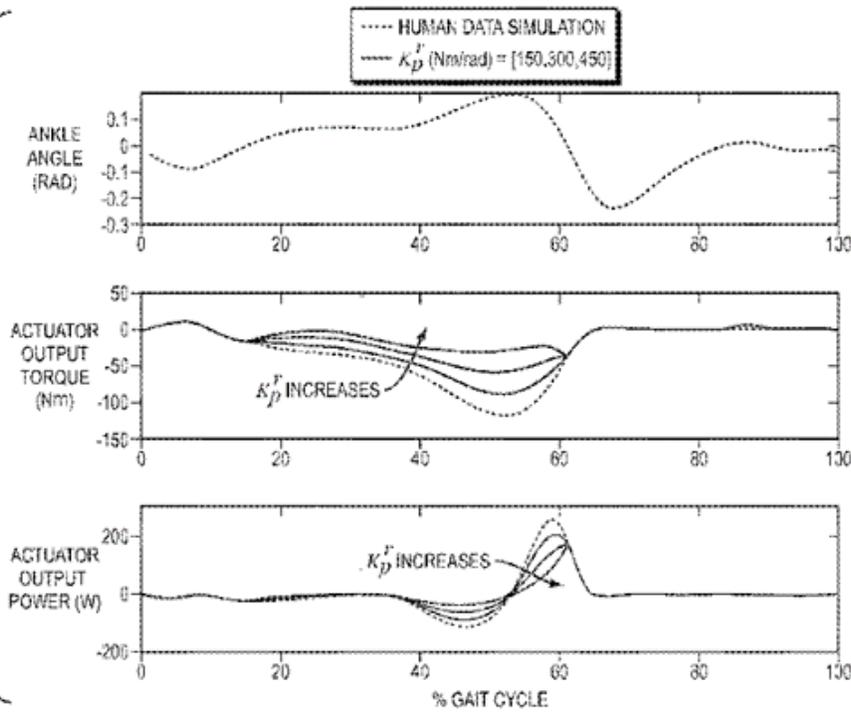


Figure 15: Simulazione di momento e forza necessari usando differenti molle in parallelo

Il SEA e la molla unidirezionale in parallelo permettono assieme di conferire alla protesi le caratteristiche di rigidità desiderate. Nella fase di CP, ovvero quando l'angolo è $< 0^\circ$ la rigidità totale è uguale a K_{CP} , conferita dal solo SEA, mentre quando l'angolo diventa positivo si ha, oltre che ad un diverso contributo del SEA, anche l'interazione della molla posta in parallelo. La rigidità totale della molla durante la fase di CD sarà quindi $K_{CD} = K_{CD1} + K_P$. Una volta raggiunto l'angolo desiderato, che ricordo essere $\frac{T_{PP}}{K_{CD}}$, il SEA fornirà il momento necessario alla spinta. Le molle inizieranno quindi a rilassarsi fino ad arrivare al toe off dove il momento risulta nullo.

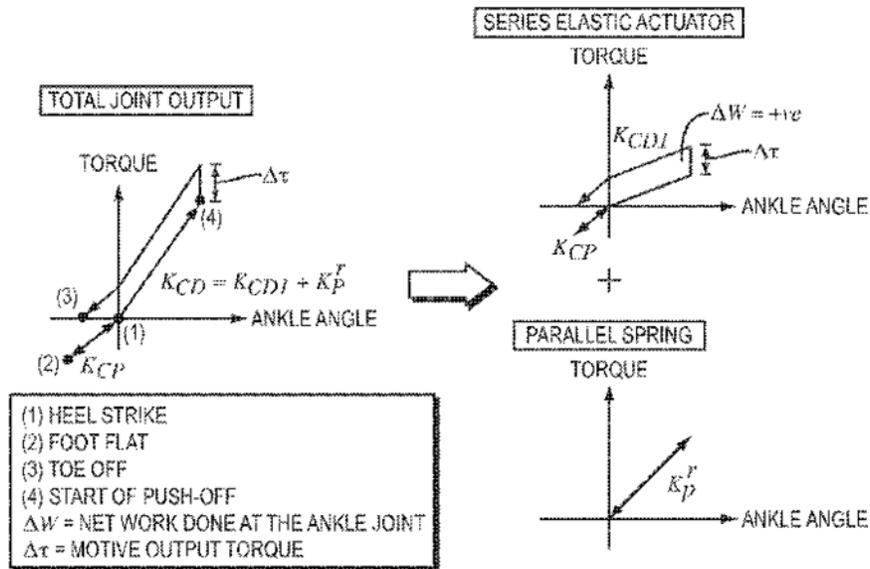


Figure 16: Come dev'essere sfruttata l'elasticità in serie ed in parallelo dal motore

3.1.2 I componenti

Analizziamo quali sono i componenti scelti per la costruzione del dispositivo. Il SEA è composto di tre parti: motore, trasmissione e molla. Il motore è un motore con spazzole a corrente continua da 150W. Questo motore risulta sufficientemente potente in quanto il suo picco di potenza è 500W quando la massima potenza che si registra per un soggetto di 75 kg durante la camminata è, come visto in precedenza, di circa 350W, quindi ampiamente inferiore. La trasmissione ha il compito di produrre un rateo di 133 nel vincolo tra momento applicato e velocità assoluta della caviglia ed è quindi formata da una vite a ricircolo di sfere con passo di 3mm e una puleggia per cinghie sincrone. La rotazione della puleggia provoca un movimento traslatorio da parte della vite e di conseguenza una rotazione angolare della caviglia con una compressione/decompressione della molla in serie. La molla in serie è stata scelta con una costante elastica pari a 1200 kN/m. Se la costante fosse maggiore le performance del sistema sarebbero ulteriormente migliorate ma verrebbero ridotte le abilità della protesi per quanto riguarda l'assorbimento degli urti e la stabilità, inoltre sarebbe necessario un sistema di controllo molto più preciso per quanto riguarda la trasmissione e il conseguente spostamento lineare sulla molla. La molla in parallelo, che in realtà è formata da 4 molle per stampi, dev'essere unidirezionale. Per garantire ciò è presente sulla protesi un sistema con una carrucola su ogni lato che tende la molla quando l'angolo diventa maggiore di 0°. All'aumentare della costante elastica di questa molla diminuisce il lavoro che il motore deve compiere, tuttavia, un'eccessiva rigidità della molla in parallelo potrebbe far sì che il SEA debba produrre una rigidità negativa per compensarla. Proprio per questo è stata scelta una costante elastica totale di 770 kN/m, ovvero 192 kN/m per ogni molla, ed un braccio per il calcolo del momento angolare fissato a 0.022 m. La rigidità ottimale per il sistema quando l'angolo della caviglia supera gli 0° è di 550 rad/s. Con queste caratteristiche la molla in parallelo conferisce una rigidità per la caviglia di 385 rad/s, il resto della rigidità è fornito dal SEA. La pianta del piede è formata da due fogli di fibra di carbonio fissati tra loro. La fibra di carbonio del piede protesico permette alla protesi di comportarsi in maniera simile a come farebbe un piede normale. L'elasticità intrinseca che

possiede fa sì che venga assorbita l'energia dell'urto al momento dell'heel strike e conservata per poi restituirla verso la fine della stance phase. E' inoltre presente un adattatore che permette l'ancoraggio della protesi al moncone.

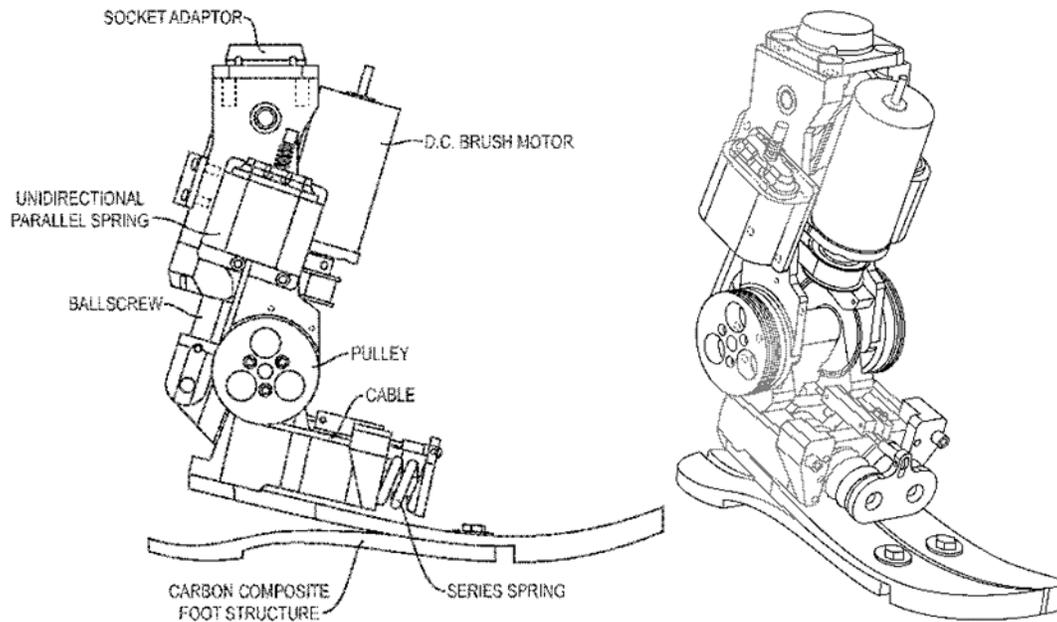


Figure 17: Rappresentazione della protesi con i propri componenti secondo due diversi punti di vista

