

Università degli Studi di Bologna

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Dottorato in
ING-IND/13: MECCANICA APPLICATA ALLE MACCHINE
Ciclo XXI

Procedura di progettazione di protesi a basso costo per l'arto inferiore

Tesi di Dottorato di:
Ing. Corrado Borghi

Coordinatore:
Chiar.mo Prof. Vincenzo Parenti Castelli

Relatore:
Chiar.mo Prof. Vincenzo Parenti Castelli

Indice generale

1	Introduzione.....	2
2	Fisiologia del cammino.....	7
2.1	<i>Parametri globali del cammino.....</i>	7
2.2	<i>I determinanti del cammino.....</i>	9
2.2.1	Rotazione del bacino.....	10
2.2.2	Obliquità del bacino.....	11
2.2.3	Flessione del ginocchio in fase di appoggio.....	12
2.2.4	Meccanismi del piede e del ginocchio.....	14
2.2.5	Spostamento laterale del bacino.....	14
2.2.6	Ulteriori analisi dei determinanti.....	14
2.3	<i>Gli scambi energetici.....</i>	15
2.4	<i>Il supporto.....</i>	16
3	Le protesi d'arto inferiore.....	18
3.1	<i>Elementi di una protesi.....</i>	18
3.1.1	Invaso.....	19
3.1.2	Ginocchio.....	20
3.1.3	Piede e caviglia.....	21
3.2	<i>Prestazioni delle protesi.....</i>	22
4	Procedura di progettazione.....	26
4.1	<i>Lo strumento: il modello cinematico.....</i>	26
4.1.1	Angoli articolari e moto del centro di massa.....	26
4.1.2	Modello monopodalico e bipodalico.....	27
4.1.3	Segmenti corporei e articolazioni.....	29
4.1.4	Parametri dimensionali del modello.....	33
4.1.5	Equazioni di chiusura.....	35
4.1.6	L'appoggio.....	38
4.1.7	Problema 1.....	39
4.1.8	Problema 2.....	40
4.1.9	Utilizzo della soluzione dei Problemi 1 e 2.....	41
4.2	<i>La procedura.....</i>	44
4.3	<i>Un esempio applicativo.....</i>	48
4.3.1	Identificazione dei riferimenti.....	48
4.3.2	Eliminazione delle flessione del ginocchio in fase di appoggio.....	59
5	Conclusioni.....	64
	Bibliografia.....	66

1 Introduzione

L'obiettivo dell'attività di ricerca descritta in questa tesi è fornire linee guida per la progettazione di protesi d'arto inferiore, con particolare riferimento alla progettazione di protesi a basso costo.

La protesi d'arto inferiore è un dispositivo studiato per persone amputate o parzialmente prive dell'arto a causa di malformazioni congenite. Scopo della protesi è il raggiungimento o il recupero di parte delle funzionalità proprie dell'arto sano: la possibilità di camminare ed un recupero estetico dell'integrità della persona sono essenziali per permettere l'autonomia del paziente ed un suo inserimento sociale e lavorativo.

L'importanza di questi aspetti è stata percepita fin dall'antichità, tanto che si può far risalire la nascita della scienza protesica fino alla civiltà Egizia [1]. Tuttavia occorre attendere il XIX secolo perché la protesi d'arto inferiore divenga uno strumento più evoluto di un semplice involucro del moncone collegato ad un'asta di legno (Figura 1), ed inizino a comparire surrogati delle articolazioni. Un deciso miglioramento si ha con la Prima Guerra Mondiale, in seguito alla quale fu avvertita soprattutto negli Stati Uniti e in Germania la necessità di trattare e riabilitare opportunamente gli innumerevoli reduci amputati. Attualmente, grazie all'introduzione di nuovi materiali e tecnologie e ad una maggiore conoscenza della fisiologia del cammino, è possibile avere accesso a protesi sempre più sofisticate ed efficienti.

La comprensione del cammino, uno dei pilastri su cui poggia la scienza protesica dell'arto inferiore, resta tuttavia incompleta e continua a presentare aspetti controversi. Questo fatto è

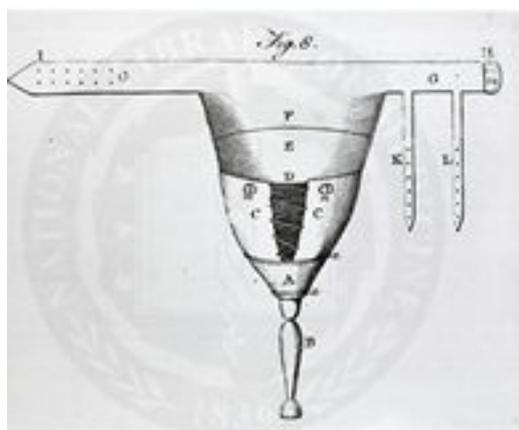


Figura 1. Protesi d'arto inferiore elaborata nel 1696 da Pieter Verduyn, medico olandese [1].

dovuto probabilmente alla notevole complessità del problema da studiare. Le prospettive da cui è possibile osservare il cammino ed altre attività legate alla deambulazione, quali la corsa e la salita di scale, ad esempio, sono infatti assai numerose. Fra queste si citano:

- i parametri geometrici globali (come la lunghezza del passo e la velocità di avanzamento);
- il consumo di energia metabolica;
- la generazione ed il trasferimento di energia meccanica;
- i carichi agenti sugli elementi anatomici;
- le forze muscolari richieste;
- la cinematica delle articolazioni.

Occorre inoltre considerare la grande variabilità presente tra diversi individui e la difficoltà di indagine, propria dei sistemi biologici, che risiede nella problematica separazione dei parametri da studiare.

La complessità del cammino e di altre attività legate alla deambulazione si riflette sulla progettazione della protesi e sulla valutazione delle sue prestazioni. Tale complessità è oltretutto accresciuta dalla profonda influenza di numerosi parametri quali il livello di amputazione (Figura 2, [2]), la lunghezza del moncone, lo stato del moncone e dei suoi muscoli residui, la natura dell'amputazione (traumatica o terapeutica), la presenza di patologie ed il tipo di dispositivi adottati [3][4][5]. A questo va aggiunto che, qualunque protesi venga utilizzata, essa impone delle limitazioni ed alterazioni che vengono compensate con strategie personali. Tutte le protesi d'arto inferiore attualmente in commercio, infatti, mancano di attuatori che sostituiscano i muscoli, risultando quindi “passive”, ovvero poste in movimento grazie agli spostamenti del corpo.

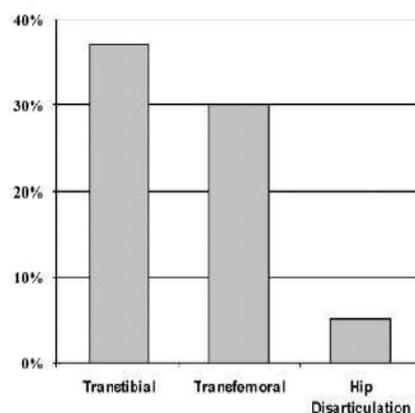


Figura 2. Incidenza su base mondiale del livello di amputazione rispetto al totale di amputati (comprensivo dell'arto superiore) [2].

L'approccio comunemente adottato nella progettazione è quello di cercare di mimare il cammino "normale" nel tentativo di replicarne tutti i parametri fisiologici, ipotizzando di poter ottenere in questo modo il massimo delle prestazioni possibili. Nelle scelte progettuali, soprattutto in tempi recenti, risulta inoltre determinante la strategia di marketing, essendo attualmente l'innovazione e la tecnologia di più alto livello prodotte da multinazionali del settore protesico, che hanno finalità di mercato. Questi fattori hanno a volte portato a produrre modelli di protesi aventi esclusive funzionalità i cui benefici, tuttavia, non sono provati da evidenze scientifiche [4][5][6].

Il lavoro presentato in questa tesi si focalizza su un ambito, quello del basso costo, che ha esigenze differenti. L'obiettivo non consiste nel puntare al raggiungimento del massimo delle prestazioni, bensì nell'ottenere il miglior compromesso tra prestazioni e costo. Per far ciò occorre una conoscenza profonda dei dispositivi protesici e delle attività legate alla deambulazione al fine di individuare quali sono gli aspetti *essenziali* per garantire al paziente una buona qualità di vita. Solo questi aspetti dovranno essere selezionati al fine di ottenere la massima semplificazione della protesi e ridurre il più possibile i costi. Il settore del basso costo possiede quindi, per le competenze che richiede, una significativa rilevanza scientifica. Per questo ambito esiste infatti uno specifico filone di letteratura. Cummings ha raccolto in una approfondita *review* 130 articoli che trattano tale settore [7], ed una rivista in particolare dedica ad esso molto spazio (*Prosthetics and Orthotics International*).