Per operare il controllo durante le diverse fasi della camminata è necessario che sulla protesi vi siano diversi tipi di sensori per verificare:

- Il contatto del tallone. $H=1$ significa che il tallone del piede protesico è a contatto con il terreno
- Il contatto della punta (toe). $T=1$ significa che la parte anteriore del piede protesico è a contatto con il terreno
- L'angolo della caviglia
- Il momento totale agente sulla caviglia

Per quanto riguarda il contatto sono stati installati 6 sensori capacitivi di forza, 2 sulla parte posteriore del piede protesico e 4 sulla parte anteriore L'angolo della caviglia viene misurato mediante l'uso di un encoder rotativo mentre il momento viene calcolato mediante l'uso di un potenziometro lineare che misura l'estensione o la flessione della molla in serie e permette di ricavarne la forza esercitata. L'insieme di questi sensori permette il controllo del piede protesico in funzione della posizione della protesi, dell'angolo espresso e del momento, così da modulare diversamente i vari parametri in base alla fase della camminata che si sta svolgendo.

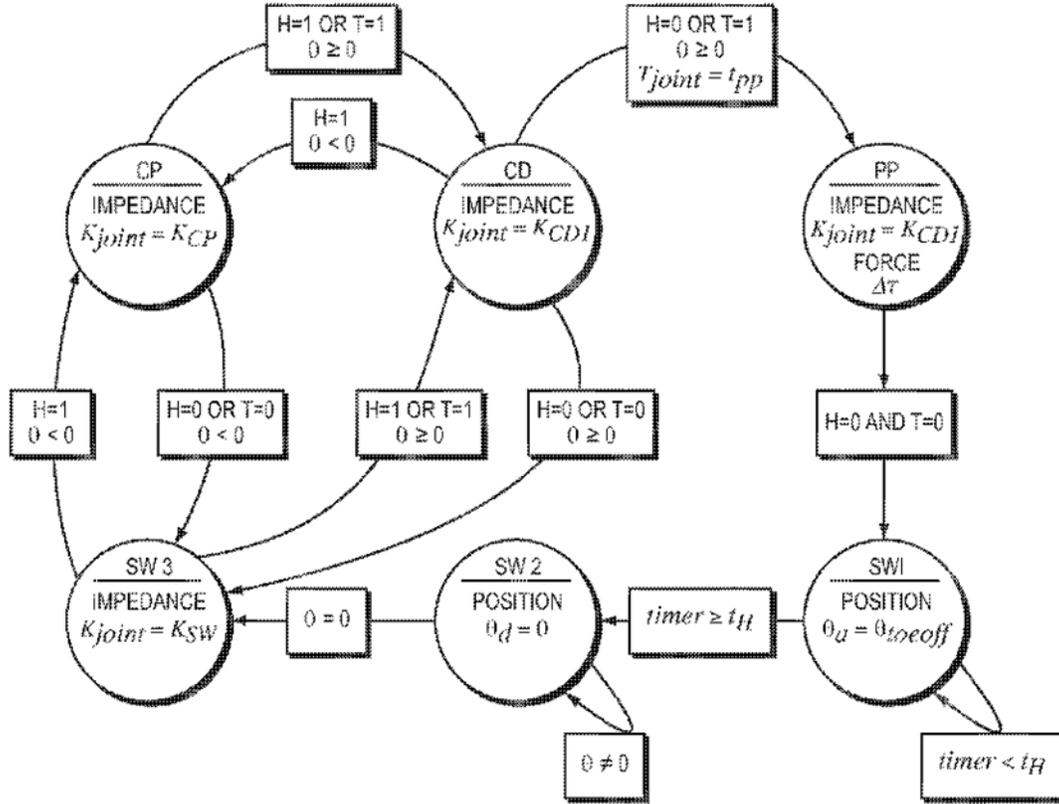


Figure 18: Schema di controllo per la protesi in funzione dei rilevamenti dei sensori

3.1.3 Analisi del meccanismo

Analizziamo il meccanismo servendoci del disegno fornitoci dal brevetto. Innanzitutto verifichiamo i gradi di libertà che il meccanismo presenta servendoci dell'equazione di Grubler[10]

$N = 3(M - 1) - 2R - 2P - C$ dove:

- N = Gradi di libertà del meccanismo
- M = Numero di corpi del meccanismo, incluso il telaio
- R = Numero di coppie rotoidali
- P = Numero di coppie prismatiche
- C = Numero di camme

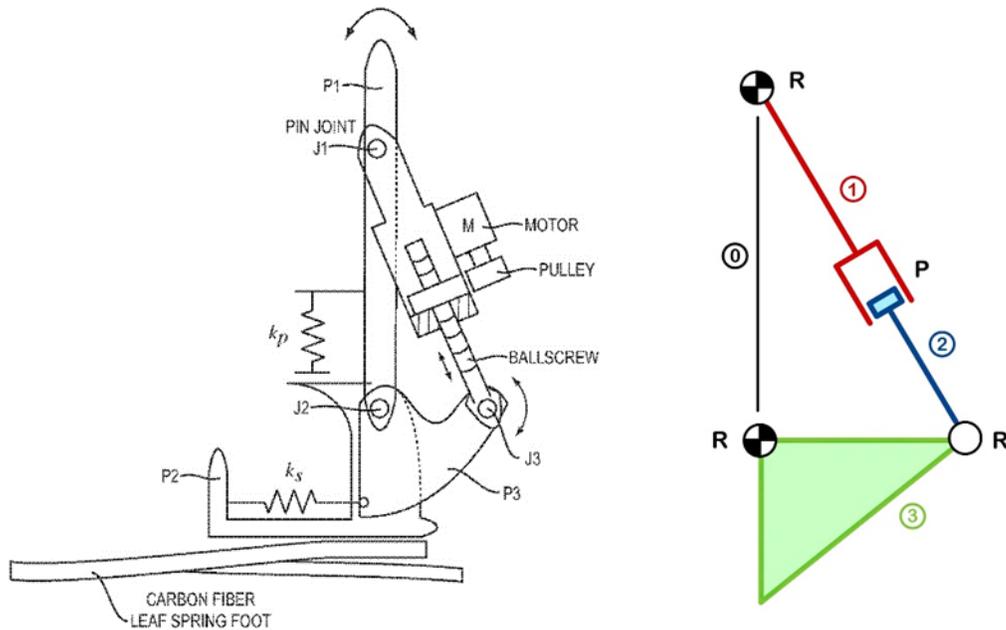


Figure 19: Modello CAD della protesi e semplificazione del meccanismo

Semplificando il meccanismo si nota che esso è formato, escludendo il telaio, da tre corpi. Sono inoltre presenti tre coppie rotoidali e una coppia prismatica. Applicando l'equazione di Grubler si ottiene: $N = 3(4 - 1) - 2 * 3 - 2 = 1$ Il meccanismo ha un grado di libertà, che corrisponde a quello rotazionale del corpo 3 che ruotando va a comprimere la molla in serie. Per svolgere l'analisi cinematica viene utilizzato il metodo dei gruppi di Assur secondo il quale il meccanismo può essere studiato scomponendolo in sottogruppi elementari [11]. Questi sottogruppi non possono alterare il numero di gradi di libertà della catena cinematica di partenza e pertanto devono avere numero di gdl nullo. Nel caso di sottogruppi a due corpi, imponendo il numero di gradi di libertà a 0, mediante l'equazione di Grubler si ottiene: $N = 3 * 2 - 2 * (R + P) = 0$ La quale implica $R + P = 3$ che sta a significare che il numero di coppie rotoidali o prismatiche presenti nel sottogruppo dev'essere di tre. I gruppi formati da telaio, due corpi e tre tra coppie rotoidali e prismatiche, prendono il nome di diadi. Le diadi possono essere di tipo RRR, RRP, RPR, PPR e PRP. Il meccanismo che stiamo analizzando può essere diviso in due gruppi di Assur. Il primo sottogruppo è identificabile, facendo riferimento al disegno fornito dal brevetto, tra le tre coppie rotoidali J1, J2 e J3. Nonostante sia presente una coppia prismatica ai fini dell'analisi cinematica è comodo analizzare i corpi 1 e 2 come un corpo unico di lunghezza variabile, così che tra J1, J2 e J3 si vada a formare una diade RRR. La seconda diade serve per disegnare il corpo 3 tra le due coppie rotoidali J2 e J3 e il punto in cui il corpo interagisce con la molla posta in serie. Anche in questo caso possiamo considerarla come una diade RRR. L'analisi cinematica di posizione della diade RRR si effettua a partire da due punti noti tenendo in considerazione che ne esistono due configurazioni possibili. Nel caso della prima diade i due punti noti sono le due coppie rotoidali poste a telaio, J1 e J2. Per la seconda diade invece si usano il punto J2 e il J3, che viene individuato grazie alla prima diade.