L'interesse per le protesi a basso costo è sentito dalle fasce meno abbienti dei paesi occidentali ma principalmente dai segmenti più poveri di popolazione presenti soprattutto nei paesi in via di sviluppo, in particolare quelli colpiti da conflitti armati. Una stima conservativa del 1990 riferisce di 3-4 milioni di abitanti di paesi in via di sviluppo aventi necessità di protesizzazione, dei quali l'80% non in grado di affrontare la spesa necessaria [7]. Nel solo 2001 la Croce Rossa Internazionale ha fornito in 14 Paesi 16501 protesi, delle quali 9779 per vittime di mine antiuomo [8]. Uno degli strumenti proposti da Vossberg per affrontare questa problematica consiste nel "rimpiazzare una tecnologia che è caratterizzata da alti costi ed ultra-sofisticazioni da una che sia accettabile in termini di costi-benefici ed efficacia, adeguatezza tecnica ed adattabilità ambientale" [9]. Poonekar, riferendosi in particolare all'India, propone nel 1992 una lista [10], ancora attuale e significativa, di caratteristiche specifiche che questa tecnologia deve possedere:

- basso costo;
- reperibilità in loco;
- fabbricabilità manuale;
- adeguatezza al clima locale ed alle condizioni di lavoro;

- durevolezza;
- semplicità di riparazione;
- semplicità di produzione sfruttando le potenzialità di lavoro locali;
- riproducibilità ad opera del personale locale;
- funzionalità tecnica (non gratuitamente *hi-tech*);
- adeguatezza biomeccanica;
- leggerezza;
- adeguatezza cosmetica;
- accettabilità psicologica.

Nonostante le soluzioni proposte in questo ambito e le significative analisi reperibili nella letteratura, si è osservato che i criteri di progettazione delle protesi a basso costo, ove questi sono esplicitati, difficilmente fanno riferimento ad un metodo rigoroso e ripetibile. Più spesso la progettazione è basata su indicazioni di tipo qualitativo che provengono da esperti del settore, da sondaggi effettuati fra i pazienti o da prove sperimentali eseguite su pochi soggetti. E' emblematico il caso del noto piede Jaipur, che ha larghissima diffusione in India, e non solo, fin dagli anni '70, ma per il quale non è reperibile una validazione sperimentale delle prestazioni se non quella fornita recentemente da Jensen e colleghi [11].

Con il presente lavoro si intende focalizzare la scarsa strutturazione della metodologia di progettazione che riguarda in particolare le protesi a basso costo. Si ritiene infatti che migliorando tale aspetto sia possibile incrementare significativamente le loro prestazioni. A questo fine si propone una procedura che possa permettere di selezionare i requisiti essenziali che la protesi deve possedere, utilizzando ed approfondendo le conoscenze relative alla deambulazione e la comprensione delle strategie adottate dall'organismo per muoversi con le protesi. L'obiettivo è quello di realizzare un'indagine quanto più possibile oggettiva, quantificabile e ripetibile. Per fare questo è necessario un modello che permetta di analizzare singolarmente tutti i parametri in gioco nella deambulazione e di valutare l'impatto prodotto dalla loro modifica sul sistema corporeo, in particolare relativamente agli aspetti cinematici, dinamici ed energetici. E' così possibile individuare quali sono le caratteristiche fondamentali che una protesi deve possedere e quali invece possono essere eliminate.

La ricerca in letteratura di un idoneo modello non ha prodotto risultati soddisfacenti, nonostante i numerosi modelli del corpo e del cammino individuati. Non volendo effettuare una selezione a priori dei movimenti da ritenersi significativi, come raccomandano Twiste e Rithalia [6], sono stati esclusi i modelli piani (si citano per rilevanza [12][13][14]) ed i modelli che prevedono un numero di gradi di libertà per le articolazioni inferiore a quello

fisiologico [15]. Un approccio più completo nelle tre dimensioni è proposto da Apkarian et al. [16] e da Doriot e Cheze [17]. Il primo tuttavia utilizza una definizione degli angoli per i giunti articolari lontana dalla comune pratica clinica e dalla proposta di standardizzazione presentata dall'International Society of Biomechanics [18]. Il secondo descrive invece l'orientamento dei singoli membri del modello senza esplicitare gli angoli. Per i differenti scopi per i quali sono stati elaborati, entrambi i modelli non offrono una soddisfacente descrizione del piede e sono proposti per la rappresentazione di un singolo arto per volta. Per questi motivi, come sarà evidenziato nella sezione 4.1, tali modelli non sono idonei agli scopi prefissati ed un apposito modello è stato implementato.

Nei seguenti capitoli verranno presentati gli aspetti fondamentali che caratterizzano il cammino sia fisiologico che con protesi, in modo da identificare una possibile strategia adottata dal sistema corporeo per camminare con queste ultime. Grazie ad un modello che sarà appositamente definito, e sfruttando la strategia identificata, potranno essere realizzate delle simulazioni del cammino per delineare in modo oggettivo il comportamento di possibili soluzioni protesiche innovative. Con tali simulazioni sarà quindi individuata una procedura di progettazione imperniata sull'utilizzo di indici quantitativi di valutazione. Verrà infine mostrato un esempio applicativo della procedura proposta che focalizzerà gli aspetti cinematici della progettazione.

2 Fisiologia del cammino

In questo capitolo vengono considerati gli aspetti ritenuti di maggiore interesse e rilievo nello studio del cammino. Tali aspetti sono presentati nell'ottica di individuare gli obiettivi fondamentali perseguiti dall'apparato di locomozione per realizzare il cammino con la massima efficienza.

2.1 Parametri globali del cammino

In questa sezione si intende fornire una nomenclatura di base utile alla definizione del cammino umano e delle sue fasi, nonché dei parametri con cui viene più frequentemente analizzato.

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

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

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

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

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

- *doppio appoggio*: con riferimento ad entrambi gli arti inferiori, è l'intervallo di tempo in cui entrambi sono in appoggio.

La *velocità di avanzamento* è definita come il rapporto tra lo stride e il tempo di ciclo, ed è la stessa per tutti i punti del corpo. In Figura 3 ([19]) sono riportati i parametri ora descritti.

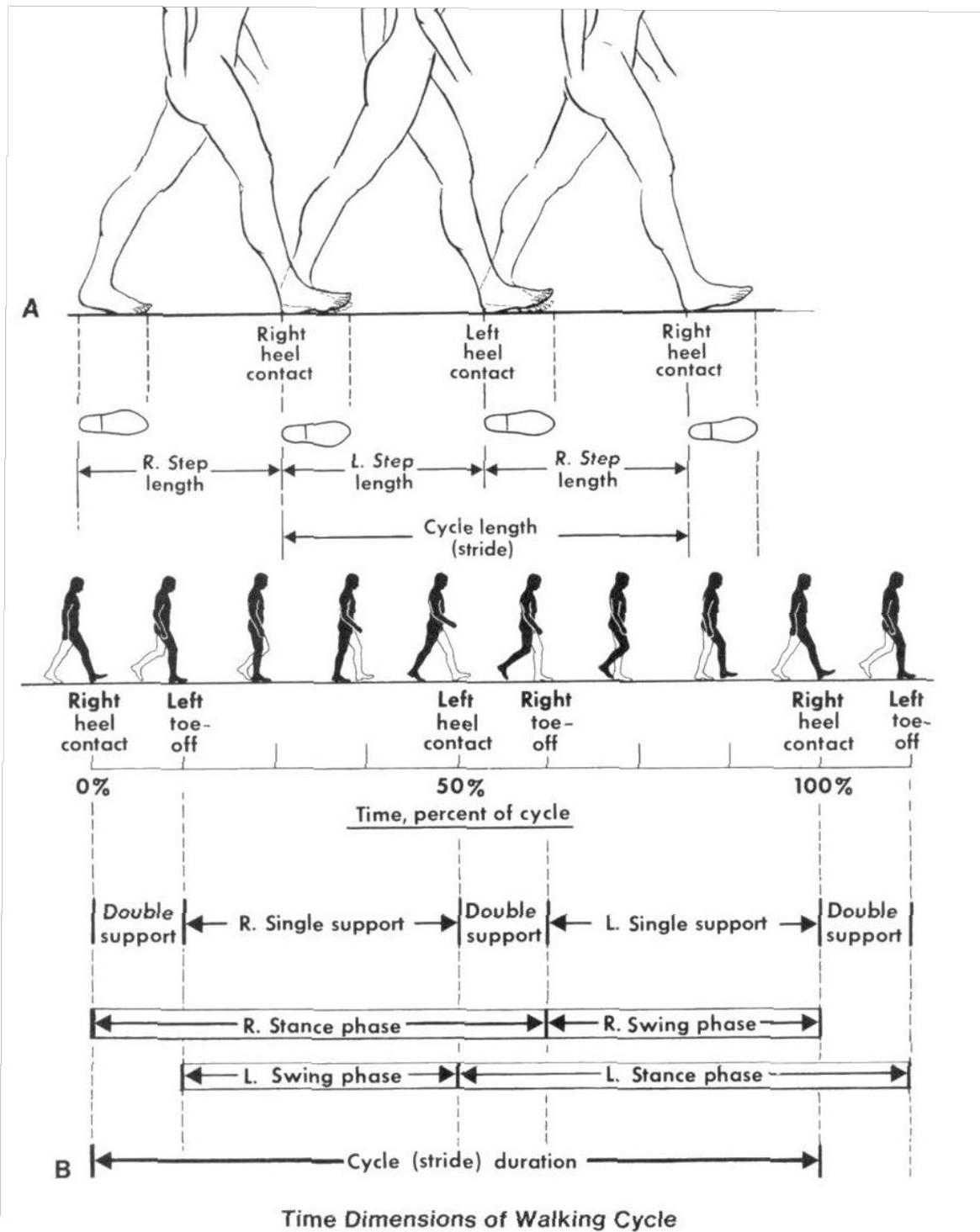


Figura 3. Distanze (A) e dimensioni (B) del ciclo del cammino [19].