Note le posizioni di due delle tre coppie rotoidali e le lunghezze dei due componenti che le collegano alla terza svolgere l'analisi cinematica di posizione nel piano di una diade RRR consiste nel trovare la posizione della terza coppia rotoidale e gli angoli che i componenti formano con l'orizzontale.

Detti A e B i punti noti, M la posizione incognita e a1 e a2 le lunghezze note dei componenti la lunghezza di AB si trova usando il Teorema di Pitagora: $l_{AB} = \sqrt{(x_B - x_A)^2 + (y_B - y_A)^2}$

L'angolo che AB forma con l'orizzontale è: $\varphi_{AB} = \arctan\left(\frac{y_B - y_A}{x_B - x_A}\right)$

Utilizzando il Teorema di Carnot troviamo: $\gamma = \arccos\frac{l_{AB}^2 + a1^2 - a2^2}{2l_{AB} * a1}$

E' possibile costruire due configurazioni per ogni diade RRR, quindi l'angolo tra a1 e l'orizzontale risulta: $\varphi_1 = \varphi_{AB} \pm \gamma$

Di conseguenza si ha: $x_M = x_A + a1 \cos \varphi_1$ e $y_M = y_A + a1 \sin \varphi_1$ Ed infine: $\varphi_2 = \arctan\left(\frac{y_M - y_B}{x_M - x_B}\right)$

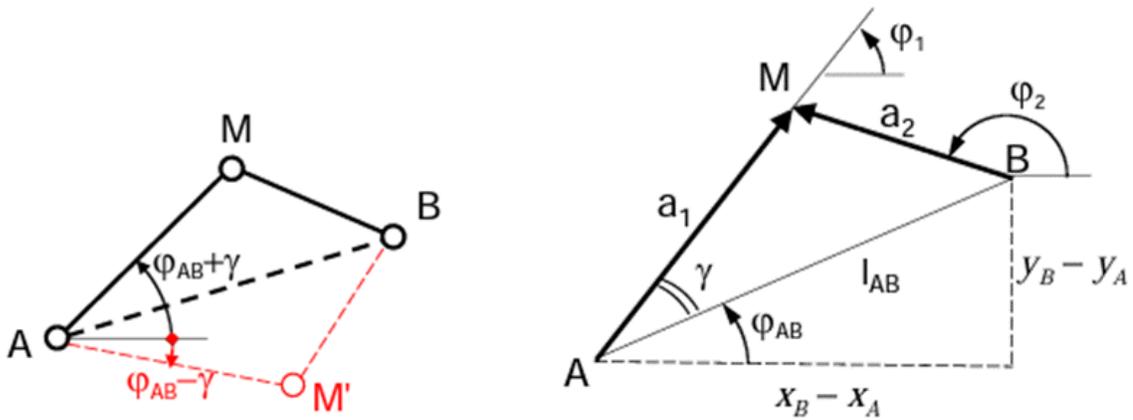


Figure 20: Immagini con riferimenti per l'analisi cinematica di una diade RRR

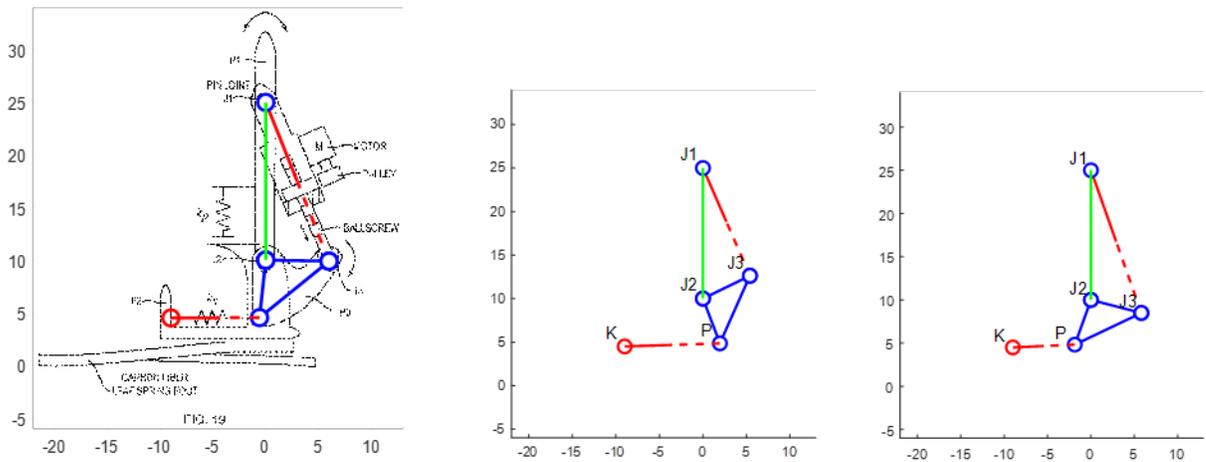


Figure 21: Rappresentazione del meccanismo in matlab al variare della lunghezza imposta dalla coppia prismatica

3.2 Rappresentazione del modello in Working Model 2D

Working model 2D è un software per la simulazione ed analisi dei meccanismi che permette in maniera intuitiva di analizzarne il movimento nelle due dimensioni. Vediamo quindi come il brevetto n° US 11278433B2 è stato rappresentato nel software. Per la costruzione del modello si è cercato di utilizzare le grandezze fisiche specificate nella descrizione del brevetto e qualora non vi fossero specificate è stato fatto affidamento sul modello CAD proposto dallo stesso (Figure 19), ovviamente scalato così da ottenere delle dimensioni coerenti. Come specificato nel brevetto quindi è necessario che la protesi abbia un peso totale di 2.9 Kg ed un'altezza di 32 cm. Il telaio del meccanismo, ovvero la parte della protesi fissa rispetto al sistema di riferimento locale della gamba è rappresentato da un rettangolo di 23 cm * 2 cm con il peso di 1 Kg. L'insieme di motore, vite a ricircolo di sfere e puleggia è rappresentato da un attuatore lineare controllato in lunghezza collegato al telaio mediante un perno, o coppia rotoidale. Nella condizione in cui la molla in serie è a riposo l'attuatore ha una lunghezza di 16,4 cm. Collegato mediante due perni, distanti tra loro 6,5 cm, al telaio e all'attuatore c'è un pezzo del peso di 600 g che va a completare la trasmissione. Le due molle, in serie ed in parallelo, partenti rispettivamente dal pezzo della trasmissione e dal telaio mediante un'appendice, influenzano la rotazione del piede protesico mediante un pezzo del peso di 800 g collegato al telaio con una coppia rotoidale sovrapposta a quella del pezzo della trasmissione descritto in precedenza e tuttavia indipendente. La molla in serie ha una lunghezza a riposo di 8 cm ed una costante elastica, come descritto dal brevetto di 1200 KN/m ed il punto in cui si collega alla trasmissione è distante 5,5 cm dalla coppia rotoidale a telaio. La molla in parallelo, che ha un braccio rispetto alla coppia rotoidale a telaio di 2,2 cm, ha lunghezza a riposo di 5,5 cm e costante elastica di 770 KN/m. Essendo di tipo unidirezionale nelle proprietà della molla è stato specificato che fosse attiva solo quando l'angolo della caviglia supera lo zero, durante la flessione, ovvero quando la sua lunghezza diventa minore di quella a riposo. Il piede protesico, quindi, è formato dal pezzo in cui sono collegate le due molle e da due foglie di fibra di carbonio con geometrie di profilo particolari, una per la parte posteriore che pesa 200 g ed una più grande per quella anteriore di 300 g alle quali sono state conferite elasticità piuttosto elevate per emulare la leggerezza e la flessibilità tipiche della fibra di carbonio. I collegamenti tra i vari pezzi, che nella realtà corrispondono a delle viti, sono esplicitati mediante dei giunti rigidi. L'aumento della lunghezza dell'attuatore, quindi, andrà a comprimere la molla in serie, modificando la posizione del piede protesico in funzione delle reazioni vincolari esterne. Nel complesso la protesi rappresentata ha un peso di 2,9 Kg ed un'altezza di 32 cm mentre la lunghezza del piede in fibra di carbonio è di circa 26 cm, il che corrisponde ad una taglia 40,5 di scarpe, un dato plausibile per una persona di 1,75 m di altezza.