2.2 I determinanti del cammino

La conoscenza e l'attuale interpretazione del cammino devono molto agli studi effettuati fin dagli anni '50 da Saunders, Inman e colleghi. Essi per primi hanno legato il moto degli arti inferiori e del bacino al moto del centro di massa del corpo (la posizione del centro di massa viene considerata approssimabile con la posizione di un punto fisso solidale al bacino, calcolato nella postura di riposo. È tuttora di comune pratica clinica utilizzare un punto del bacino per valutare il moto del centro di massa, presentando i due moti un andamento analogo e strettamente correlato [20][21][22]). In particolare in un noto articolo [23] Saunders et al. ipotizzano che la condizione di minimo dispendio energetico sia ottenuta con un andamento lineare a velocità costante del centro di massa. Quanto più il moto del centro di massa presenterà ampie oscillazione o repentini cambiamenti di direzione tanto maggiore sarà il costo energetico del cammino stesso. Per questo motivo, sostengono Saunders e colleghi, il moto del centro di massa risulta avere una traiettoria sinusoidale con ampiezza verticale media di soli 44 mm ed ampiezza orizzontale media di 46 mm (Figura 4).

Le strategie adottate dagli arti inferiori per realizzare tale traiettoria sono dette determinanti (*determinants*) del cammino. Questi sono individuati confrontando il cammino fisiologico con un ipotetico “cammino base”, detto cammino a compasso (*compass gait*, vedi Figura 5). Fino agli anni '90 le teorie proposte da Saunders, Inman e colleghi riguardo ai determinanti sono state comunemente accettate senza una approfondita verifica sperimentale. Verranno ora presentati i determinanti del cammino secondo le loro teorie tradizionali insieme ad alcune critiche e correzioni elaborate in tempi più recenti.

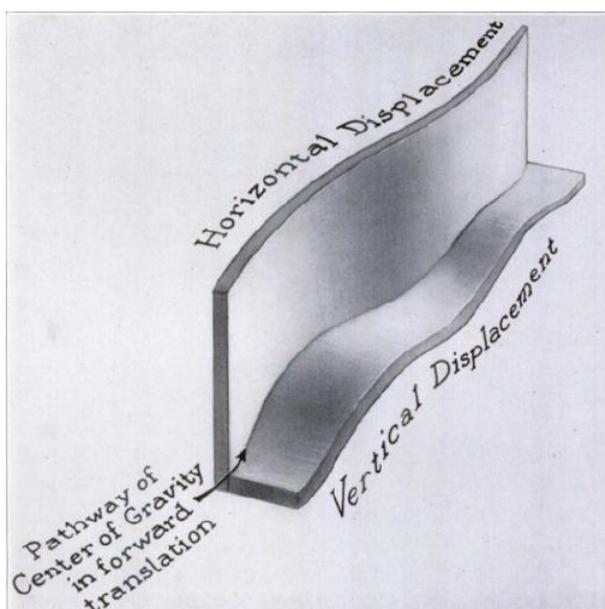


Figura 4. Moto del centro di massa. Da Saunders et al. [23].

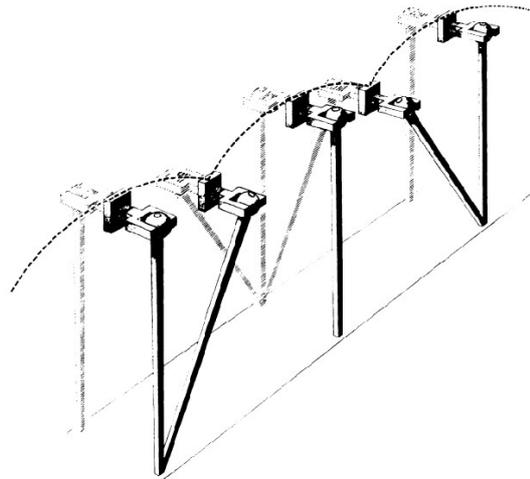


Figura 5. Cammino a compasso (*compass gait*). Da Saunders et al [23].

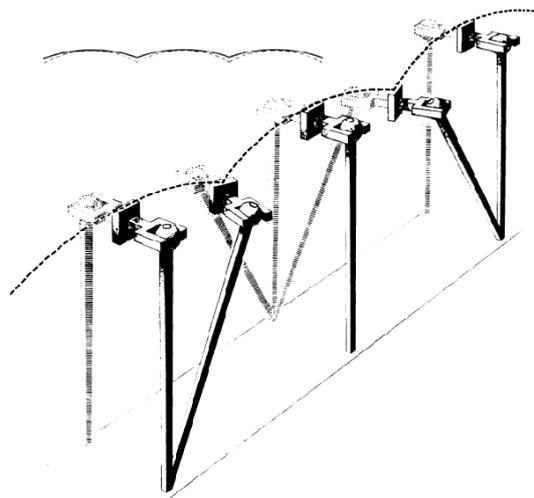


Figura 6. Primo determinante: rotazione del bacino. Da Saunders et al [23].

2.2.1 Rotazione del bacino

Durante la fase di doppio appoggio il bacino ha una rotazione intorno ad un asse verticale tale da portare avanti l'anca corrispondente al piede più avanzato. Questa rotazione produce un innalzamento del centro di massa nel momento in cui questo si trova alla minima altezza e diminuisce quindi l'escursione verticale totale (Figura 6).

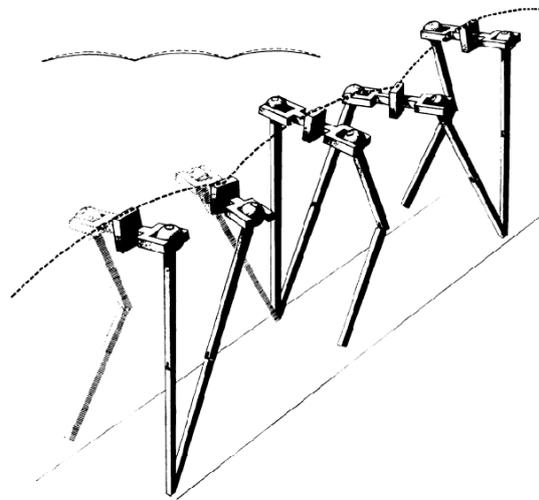


Figura 7. Secondo determinante: obliquità del bacino. Da Saunders et al [23].

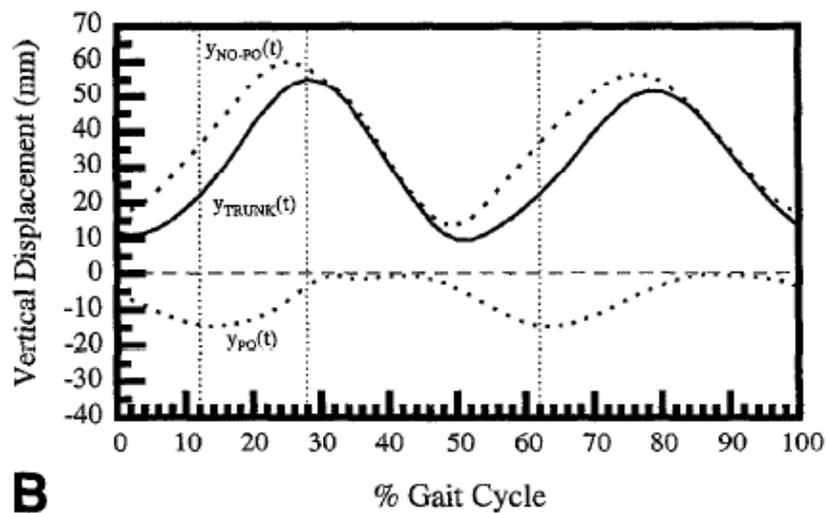


Figura 8. Moto verticale del centro del bacino ($y_{TRUNK}(t)$, linea continua) e moto teorico dello stesso in assenza dell'obliquità del bacino ($y_{NO-PO}(t)$, linea tratteggiata). La curva $y_{PO}(t)$ è la differenza istante per istante fra le due e rappresenta il contributo dell'obliquità del bacino. Da Gard e Childress [24].

2.2.2 Obliquità del bacino

Durante la fase di singolo appoggio il bacino ruota intorno intorno ad un asse antero-posteriore in modo da portare più in basso l'anca corrispondente all'arto in fase di volo. Questa rotazione genera secondo Saunders e colleghi un abbassamento del centro di massa nel punto di massima altezza e ne diminuisce ulteriormente l'escursione verticale (Figura 7). Gard e Childress [25] hanno tuttavia sperimentalmente rilevato che l'obliquità del bacino non produce in effetti nessuna riduzione dell'escursione verticale del centro di massa, bensì uno sfasamento in ritardo di circa 10-15°. L'obliquità del bacino può essere interpretata come funzionale all'assorbimento dell'urto dovuto all'impatto del tallone col suolo.

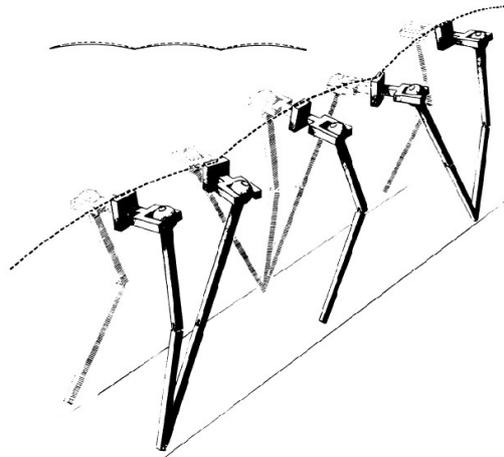


Figura 9. Terzo determinante: flessione del ginocchio in fase di appoggio. Da Saunders et al. [23].

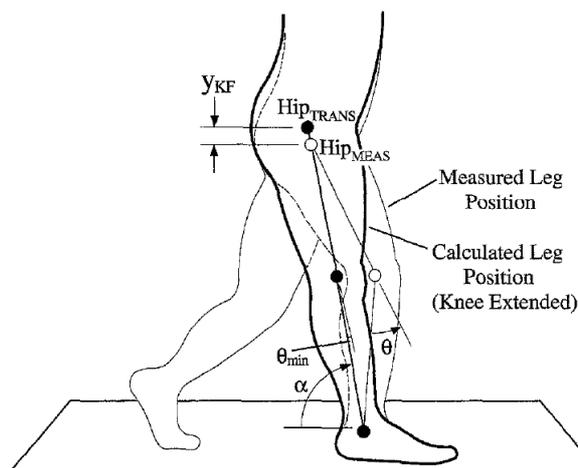


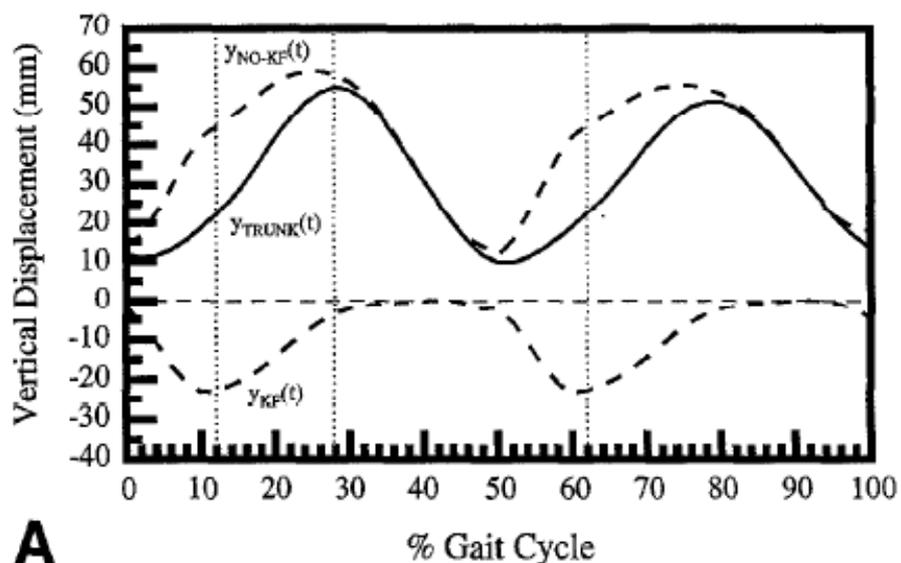
Figura 10. Modello per la valutazione degli effetti prodotti dalla flessione del ginocchio in fase di appoggio. La configurazione in assenza di flessione viene ottenuta per via teorica in modo tale che la posizione sperimentale del centro dell'anca si trovi sulla congiungente anca-caviglia calcolata teoricamente. Da Gard e Childress [24].

2.2.3 Flessione del ginocchio in fase di appoggio

Secondo l'interpretazione di Saunders e colleghi il ginocchio si trova in estensione all'inizio della fase di appoggio mentre è flesso quando il centro di massa si trova alla massima altezza. Questa flessione abbasserebbe il picco di altezza e conseguentemente ridurrebbe l'escursione verticale (Figura 9). Analizzando alcuni dati sperimentali (Figura 10) Gard e Childress [24] giungono tuttavia alla conclusione che tale flessione è praticamente ininfluente sull'entità dell'escursione verticale. Essa genererebbe invece un ritardo di fase di

circa il 2-4% del tempo di ciclo (Figura 11) e sarebbe quindi meglio interpretabile come funzionale all'assorbimento dell'urto del tallone col suolo, come l'obliquità delle pelvi

La spiegazione della funzione della flessione del ginocchio in fase di appoggio è tuttora complessa e controversa. Esistono infatti prove sperimentali a sostegno sia dell'interpretazione di Saunders et al. [26][27] che di Gard e Childress [28][29].



A Figura 11. Moto verticale del centro del bacino ($y_{TRUNK}(t)$, linea continua) e moto teorico dello stesso in assenza della flessione del ginocchio in fase di appoggio ($y_{NO-KF}(t)$, linea tratteggiata). La curva $y_{KF}(t)$ è la differenza istante per istante fra le due e rappresenta il contributo della flessione del ginocchio. Da Gard e Childress [24].

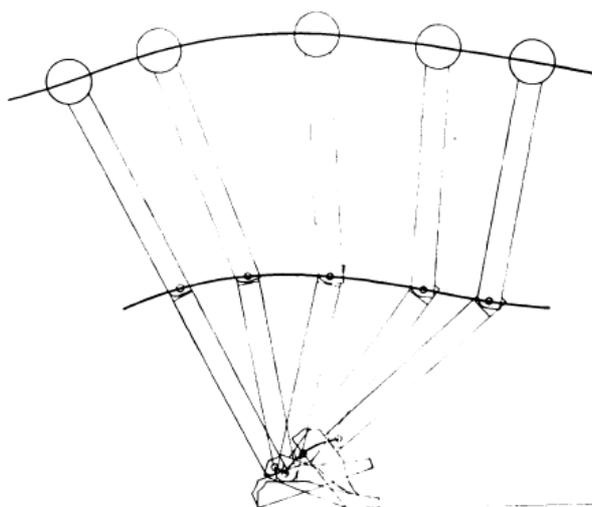


Figura 12. Quarto e quinto determinante: meccanismi del piede e del ginocchio. Da Saunders et al. [23].

2.2.4 Meccanismi del piede e del ginocchio

Per Saunders et al. il ginocchio ed il piede hanno un moto strettamente correlato che è funzionale principalmente ad ammorbidire la traiettoria del centro di massa (Figura 12).

2.2.5 Spostamento laterale del bacino

Il centro di massa del corpo si sposta lateralmente sulla gamba di appoggio due volte durante lo *stride*. Lo spostamento è provocato dalla traslazione laterale del bacino o dall'adduzione relativa dell'anca. Se gli arti inferiori fossero paralleli l'uno all'altro lo spostamento laterale sarebbe la metà della distanza tra i centri dell'anca. Un eccessivo spostamento laterale è corretto dall'angolo tibio-femorale, che lo riduce in modo consistente [30].

2.2.6 Ulteriori analisi dei determinanti

Una valutazione approfondita e puntuale dell'influenza dei singoli determinanti è stata realizzata da Della Croce e colleghi [31]. Parte dei risultati ottenuti dalla loro analisi è mostrata in Figura 13. Si noti che ulteriori determinanti sono stati considerati, quali la flessione del ginocchio nella fase iniziale (*ipsi-lateral knee flexion*) e terminale (*contra-lateral knee flexion*) dell'appoggio. Questi ultimi due determinanti aumentano significativamente, invece che diminuire, l'ampiezza del moto verticale del centro di massa. L'evidenza di maggiore rilievo consiste tuttavia nell'identificazione del ruolo dominante svolto dal sollevamento del tallone, posto invece in secondo piano da Saunders e colleghi. Si osserva inoltre che la flessione del ginocchio durante l'appoggio risulta avere una modesta influenza.

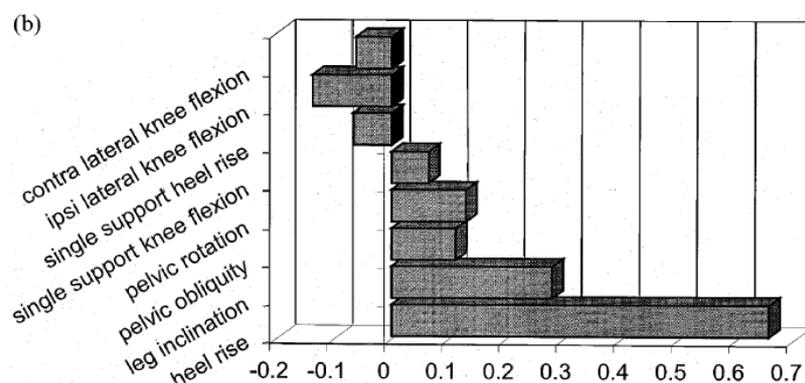


Figura 13. Influenza dei determinanti sul moto verticale del centro di massa. Da Della Croce et al. [31].

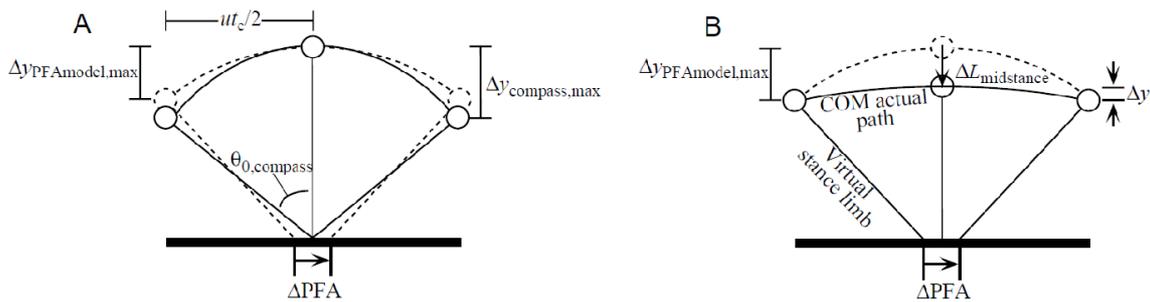


Figura 14. Modelli interpretativi utilizzati da Lee e Farley [32] per valutare l'effetto dello spostamento del punto di appoggio del piede (A) e dell'accorciamento virtuale della gamba (B) sull'altezza del centro di massa. Lo spostamento del punto di appoggio è indicato con ΔPFA e l'accorciamento virtuale con ΔL .