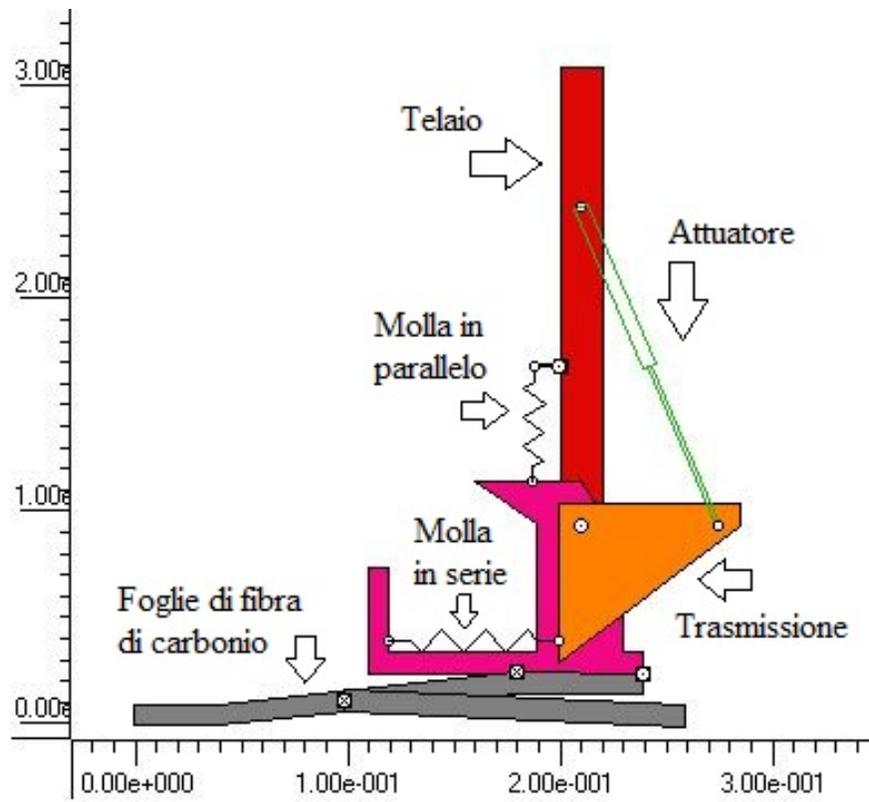


Figure 22: La protesi rappresentata con l'uso del software Working Model 2D

4 Simulazioni e analisi dei dati

Lo scopo di questo capitolo è quello di effettuare delle simulazioni di camminata per quanto riguarda la protesi utilizzando il software Working Model 2D. Essendo il software pensato per meccanismi 2D, non permette di esplicitare gli angoli di ab-adduzione e di intra-extrarotazione, importanti nella camminata per questioni di bilanciamento come accennato nel secondo capitolo. L'analisi verrà pertanto effettuata prendendo in considerazione solamente la flessione-estensione delle varie articolazioni.

4.1 Assunzioni per la simulazione del gait cycle

Abbiamo osservato nel capitolo precedente come la protesi è stata rappresentata in Working Model 2D. Vediamo ora come sono state rappresentate le gambe ed in che modo si è potuto replicare un gait cycle nel software.

4.1.1 Rappresentazione dei componenti

Viene presentata adesso l'architettura delle gambe nel software premettendo che nel disegno del corpo è stata omessa la parte del tronco, degli arti superiori e della testa in quanto avrebbero complicato troppo il modello, aggiungendo componenti che il software avrebbe fatto fatica a processare e che, per quanto riguarda la nostra analisi, avrebbero influenzato i risultati in maniera quasi del tutto trascurabile. Partendo dalla protesi e procedendo verso l'alto si ha innanzitutto il moncone, ovvero la parte di gamba che è rimasta dopo l'amputazione. In vivo il moncone e la protesi sono collegati mediante un'invasatura e una cuffia che permettono, grazie all'adattatore di cui si è parlato nel capitolo 3, di avere un ancoraggio stabile. Nel modello questa soluzione è rappresentata da un giunto rigido. Tenute in considerazione le dimensioni ed il peso della protesi, il moncone è stato disegnato come un rettangolo di 20 cm di lunghezza e 2,6 Kg di peso per ogni gamba. Visti i 2 cm di sovrapposizione tra moncone e protesi, il ginocchio, ovvero l'estremità superiore del moncone, si attesta a 50 cm di altezza. Il ginocchio consiste in un perno che collega il moncone e la coscia, rappresentata come un rettangolo di altezza 50 cm, nei quali sono conteggiati 4 cm per le intersezioni con anca e moncone, e massa 10 Kg per ogni gamba. Infine, le anche sono rappresentate da dei semplici quadrati di massa 22 kg l'uno, collegati mediante coppie rotoidali alle cosce. Nell'insieme quindi il modello ha un peso complessivo di 75 kg e la coppia rotoidale delle anche è posta a 96 cm di altezza. I centri dei due quadrati sono stati sovrapposti e fissati da un giunto rigido mentre alle gambe è stato imposto di non collidere tra di loro.

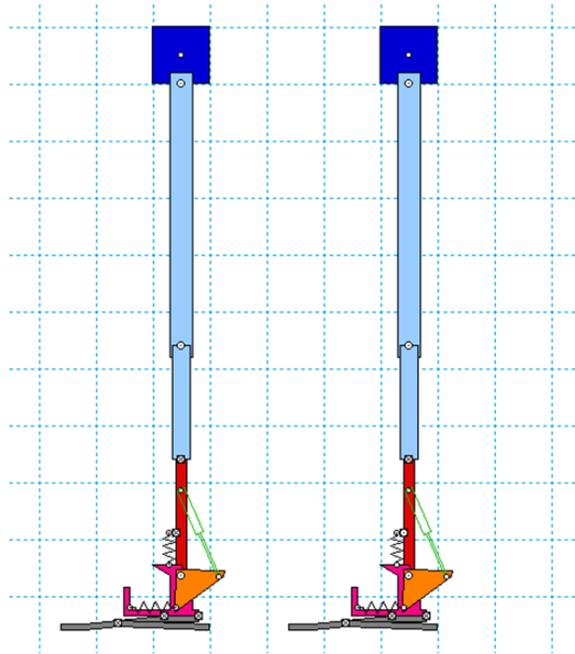


Figure 23: Rappresentazione delle due gambe in Working Model 2D

4.1.2 Il movimento

La camminata è un meccanismo complesso che per funzionare ha bisogno del movimento simultaneo e sincronizzato di tutti i componenti delle gambe. Per poter essere il più precisi possibile si sono utilizzati gli angoli di flessione-estensione di anca, ginocchio e caviglia ottenuti dalla simulazione del gait cycle di un soggetto sano mediante stereofotogrammetria. In particolare, si è preso un passo, che va da un heel strike del piede destro fino al successivo dello stesso piede, per un totale di 64 frame. Nel campione originale il passo aveva una durata di 1,06 secondi ma per apprezzare meglio le varie fasi della camminata ed in particolare della stance phase il campione è stato dilatato nel tempo fino ad una durata totale di 3,20 secondi.