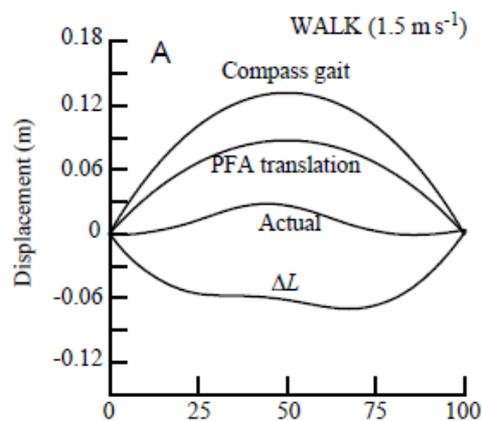


Figura 15. Contributi al moto verticale del centro di massa dovuti all'accorciamento virtuale della gamba, ΔL , e allo spostamento del punto di appoggio del piede ΔPFA [32].

Lee e Farley [32] hanno svolto un altro studio che considera l'effetto combinato di vari determinanti sull'ampiezza di oscillazione verticale del centro di massa sia per il cammino che per la corsa. In particolare hanno definito una lunghezza virtuale della gamba durante l'appoggio calcolata come la distanza sul piano sagittale tra il centro di massa e il punto di appoggio del piede. Hanno quindi valutato l'influenza e l'entità della compressione virtuale della gamba e dello spostamento in avanti del punto di appoggio del piede (Figure 14 e 15).

2.3 Gli scambi energetici

Un interessante punto di vista alternativo per l'analisi del cammino è stata storicamente proposto e sostenuto da Cavagna e colleghi [33]. Esso consiste sostanzialmente nella valutazione della conversione dell'energia del corpo da cinetica a potenziale e viceversa.

Per Cavagna et al. il cammino a compasso predice accuratamente l'andamento generale delle fluttuazioni di energia del corpo. A velocità di avanzamento ridotte, l'energia cinetica e

l'energia potenziale gravitazionale del centro di massa sono infatti praticamente in opposizione di fase. Durante la prima metà della fase di appoggio la velocità di avanzamento del centro di massa decresce, mentre il busto si solleva lungo una traiettoria ad arco intorno al piede in appoggio. In questa fase l'energia cinetica è convertita in energia potenziale. Durante la seconda metà della fase di appoggio si realizza il processo inverso: aumenta l'energia cinetica e diminuisce quella potenziale. Questo scambio di energia è simile a quello che avviene in un pendolo. Un pendolo inverso ideale, come quello realizzato mediante il cammino a compasso, permette uno scambio perfetto dell'energia.

Cavagna e colleghi hanno sperimentalmente rilevato che durante il cammino fisiologico lo scambio di energia dovuto al meccanismo del pendolo inverso riduce il lavoro meccanico richiesto ai muscoli fino al 70%. Una delle ragioni fornite per spiegare il non completo scambio di energia è che le entità di fluttuazione delle energie cinetica e potenziale non sono le stesse.

Questa prospettiva di analisi evidenzia i vantaggi in termini di efficienza ottenibili con un cammino attuato mantenendo le ginocchia in estensione durante l'appoggio, in contrapposizione a quanto ipotizzato da Saunders e colleghi (vedi paragrafo 2.2.3).

2.4 Il supporto

Durante il cammino gli arti inferiori devono contemporaneamente sia consentire l'avanzamento del corpo che sostenerlo, evitando il collasso del ginocchio nella fase di appoggio. Quest'ultima funzione è stata studiata in particolare da Winter [34], che ha individuato un principio globale di supporto rispettato anche in presenza di patologie della locomozione. Winter ha osservato che il collasso dell'arto inferiore non avviene solamente con una flessione del ginocchio ma contemporaneamente ad una flessione di anca e caviglia. Il collasso viene quindi evitato con il contributo dei muscoli estensori di tutte e tre le articolazioni. Indicando con M_s la somma algebrica dei tre momenti estensori (Figura 16), Winter osserva che tale momento risultante è sempre positivo ed ha un andamento molto più regolare e ripetibile dei momenti estensori di anca, ginocchio e caviglia considerati singolarmente. Tale principio è stato validato da un'analisi sperimentale realizzata misurando la posizione delle articolazioni interessate ed i valori forniti da una piattaforma di forza (Figura 17).

$$M_s = M_k - M_a - M_h$$

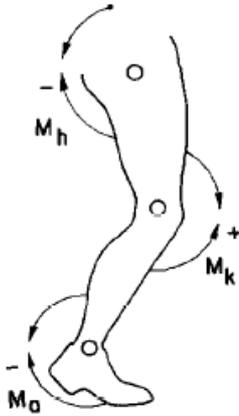


Figura 16. Definizione e calcolo di M_s [34].

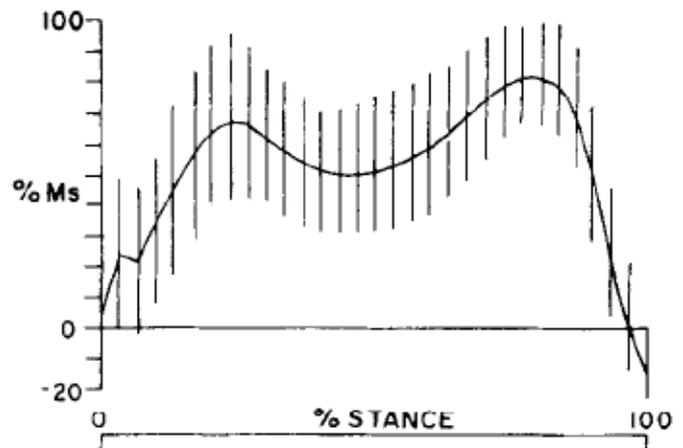


Figura 17. Andamento medio e deviazione standard di M_s durante le fasi di appoggio per 33 soggetti normali e patologici [34].

3 Le protesi d'arto inferiore

In questo capitolo si intende fornire una sintetica panoramica degli elementi fondamentali che costituiscono una protesi e delle principali modalità di valutazione delle loro prestazioni. Si farà riferimento in particolare ai dispositivi ideati e prodotti per il settore del basso costo, utilizzati soprattutto nei Paesi in via di sviluppo (PVS).

3.1 Elementi di una protesi

Per la riabilitazione del paziente privo di parte dell'arto inferiore possono essere adottati un'ampia varietà di elementi protesici, differenti in particolare a seconda del livello di amputazione o malformazione congenita (Figura 18). Verranno di seguito descritte alcune tipologie di dispositivi per la realizzazione di involucro, ginocchio e meccanismo di piede-caviglia.

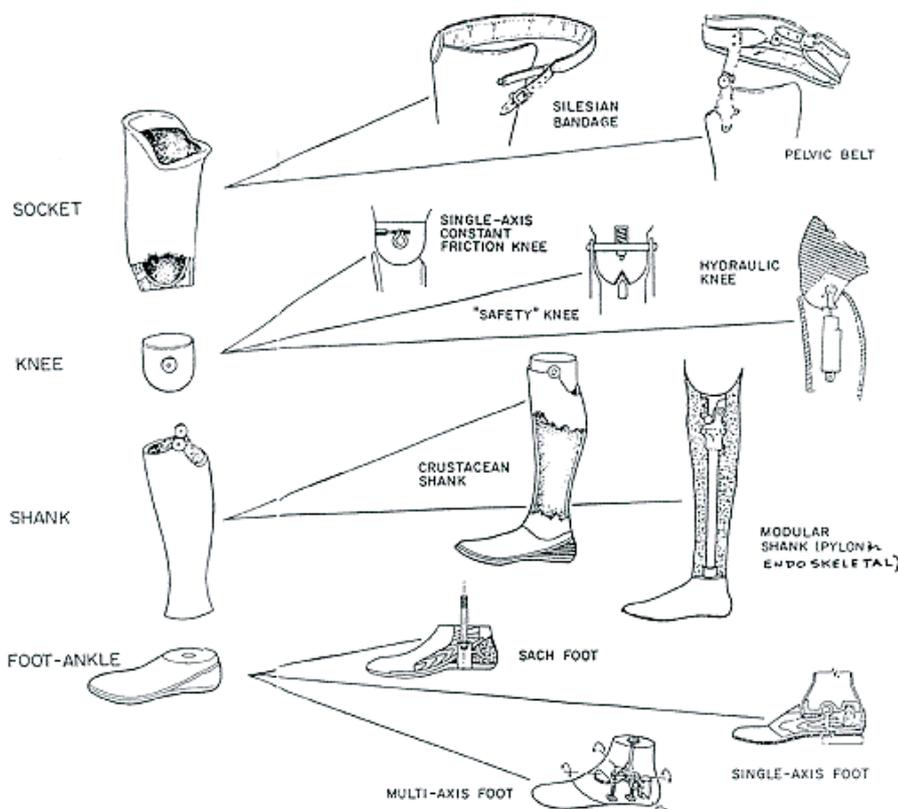


Figura 18. Alcuni possibili componenti per la realizzazione di una protesi per amputati trans-femorali [35].

3.1.1 Invaso

L'invaso è l'elemento che costituisce l'interfaccia tra il paziente e la protesi, permettendo il fissaggio di quest'ultima. Esso è cruciale per determinare la comodità e la stabilità della protesi, e quindi anche la sua accettabilità da parte del paziente.

Per le amputazioni trans-femorali possono essere individuate due categorie fondamentali di invasore [36][37]:

- *quadrilaterale*: permette un supporto diretto del carico ischiale, con un bordo posteriore relativamente orizzontale che esercita una pressione verticale sul bacino, verso l'alto;
- *a contenimento ischiale*: presenta un bordo postero-mediale inclinato per l'appoggio della tuberosità ischiale, che avviene 3 o 4 cm sotto l'estremità del bordo.

La prima tipologia è idonea per monconi duri con la muscolatura degli adduttori intatta. E' inoltre indicata per pazienti anziani e disabili.

La seconda è indicata per pazienti che hanno monconi corti e instabili, per i praticanti di attività sportive e per gli amputati bilaterali.

Per gli amputati trans-tibiali la soluzione standard è costituita da un invasore che appoggia sul tendine patellare. Tuttavia non tutti i pazienti tollerano questo design. Modelli alternativi prevedono un sistema di sospensione a suzione od un elemento di silicone aderente che funge da interfaccia tra il moncone e l'involucro esterno [36].

Per la fabbricazione dell'invasore sono comunemente impiegati i materiali termoplastici, i quali presentano numerosi vantaggi, fra cui basso costo, leggerezza e velocità di formatura. Nei PVS vengono tuttavia attualmente prodotti anche invasi in legno, a causa della maggiore reperibilità del materiale (pur risultando maggiormente pesanti e necessitando di un maggior tempo di lavorazione). Nei PVS occorre inoltre tenere presente che frequentemente i monconi sono peggio trattati chirurgicamente e presentano importanti cicatrici dovute alla maggior incidenza della natura traumatica dell'amputazione, ad esempio a causa di mine antiuomo [38].

Per quanto riguarda la manifattura dell'invasore, Walsh et al. hanno fornito un contributo originale proponendo un sistema computerizzato remoto idoneo per i PVS [39].

3.1.2 Ginocchio

Le funzioni principali che devono essere svolte dal ginocchio sono essenzialmente due [37]. Esse sono:

- *stabilità*: durante la fase di appoggio il ginocchio deve garantire sicurezza nell'accettazione del carico ed evitare di collassare [37];
- *clearance*: durante la fase di volo il ginocchio deve flettersi per lasciare uno spazio tra il piede e il suolo, evitando di inciampare [40].

Nella fase di volo risulta inoltre importante che:

- il piede sia accelerato all'inizio dello swing e decelerato al termine, prima dell'appoggio al suolo, per evitare l'urto dovuto al raggiungimento del fine-corsa;
- l'accelerazione e la decelerazione si adattino automaticamente alla velocità di avanzamento utilizzata.

Un esauriente panoramica dei possibili meccanismi di ginocchio protesico è fornita da [41].

Le protesi di ginocchio possono essere classificate in base al meccanismo che permette la rotazione come:

- a singolo asse ;
- policentriche (la più comune è a quattro barre, come in Figura 19b).

La stabilità nella fase di appoggio e il moto della gamba nella fase di volo possono essere controllate con blocco manuale (Figura 19c), con frizioni costanti (generalmente associate all'impiego di elementi elastici), e con pistoni a fluido (gas o liquido). L'assenza della frizione ha il limite di non prevenire l'urto del fine corsa, mentre l'utilizzo della frizione costante non si adatta alle diverse velocità di avanzamento e rende più difficoltosa la fase di accelerazione del piede all'inizio della fase di volo. L'impiego del controllo elettronico nella regolazione della resistenza del ginocchio rappresenta un'innovazione certo notevole per il miglioramento delle prestazioni, ma risulta attualmente disponibile a costi molto elevati (Figura 19a).

Nei PVS vengono impiegati principalmente ginocchi a singolo asse con blocco manuale o a frizione costante. Il ginocchio del sistema ICRC-polyetilene della Croce Rossa è a singolo asse senza frizione [42].

Le specifiche progettuali del ginocchio sono espresse efficacemente da [37].

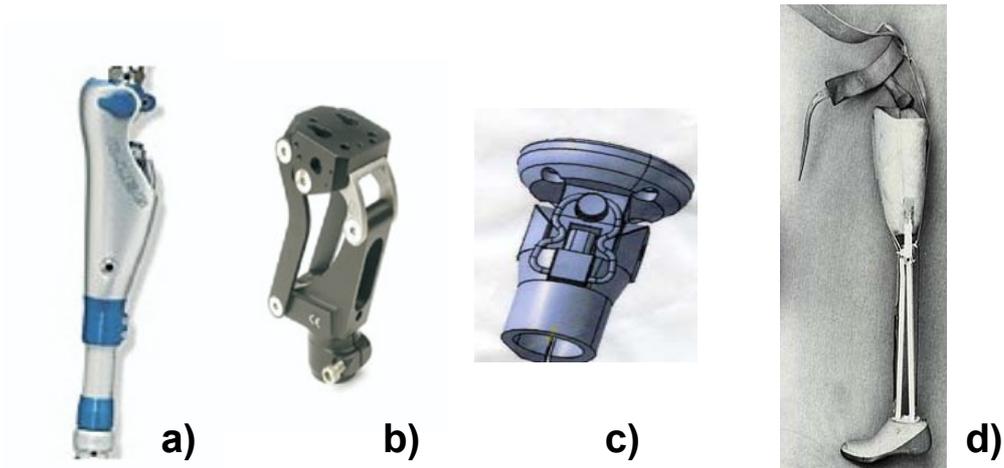


Figura 19. Ginocchio a controllo elettronico (a), policentrico a 4 barre (b), a singolo asse e blocco manuale (c); arto protesico per PVS proposto da Angarami e Samaria [43] (d).

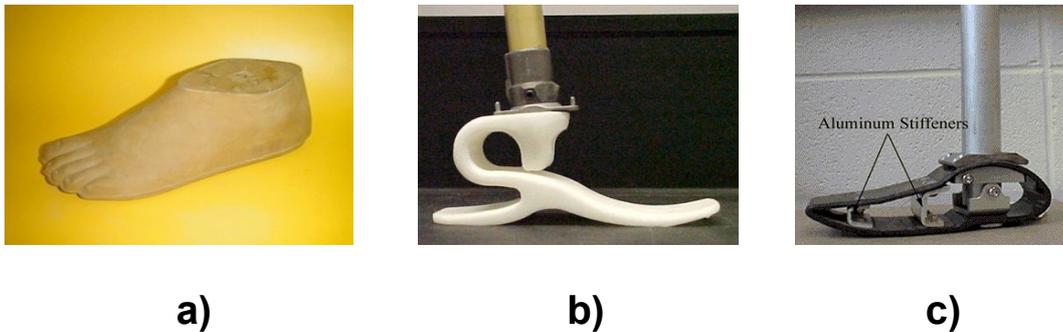


Figura 20. Piede SACH (a), Niagara (b) e piede proposto da Hahl [44] (c).

3.1.3 Piede e caviglia

Il piede protesico deve provvedere a fornire le funzioni dell'articolazione di caviglia, dell'assorbimento di urto, di una base stabile per il supporto del peso corporeo, della forza muscolare e della cosmesi [36].

I piedi possono essere classificati in base a:

- capacità di dorsi-flessione (permessa dalla flessibilità del piede);
- numero di assi di rotazione dell'articolazione della caviglia (nessuno, singolo o multi-asse);
- efficienza energetica (capacità di restituzione dell'energia immagazzinata con la flessione).

Il modello base, proposto da decenni ed attualmente in uso, è il SACH (Solid Ankle Cushioned Heel, in Figura 20a), costruito con legno e gomma (o plastica e gomma), il quale presenta un elemento ammortizzante sul tallone (per l'appoggio) e un ancoraggio fisso con lo stinco (o pilone).

I requisiti specifici richiesti ai piedi impiegati nei PVS sono soprattutto la durata, generalmente ridotta dalle condizioni di utilizzo (i piedi sono solitamente scalzi, esposti ad acqua e fango) e l'adattabilità a terreni sconnessi. Sviluppi successivi del piede SACH hanno cercato di rispondere a queste specifiche migliorando contemporaneamente l'efficienza energetica. Le soluzioni a basso costo proposte non presentano in nessun caso vere e proprie articolazioni di caviglia, ma al più elementi elastici e flessibili nel sito di ancoraggio del piede col pilone.

I piedi maggiormente utilizzati nei PVS sono stati testati e confrontati da Jensen [11].

Da sottolineare l'esistenza di un piede sviluppato e migliorato in India a partire dagli anni '70, il Jaipur, il quale ha tuttora un largo impiego non limitato alla sola India [11].

Si segnalano poi interessanti soluzioni che non hanno conosciuto (ancora) un impiego commerciale, come il Niagara [45] (Figura 20b), e il piede proposto da Hahl [44] (Figura 20c).