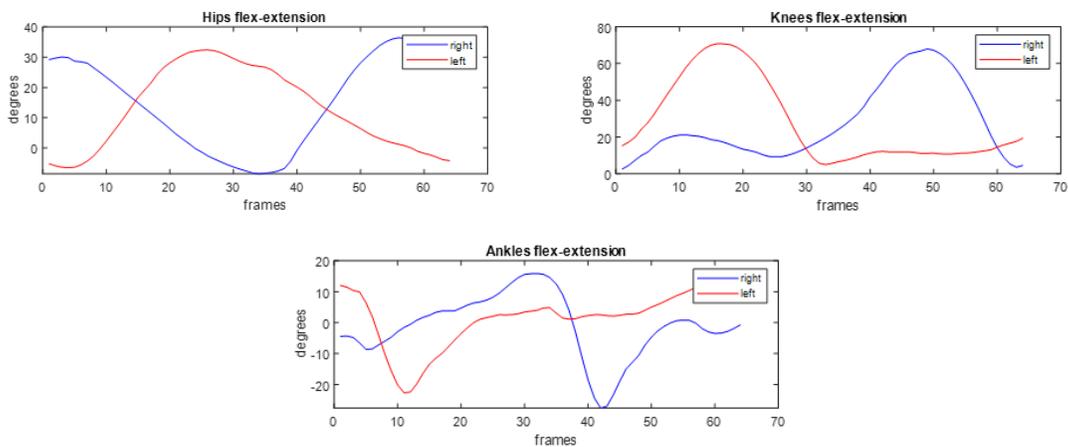


Figure 24: Gli angoli espressi da anca, ginocchio e caviglia durante un passo

Per poter conferire alle articolazioni di anca e ginocchio gli angoli desiderati durante la camminata sono stati inseriti dei motori, i quali vengono controllati in rotazione mediante tabelle con tempi e dati estratti mediante la stereofotogrammetria. Quattro motori sono stati posizionati sui perni delle articolazioni che corrispondono quindi alle due anche ed alle due ginocchia. Per quanto riguarda le caviglie anche in questo caso si è deciso di utilizzare un motore controllato in rotazione così da rendere più semplice e privo di errori il posizionamento angolare dei piedi protesici che altrimenti risulterebbe maggiormente difficile da gestire per il software. L'azione del motore, che avviene principalmente durante la fase di powered plantarflexion per fornire spinta è quella di fornire del momento addizionale mantenendo contratta la molla in serie per un periodo maggiore. Questa azione è simile a quella che effettuerebbe l'attuatore al variare della sua lunghezza. Essendo la camminata pensata per essere effettuata da destra verso sinistra nello schermo ed essendo gli angoli nel software calcolati positivi quando in senso antiorario è stato necessario invertire il segno degli angoli ricavati per le anche e le caviglie. Per convenzione, infatti, come spiegato nel capitolo 2 gli angoli ricavati dalla stereofotogrammetria sono positivi quando si tratta di flessione e negativi quando invece c'è estensione.

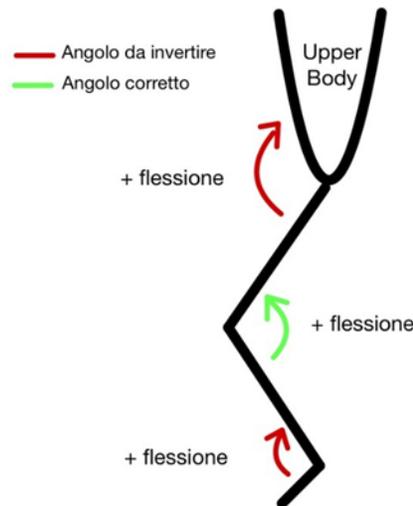


Figure 25: Il segno della flessione secondo le convenzioni per la stereofotogrammetria

Il modello è inoltre stato preparato in una condizione iniziale in cui gli angoli di anche, ginocchia e caviglie corrispondono esattamente a quelli espressi nel primo frame fornito dai dati. Ciò è stato fatto per garantire che i motori non debbano effettuare spostamenti per raggiungere la condizione iniziale, ovvero quella di heel strike del piede destro.

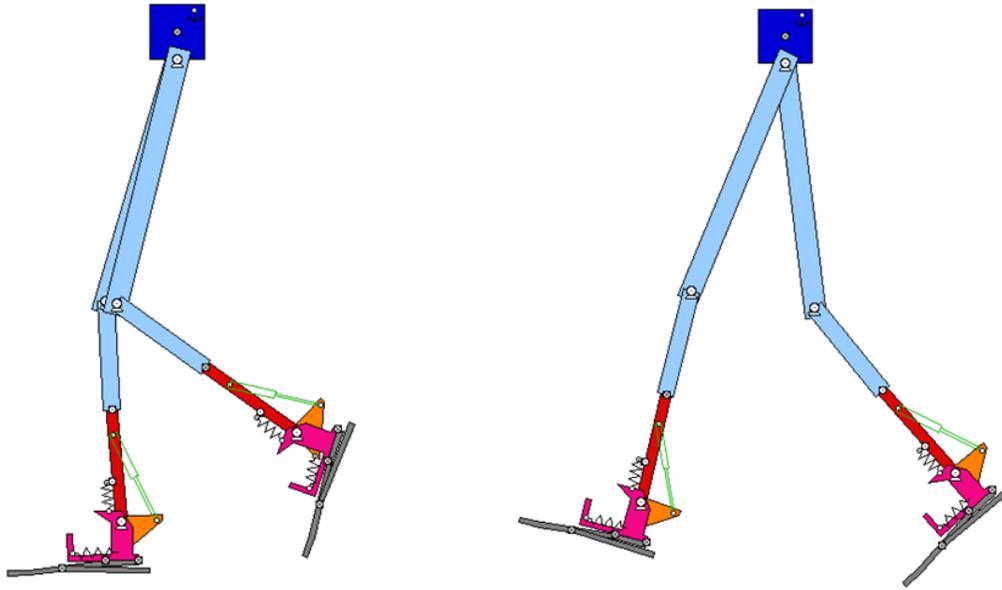


Figure 26: Controllo in rotazione dei motori durante la camminata, simulazione in sospensione

Essendo stato tagliato solamente un passo della camminata è necessario tenere in considerazione che il corpo nel momento in cui comincia la simulazione possiede già una velocità di direzione orizzontale del busto. All'interno del modello questa specifica è stata inserita ponendo due attuatori controllati in velocità che si collegassero ai due estremi (inferiore e superiore) dei quadrati sovrapposti raffiguranti il busto, così da non influenzare il movimento delle gambe. L'altra estremità degli attuatori è stata posta a 500 m di distanza sull'orizzontale. Questo accorgimento è stato atto a garantire che la velocità impressa dagli attuatori fosse del tutto orizzontale nonostante le oscillazioni verticali presenti a livello delle anche durante il gait cycle. E' necessario inoltre il contributo di entrambi gli attuatori. Se si utilizzasse un solo attuatore questo non sarebbe sufficiente a garantire che non ci siano rotazioni dei quadrati ai quali l'attuatore è collegato le quali andrebbero ad alterare gli angoli della simulazione. La velocità con cui vengono controllati gli attuatori è stata calcolata considerando per una persona di 1,75 m di altezza un passo medio di 1,50 metri, il che, considerato il tempo di 3,20 secondi della simulazione, corrisponde ad una velocità di 0,479 m/s. La velocità orizzontale continua ad essere garantita durante tutta la simulazione. Per una simulazione ottimale dovrebbe essere fornita solamente una velocità iniziale in quanto la camminata dovrebbe essere in grado di per sé di mantenere la velocità costante, tuttavia, si è deciso di far funzionare gli attuatori per tutto l'arco della simulazione così da compensare i meccanismi di equilibrio forniti dalla parte di corpo non disegnata e dalla tridimensionalità presenti in una camminata reale. La velocità costante inoltre sopprime alle perdite di energia presenti durante la simulazione dovute alle imperfezioni del modello.



Figure 27: Attuatori controllati in velocità

Per evitare che il modello scivoli sul piano durante la camminata è stato imposto un attrito molto elevato tra i componenti in carbonio, ovvero la parte di contatto con il pavimento dei piedi protesici, ed il pavimento stesso. Quando si portano le gambe a contatto con il terreno si nota che nelle condizioni iniziali quando la gamba sinistra tocca a terra, la gamba destra, nonostante il momento dovrebbe coincidere al contatto del tallone con il pavimento, è sollevata in aria. Questo è dovuto al fatto che in un piede sano durante la camminata c'è una flessione della parte anteriore del piede, ovvero delle dita, che non avviene nel modello. Una possibile soluzione avrebbe potuto essere trovata nell'inclinare tutte le gambe fino ad un angolo in cui i due piedi appoggiassero contemporaneamente nelle condizioni di partenza, ma questo avrebbe alterato gli angoli andando a fornire risultati non plausibili con una camminata effettuata solamente sulle punte dei piedi.