3.2 Prestazioni delle protesi

Le protesi d'arto inferiore devono consentire il recupero di una buona qualità della vita con la possibilità di un completo reinserimento sociale e lavorativo del paziente. In questa ottica deve essere valutato il successo o il fallimento del processo riabilitativo realizzato con le protesi.

Le più comuni limitazioni riscontrate dai pazienti riguardano difficoltà nella corsa e nel cammino su lunghe distanze o su terreni sconnessi, così come gli impedimenti nel tornare ai livelli di impiego precedenti l'amputazione. Queste limitazioni possono essere fatte risalire alle prestazioni delle protesi utilizzate ma anche al processo riabilitativo ed a malattie e complicazioni legate all'amputazione. Il contributo di ciascuna di queste variabili è significativo, per cui la valutazione delle prestazioni della protesi risulta complessa [4].

Questa valutazione viene attuata principalmente con le seguenti modalità:

- *approccio qualitativo*: si basa sostanzialmente su questionari posti ai pazienti sul loro livello di soddisfazione e sui principali pregi e limiti percepiti; questo

metodo di valutazione è di grande interesse in quanto permette di focalizzare l'obiettivo finale da raggiungere, che è il miglioramento della qualità della vita del paziente, e di indirizzare quindi la progettazione verso la risoluzione delle problematiche maggiormente limitanti; ad una buona visione globale del comportamento della protesi non corrisponde però la possibilità di identificare con precisione l'influenza dei singoli parametri sul risultato finale;

- *valutazione dei parametri globali del cammino*: viene realizzata misurando in particolare i parametri temporali; da questo tipo di analisi, utilizzata in larga misura prima degli anni '80, è stato possibile osservare che gli amputati monolaterali tendono a camminare con ridotto tempo di appoggio sull'arto protesico rispetto a quello dell'arto sano, e che la loro velocità di avanzamento è tendenzialmente minore di quella fisiologica; l'utilità principale di questa valutazione consiste nel fornire in modo semplice ed immediato un'indicazione sul livello di simmetria del cammino, che può considerarsi inversamente correlato all'entità delle anomalie presenti; anche questo metodo è povero tuttavia di informazioni di dettaglio per la valutazione dei singoli parametri in gioco;
- *analisi delle reazioni vincolari*: è ottenuta per mezzo di una piattaforma di forza che misura la risultante delle forze agenti sul piede in appoggio; questa analisi, se associata ad un modello dell'arto inferiore e ad un sistema che localizzi posizione e orientamento delle ossa principali, permette di risalire alle azioni (forze e momenti) che agiscono sulla protesi e sulle articolazioni fisiologiche; l'analisi dei carichi viene solitamente sfruttata per verificare le sollecitazioni agenti sulla protesi, le forze globalmente richieste ai muscoli (anche se una diretta correlazione tra le forze esercitate da ciascun muscolo e momenti articolari non è stata identificata), e la variazione dell'andamento della forza esercitata sul terreno rispetto alle condizioni fisiologiche; si è in generale potuto osservare che l'arto sano è generalmente più caricato dell'arto che porta la protesi e che la scelta del piede protesico influenza maggiormente i carichi agenti sull'arto sano [4]; occorre comunque tenere presente che i dati ottenuti dalla piattaforma di forza dipendono dal comportamento di tutto il corpo e non solo dagli elementi protesici;
- *elettromiografia*: l'elettromiografia misura la presenza dell'attività muscolare rilevando le differenze di potenziale generate nei muscoli durante la contrazione; essa è in grado di fornire indicazioni sul periodo di attivazione di singoli muscoli o gruppi muscolari ma non permette di ottenere precise informazioni sull'intensità della forza esercitata; è utile ad esempio per verificare la differenza nella tempistica dell'utilizzo della muscolatura in presenza di protesi rispetto alla condizione fisiologica;

- *identificazione del moto degli angoli articolari*: la valutazione del moto delle singole articolazioni è sicuramente di notevole interesse perché consente di verificare in modo puntuale le asimmetrie e gli scostamenti del movimento rispetto al cammino del normodotato; le ragioni di tali scostamenti non sono comunque facilmente interpretabili; da alcuni studi eseguiti su amputati transfemorali è stato possibile tuttavia rilevare che generalmente l'estensione dell'anca risulta incrementata alla fine della fase di appoggio, che i soggetti con un moncone di corta o media lunghezza hanno una transizione più rapida dall'estensione alla flessione e che il ginocchio sano resta flesso durante tutta la fase di appoggio [3]; le asimmetrie rivelate dall'analisi del moto delle articolazioni possono rivelarsi significative anche quando visivamente appare una buona qualità cinematica del cammino [46];
- *identificazione del moto del centro di massa*: la conoscenza del moto del centro di massa è considerata utile per adeguare al singolo paziente il processo riabilitativo e per valutarne l'esito funzionale [46]; essa è notevolmente significativa per una valutazione globale degli scambi di energia meccanica che avvengono durante il cammino; occorre tenere presente tuttavia che resta escluso da questa analisi il lavoro necessario per muovere gli arti: la spesa energetica per l'allungamento e la contrazione isometrica dei muscoli ha un peso significativo sul costo energetico totale;
- *analisi delle potenze, dei lavori e dei trasferimenti di energia*: dalla conoscenza del moto delle articolazioni, dei carichi articolari e del moto del centro di massa è possibile identificare potenze, lavori e scambi energetici che avvengono globalmente e nelle singole articolazioni; si osserva che nel cammino il maggiore contributo di potenza è dato dall'estensione del piede nella fase finale di appoggio; l'anomalia più significativa riscontrabile con questa analisi è proprio la riduzione di questo lavoro positivo [4]; tale anomalia permane anche con l'utilizzo di piedi a restituzione di energia, i cui benefici risultano riscontrabili solamente nella corsa e non nel cammino;
- *misurazione del costo metabolico*: il costo metabolico è rilevato dalla misurazione dell'ossigeno consumato durante l'attività; questo metodo è ultimamente molto utilizzato per fornire un'indicazione precisa e oggettiva dell'energia richiesta all'organismo durante il cammino, e quindi del risultato globale del processo riabilitativo; da analisi effettuate è risultato rilevante sul costo metabolico il livello di amputazione ma non la lunghezza del moncone (Figura 21); si è osservato inoltre che i pazienti giovani compensano meglio l'inefficienza dovuta all'amputazione; il tipo di protesi impiegata è generalmente

poco influente, con l'eccezione del ginocchio elettronico, in grado di ridurre significativamente il consumo energetico; è interessante notare che un'amputazione trans-tibiale bilaterale produce minore inefficienza di un'amputazione trans-femorale monolaterale [5].

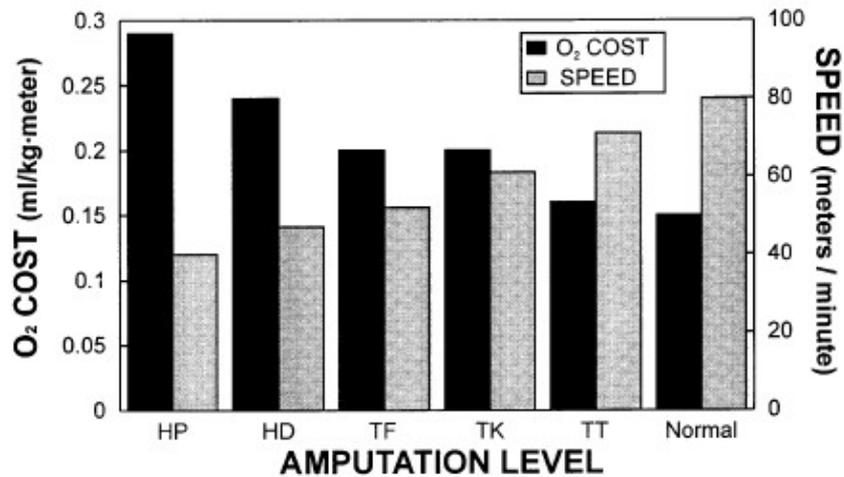


Figura 21. Influenza del livello di amputazione sul costo metabolico e sulla velocità di avanzamento liberamente scelta. (Livelli di amputazione: TT, trans-tibiale; TK, disarticolazione di ginocchio; TF, trans-femorale; HD, disarticolazione d'anca; HP, amputazione comprensiva di parte del bacino.). Da [5].

4 Procedura di progettazione

Le protesi d'arto inferiore che possono essere ascritte al settore del basso costo permettono di ottenere prestazioni assai limitate, soprattutto nel caso di modelli che vengono impiegati nei PVS, per i quali il vincolo economico è un fattore determinante ed assai restrittivo. La funzionalità di queste protesi è specialmente ridotta per quanto riguarda gli aspetti della stabilità, del controllo, della versatilità di utilizzo e del consumo energetico.

La procedura che si propone è un elemento essenziale per migliorare l'aspetto metodologico dello sviluppo delle protesi a basso costo. Essa punta ad ovviare al difetto di sistematicità e oggettività finora riscontrato.

La filosofia con cui si vuole affrontare il problema è quella di misurare la qualità della protesi per mezzo di indici quantitativi. L'utilizzo di tali indici permette un confronto oggettivo fra le prestazioni dei possibili modelli protesici, indirizzando la progettazione su linee guida la cui validità è attendibile e verificabile. Per fare questo è necessario elaborare uno strumento che sia in grado di valutare rapidamente il cammino e le altre attività consentite dalla protesi e calcolarne gli indici di qualità.