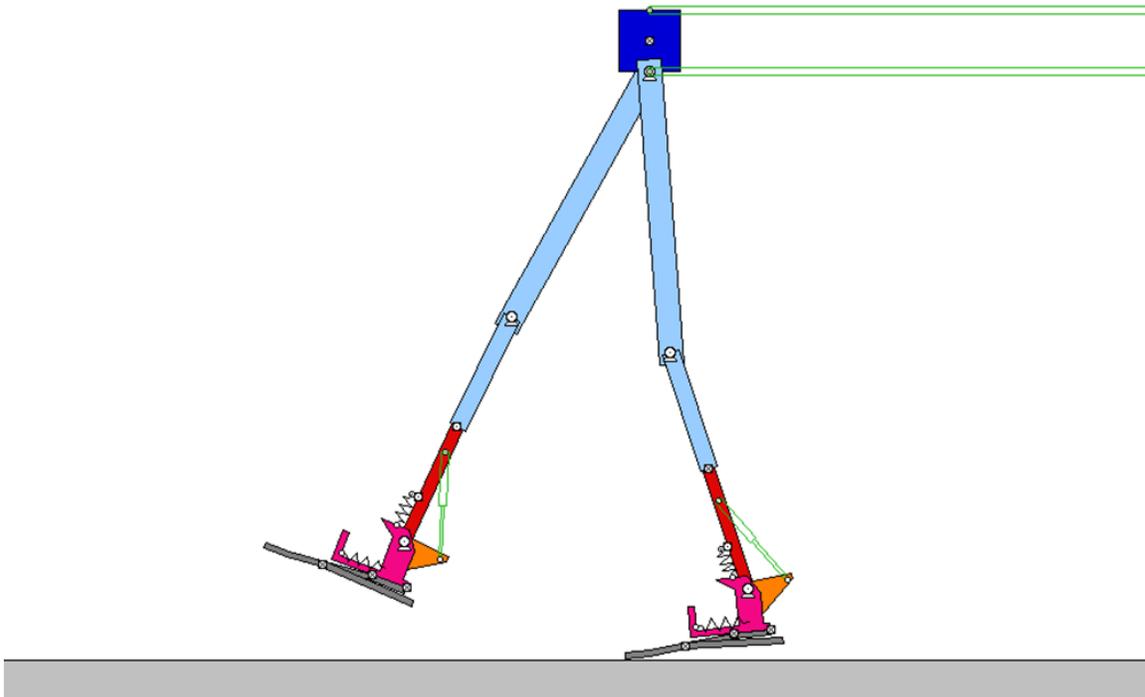


Figure 28: Posizione iniziale per la simulazione di gait cycle

4.2 Analisi dei dati

E' ora il momento di osservare le simulazioni di camminata ed effettuare delle misurazioni per poter trarre conclusioni in merito alla protesi attiva da analizzare ed una passiva.

4.2.1 Analisi del modello di protesi attiva

Innanzitutto è stata effettuata una simulazione per valutare la camminata dal punto di vista estetico.

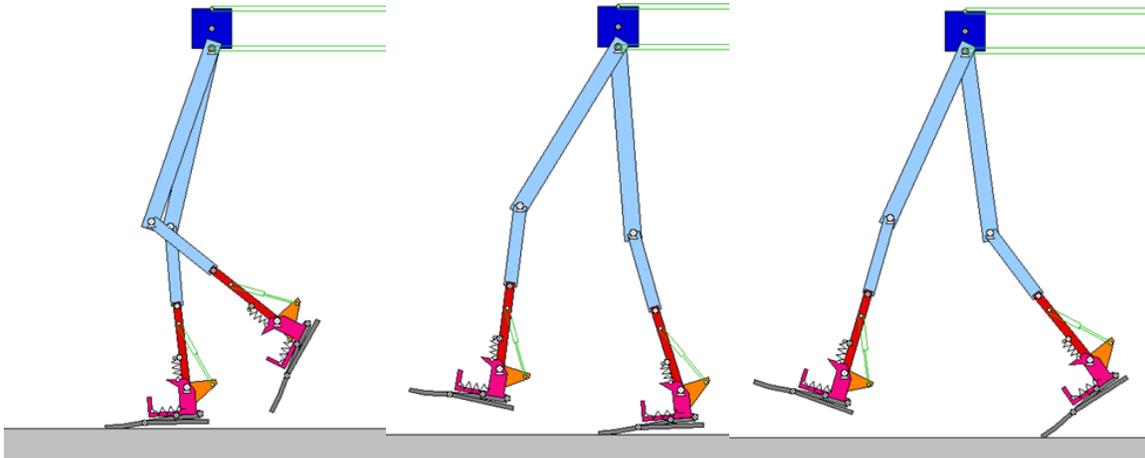


Figure 29: Frame estratti dalla simulazione di gait cycle

Durante la simulazione si può notare come sia presente un istante in cui entrambi i piedi sono sollevati in aria. Questa imprecisione è dovuta al fatto che, come detto in precedenza, il modello non rappresenta la flessibilità delle foglie di carbonio. Nella simulazione questo ha l'effetto di ridurre la fase di controlled plantarflexion in quanto la protesi tocca il terreno quando ormai la gamba è quasi perpendicolare. Questa imperfezione nel modello provocherà un maggiore bisogno di energia e quindi potenza da parte dei motori della caviglia durante la fase di powered plantarflexion. La camminata, tuttavia, assomiglia molto a quella umana.

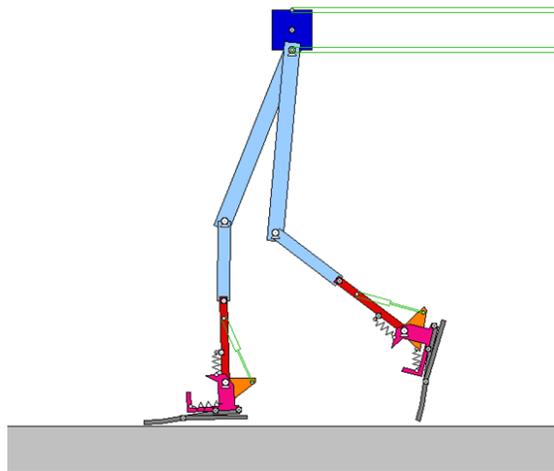


Figure 30: Fase di volo indesiderata durante la simulazione di gait cycle

Sono state effettuate diverse misurazioni di potenza sul motore della caviglia aumentando di volta in volta la lunghezza dell'attuatore della protesi di 1 cm a partire dalla lunghezza originale per la costruzione di 16,4 cm.

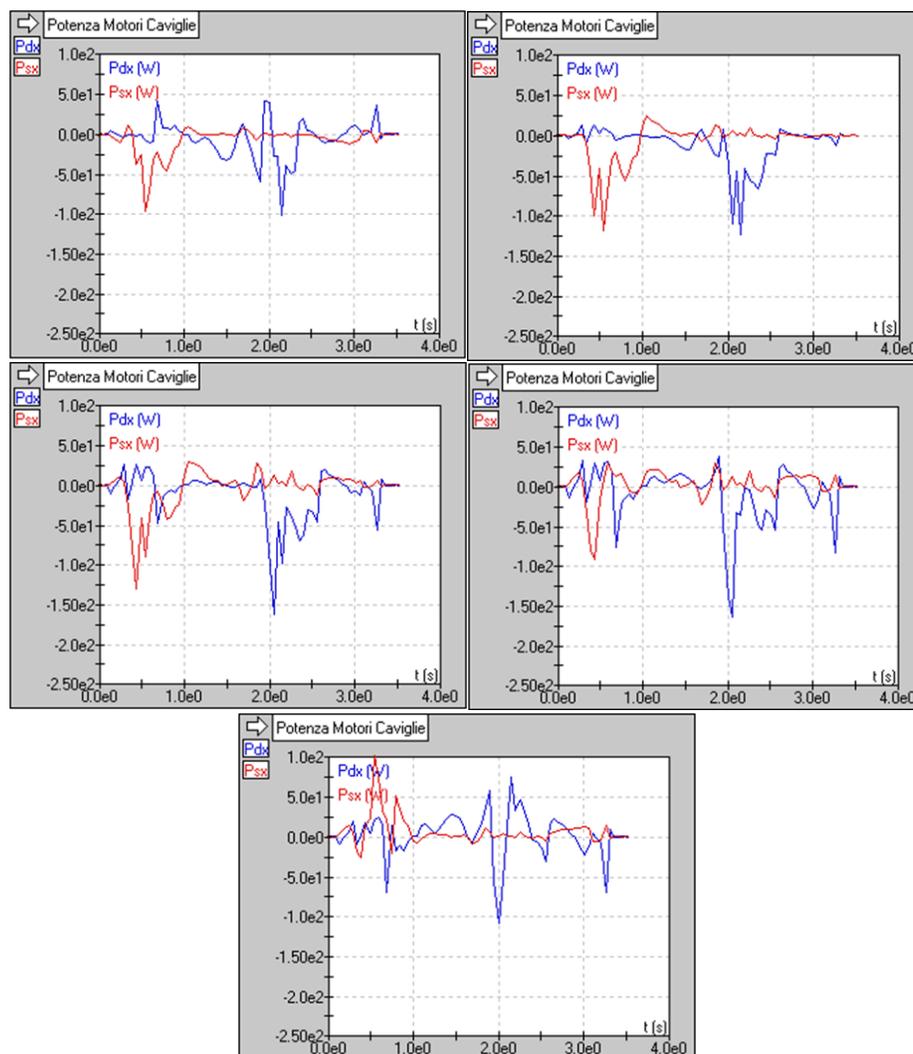


Figure 31: Misurazione di potenza dei motori sulle caviglie con lunghezze dell'attuatore della protesi di 16,4 cm, 17,4 cm, 18,4 cm, 19,4 cm e 20,4 cm rispettivamente

Dai grafici si può osservare come all'aumentare della lunghezza dell'attuatore il picco massimo di potenza durante la fase di spinta aumenti fino alla lunghezza di 18,4 cm e cominci poi a diminuire una volta oltrepassata quella soglia. Per le lunghezze più basse si può osservare che la potenza espressa dai motori durante le fasi di controlled plantarflexion e controlled dorsiflexion si avvicina di molto allo 0 in quanto l'energia necessaria a far ruotare la caviglia è fornita dalle molle. Quando l'attuatore è più lungo, tuttavia, si può vedere come la potenza abbia un profilo molto più irregolare e a volte addirittura di segno opposto. Questi dati evidenziano come sia importante il controllo della lunghezza dell'attuatore durante la camminata. E' importante infatti che venga espressa potenza nulla durante le fasi di CP e CD, ottenuta con una lunghezza minore, e che allo stesso tempo si abbia una potenza il più bassa possibile durante la powered plantarflexion, ottenuta con una lunghezza maggiore.

Scelta una lunghezza per l'attuatore di 17,4 cm sono stati misurati momento e potenza del motore sull'articolazione della caviglia.

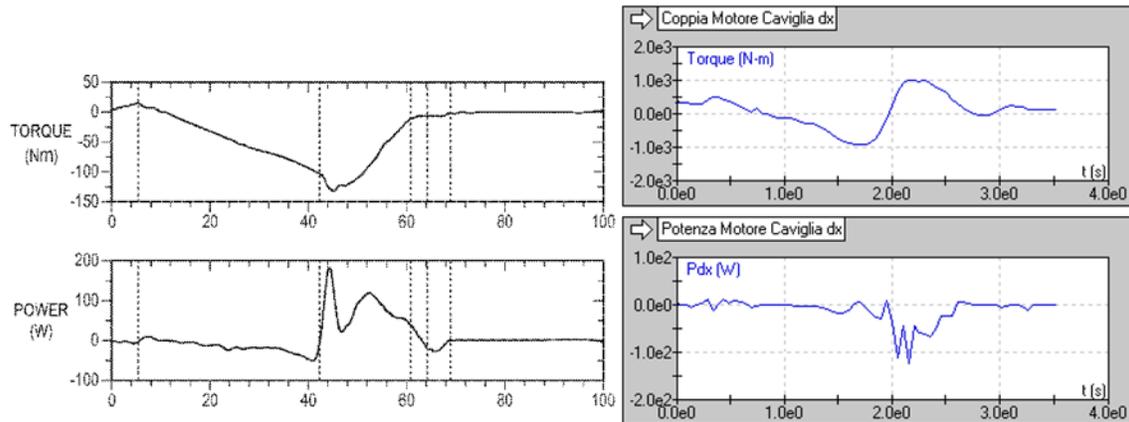


Figure 32: Confronto di brevetto e simulazione tra potenza dei motori e momenti esercitati sull'articolazione della caviglia di brevetto e simulazione

Dal confronto con i dati mostrati dal brevetto si può immediatamente osservare come il profilo di potenza espresso dal motore risulti simile sia da un punto di vista qualitativo che quantitativo. Il momento che viene esercitato sull'articolazione della caviglia invece, seppur disegni una curva che a prima vista può sembrare simile, evidenzia un'enorme disparità per quanto riguarda le unità di misura che differiscono addirittura nel loro ordine di grandezza. Ciò è dovuto alla diversa natura del motore utilizzato per la simulazione, che è di tipo rotazionale.

Tracciando i grafici di momento/angolo, inoltre, possiamo notare le somiglianze delle curve di brevetto e simulazione, nelle quali possono essere distinti i vari momenti della camminata.

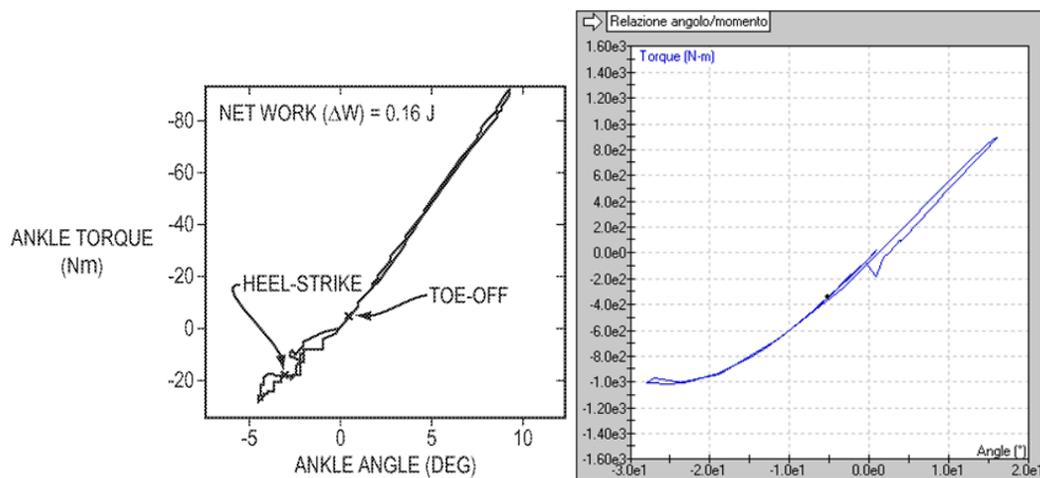


Figure 33: Confronto di brevetto e simulazione tra le relazioni momento/angolo

Per capire meglio il ruolo fondamentale che svolge la molla in parallelo nel meccanismo della protesi è stata misurata la potenza del motore sulla caviglia espressa in assenza della molla in parallelo, nonché con una molla a costante elastica più bassa (300 KN/m) ed una a costante elastica più alta (3000 KN/m)

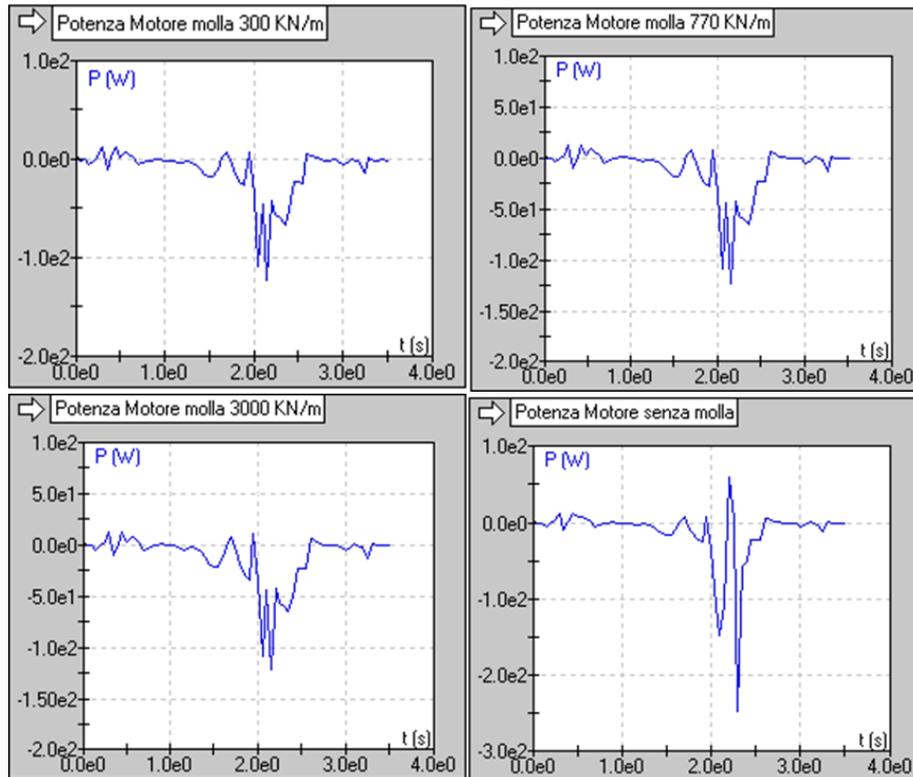


Figure 34: Misurazione di potenza dei motori sulle caviglie al variare della costante elastica della molla in parallelo

Dai grafici si può osservare che aumentando il valore della costante elastica della molla in parallelo non si va tanto ad alterare l'andamento della potenza del motore durante la PP, quanto invece è richiesto un maggiore intervento durante la fase di CD per comprimere la molla. Togliendo la molla invece si nota immediatamente come il motore debba emettere una potenza nettamente maggiore, circa il doppio. Da questi dati si evince immediatamente come scegliere la costante elastica corretta per la molla in parallelo sia fondamentale.

4.2.2 Confronto con protesi di tipo passivo

Confrontiamo ora la protesi in questione con la stessa priva di motore e con l'attuatore fermo. Questo tipo di modello rappresenta un esempio valido di protesi passiva per due motivi:

- Esistono altre protesi passive simili sul mercato
- Il design della protesi ha l'obiettivo di ridurre al minimo l'utilizzo e la potenza del motore, pertanto, anche senza i movimenti imposti dall'attuatore risulta essere una protesi passiva ad altissima efficienza

Misuriamo quindi la potenza espressa dagli attuatori atti a fornire la velocità orizzontale alle gambe. I due attuatori forniscono la stessa potenza, quindi ne viene considerato solamente uno.

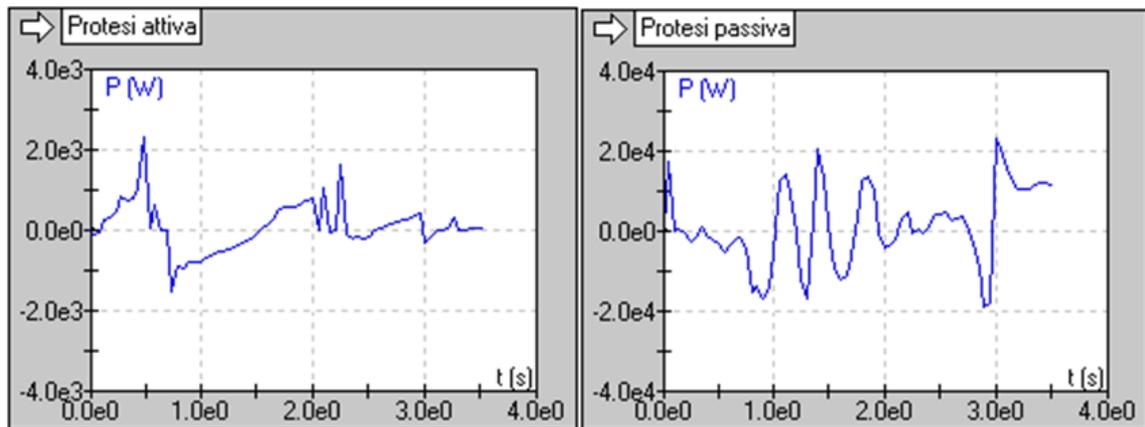


Figure 35: Confronto di protesi attiva e protesi passiva tra le potenze espresse dagli attuatori che conferiscono velocità orizzontale

La differenza tra le due è anche questa volta sostanziale, con la protesi attiva che permette agli attuatori di emettere una potenza ben dieci volte inferiore nonché molto più lineare. Questa discrepanza si traduce in vivo in un utilizzo di meccanismi compensatori, soprattutto a livello delle anche, che non solo richiedono un maggiore dispendio di energia, ma provocano anche degli scompensi[12].

E' stata misurata la potenza espressa dagli attuatori controllati in velocità anche ponendo solamente la protesi destra come passiva e lasciando attiva quella sinistra.

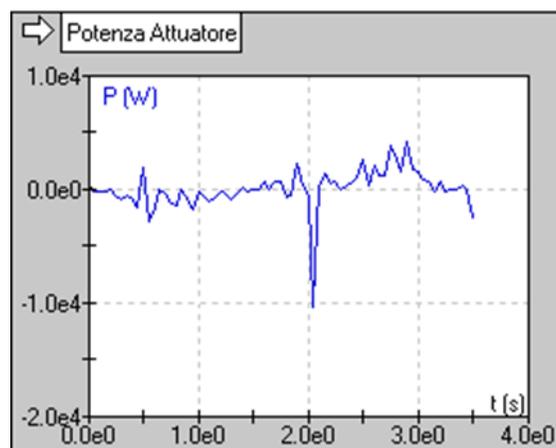


Figure 36: Potenza espressa dagli attuatori che impongono la velocità orizzontale nel caso in cui la protesi destra sia passiva e quella sinistra attiva

Il risultato mostra chiaramente la differenza tra le fasi di spinta della protesi attiva, che avviene all'incirca dopo mezzo secondo, e quella della protesi passiva, corrispondente al picco di potenza che si verifica dopo circa 2 secondi. Anche in questo caso la protesi attiva risulta più efficiente. L'angolo espresso dalla protesi attiva, inoltre, è del tutto simile a quello espresso dalla caviglia di un piede sano mentre per quanto riguarda la protesi di tipo passivo il range angolare coperto risulta molto inferiore.

5 Conclusioni

L'obiettivo di questo lavoro di tesi era quello di simulare il funzionamento della caviglia protesica di tipo attivo presentata nel brevetto n° US 11278433 B2 mediante il software Working Model 2D così da poterla confrontare con modelli di tipo passivo. Nell'elaborato si è fatto riferimento a tutto il processo di raccolta dati mediante stereofotogrammetria ponendo particolare attenzione allo studio degli angoli e dei momenti durante il gait cycle. Si è inoltre studiata l'architettura della protesi, i suoi componenti, il suo sistema di controllo e la sua cinematica. Infine, si è spiegato il processo di costruzione del modello nel software. Le simulazioni di camminata, confrontate con i dati sperimentali forniti dal brevetto, hanno evidenziato che il modello costruito, seppur lontano dall'essere perfetto, semplifica in maniera abbastanza fedele quello che è il comportamento della protesi. Nel particolare, inoltre, si è analizzato il motivo della scelta di alcune specifiche dei componenti, come le costanti elastiche delle molle. Il confronto con una protesi di tipo passivo ha messo in luce i numerosi vantaggi del possedere una protesi attiva, a cominciare dal minor dispendio di energia, alla camminata più fluida e simmetrica. Come supportato dalle ricerche effettuate, infine, l'adoperare di una protesi di tipo attivo può dare enormi vantaggi nella postura durante la camminata. In conclusione, quindi, da un punto di vista prettamente scientifico e non economico, una protesi di tipo attivo non solo migliora le prestazioni durante la camminata, ma migliora anche la postura e di conseguenza la salute e la qualità di vita presente e futura del paziente.

References

- [1] Sadiq Jafer Abbass and Ghaidaa Abdulrahman. Kinematic analysis of human gait cycle. *Al-Nahrain Journal for Engineering Sciences*, 16(2):208–222, 2013.
- [2] Aurelio Cappozzo, Fabio Catani, Ugo Della Croce, and Alberto Leardini. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical biomechanics*, 10(4):171–178, 1995.
- [3] Aurelio Cappozzo, Ugo Della Croce, Alberto Leardini, and Lorenzo Chiari. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. *Gait & posture*, 21(2):186–196, 2005.
- [4] RS Gailey, MA Wenger, Michele Raya, N Kirk, K Erbs, P Spyropoulos, and Mark S Nash. Energy expenditure of trans-tibial amputees during ambulation at self-selected pace. *Prosthetics and orthotics international*, 18(2):84–91, 1994.
- [5] Edward S Grood and Wilfredo J Suntay. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. 1983.
- [6] Hugh M Herr, Jeff A Weber, Kwok Wai Samuel Au, Bruce Wayne Deffenbaugh, Lee Harris Magnusson, Andreas G Hofmann, and Benjamin B Aisen. Powered ankle-foot prosthesis, March 22 2022. US Patent 11,278,433.
- [7] Han Houdijk, Eveline Pollmann, Marlies Groenewold, Han Wiggerts, and Wojtek Polomski. The energy cost for the step-to-step transition in amputee walking. *Gait & posture*, 30(1):35–40, 2009.
- [8] Flavia L Lombardo, Marina Maggini, Alessandra De Bellis, Giuseppe Seghieri, and Roberto Anichini. Lower extremity amputations in persons with and without diabetes in italy: 2001–2010. *PLoS One*, 9(1):e86405, 2014.
- [9] Michael Lars Palmer. *Sagittal plane characterization of normal human ankle function across a range of walking gait speeds*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2002.
- [10] Francesco Pellicano. *Meccanica applicata alle macchine*. Universita degli Studi, 2007.
- [11] Lot Roberto. Dispense del corso meccanica per bioingegneria. Università di Padova, 2022.
- [12] Anne K Silverman, Nicholas P Fey, Albert Portillo, Judith G Walden, Gordon Bosker, and Richard R Neptune. Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in response to increasing steady-state walking speeds. *Gait & posture*, 28(4):602–609, 2008.
- [13] Sawacha Zimi. Dispense del corso human movement bioengineering. Università di Padova, 2023.