In questo capitolo saranno presentati nel dettaglio la procedura di progettazione proposta e i primi elementi operativi elaborati per realizzarla, che sono basati su un modello per la simulazione del cammino.

4.1 Lo strumento: il modello cinematico

4.1.1 Angoli articolari e moto del centro di massa

La funzione degli arti inferiori consiste fondamentalmente nel permettere al soggetto di deambulare e di eseguire altre attività legate al moto del corpo nello spazio (correre, saltare, salire una scala, andare in bicicletta, ecc.). La deambulazione rappresenta sicuramente l'attività di prioritaria importanza per garantire alla persona un livello minimo di autonomia personale. Tale movimento del corpo viene realizzato nel soggetto sano grazie alla forza esercitata dai muscoli delle gambe sulle ossa. Il moto originato dai muscoli, consentito e guidato dalle articolazioni, viene solitamente definito considerando il movimento relativo tra segmenti corporei contigui, definendo come segmenti corporei le parti del corpo umano che possono essere rappresentate come elementi indeformabili (solitamente un segmento

corporeo è associato ad una o più ossa solidali tra loro). Per descrivere il moto degli arti inferiori si userà un modello costituito da un sistema articolato spaziale i cui membri rigidi, ciascuno associato ad un segmento corporeo, saranno connessi da coppie cinematiche.

Ai fini dello studio del cammino risulta inoltre di grande rilevanza la conoscenza del moto del centro di massa del corpo, come mostrato nel Capitolo 2. In ambito clinico esso viene solitamente considerato solidale al busto ed identificato con un punto del bacino [20][21] [22]. Questo punto, anatomicamente definito come centro delle pelvi, sarà identificato e descritto nel modello come punto G. Il suo moto, pur non essendo coincidente con il moto del centro di massa (ha oscillazioni nelle tre dimensioni con ampiezze leggermente maggiori), risulta infatti in fase e strettamente correlato con esso. La sua identificazione è quindi di notevole utilità.

Riepilogando, le grandezze fondamentali per mezzo delle quali si intende definire il cammino ed altre attività legate alla deambulazione sono:

- le variabili di giunto θ (come sarà specificato saranno tutte angolari) che identificano l'orientamento relativo tra segmenti corporei contigui e dei piedi rispetto al terreno;
- le coordinate nello spazio del centro delle pelvi (G).

Lo studio della relazione tra questi parametri rappresenta un elemento fondamentale per la comprensione e la valutazione del cammino (così come espresso nel paragrafo (...)). Il modello del cammino proposto sarà quindi orientato in particolare alla identificazione e valutazione della relazione tra θ e G .

4.1.2 Modello monopodalico e bipodalico

Ad una prima analisi può apparire logico studiare la relazione tra θ e G per mezzo di un modello monopodalico, considerando cioè un solo arto inferiore. Durante il cammino, infatti, almeno un arto è sempre appoggiato al suolo (vedi paragrafo (...)). Sarebbe quindi possibile, considerando noti i parametri geometrici del modello, scrivere l'equazione di chiusura studiando un solo arto:

$$(1) \quad f(\theta, G, S) = 0,$$

in cui S è la posizione del punto di appoggio del piede rispetto ad un riferimento solidale al suolo. Il cammino completo potrebbe successivamente essere ottenuto considerando l'appoggio di un arto durante la prima metà (*step*) del passo completo (*stride*), e considerando l'altro arto con il medesimo modello, "specchiato" rispetto al piano sagittale, per la restante metà dello *stride*.

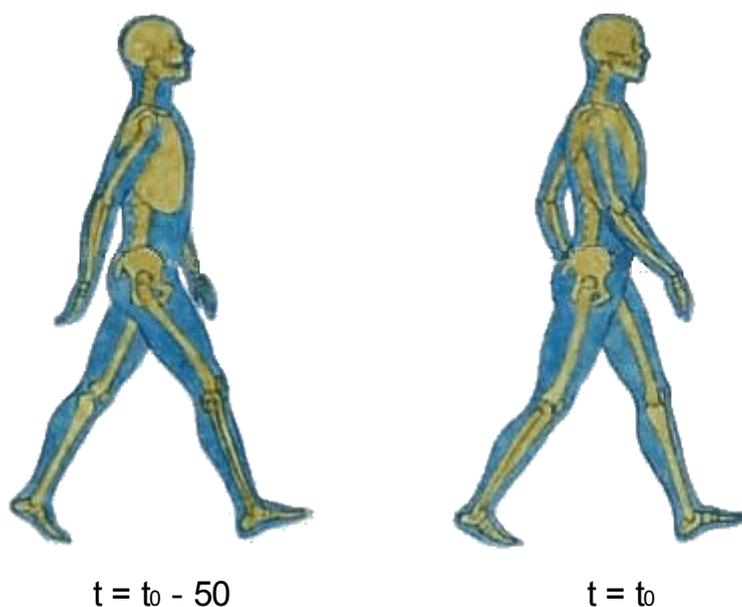


Figura 22. Configurazione degli arti inferiori nella fase di doppio appoggio al tempo $t=t_0$ (piede sinistro avanti) e al tempo $t=t_0-50$ (piede destro avanti), considerando la durata dello *stride* pari a 100.

Questo approccio risulta però rapido ed efficace solamente nel caso si stia considerando un cammino che possieda determinate caratteristiche di simmetria (proprie in particolare del cammino fisiologico). Sfruttando la simmetria è infatti possibile studiare il moto di un arto ed ottenere il moto dell'altro semplicemente specchiandolo e sfasandolo temporalmente di uno *step*. Supponiamo di considerare ad esempio la fase di doppio appoggio in cui il piede sinistro ha appena toccato il terreno ed il piede destro è prossimo al distacco (fase tra il 50% ed il 60% dello *stride* nel caso di un cammino fisiologico a media velocità; vedi Figura 22). Se indichiamo con t l'istante temporale che vale 0 all'inizio dello *stride* e vale 100 alla fine, avremo che in questa fase la configurazione della gamba sinistra è la stessa, speculare, che aveva la gamba destra all'istante $t-50$. Tuttavia, se viene meno l'ipotesi di simmetria, come accade effettivamente in presenza di menomazioni del cammino, tale relazione non è più verificata. Nel caso del doppio appoggio, però, essendo la posizione di G ottenibile considerando ciascuna gamba, deve continuare a verificarsi la condizione per cui G risulti lo stesso in entrambi i casi. Occorrerebbe quindi identificare indipendentemente entrambe le configurazioni degli arti e contemporaneamente verificare che sia individuato lo stesso G , secondo una relazione del tipo

$$(2) \quad \mathbf{G} = \mathbf{f}_R(\boldsymbol{\theta}_R, \mathbf{S}_R) = \mathbf{f}_L(\boldsymbol{\theta}_L, \mathbf{S}_L),$$

in cui \mathbf{f}_R ed \mathbf{f}_L sono equazioni vettoriali che individuano la posizione di G per la gamba destra e sinistra, rispettivamente in funzione dei parametri angolari $\boldsymbol{\theta}_R$ e $\boldsymbol{\theta}_L$ e dei punti di appoggio dei piedi \mathbf{S}_R e \mathbf{S}_L .

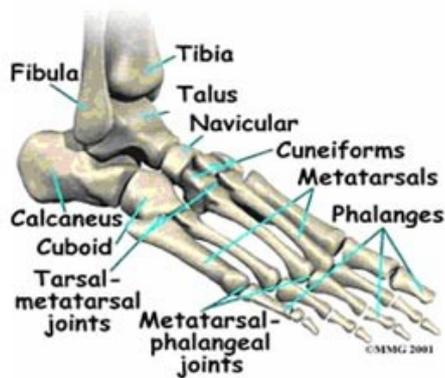


Figura 23. Principali ossa e articolazioni di piede e caviglia.



Figura 24: Capacità estensionale delle dita del piede.

In questa situazione di assenza di simmetria viene meno il vantaggio di semplicità offerto dal modello monopodalico. Dal momento che si intende studiare il cammino anche in presenza di menomazioni e limitazioni allo stesso, risulta maggiormente idoneo ed efficace uno strumento che impieghi un modello bipodalico, che consideri cioè contemporaneamente entrambi gli arti inferiori e non necessiti di condizioni di congruenza per la posizione di G.

4.1.3 Segmenti corporei e articolazioni

Come già detto il modello realizzato è costituito da una catena cinematica di elementi rigidi connessi da coppie cinematiche. Ciascun elemento rigido fa riferimento ad un segmento corporeo. I segmenti corporei rappresentati dal modello sono 7 e sono rispettivamente solidali a:

- bacino;
- femore, destro e sinistro;
- tibia, destra e sinistra;
- secondo metatarso, destro e sinistro.

Mentre le ossa del bacino, il femore e la tibia possono essere a ragione considerati corpi rigidi, approssimare l'intero piede con un corpo rigido, e considerarlo solidale al secondo metatarso, può sembrare una semplificazione molto forte. Infatti il piede è costituito da numerose ossa le quali hanno notevole mobilità relativa, in particolare per quanto riguarda le dita (vedi Figure 23 e 24). Tuttavia, per gli obiettivi che ci si propone di raggiungere con il modello qui descritto, diventa accettabile considerare il piede un unico corpo rigido grazie alle ridotte dimensioni delle dita stesse ed alla limitata entità di questi moti relativi durante il cammino.

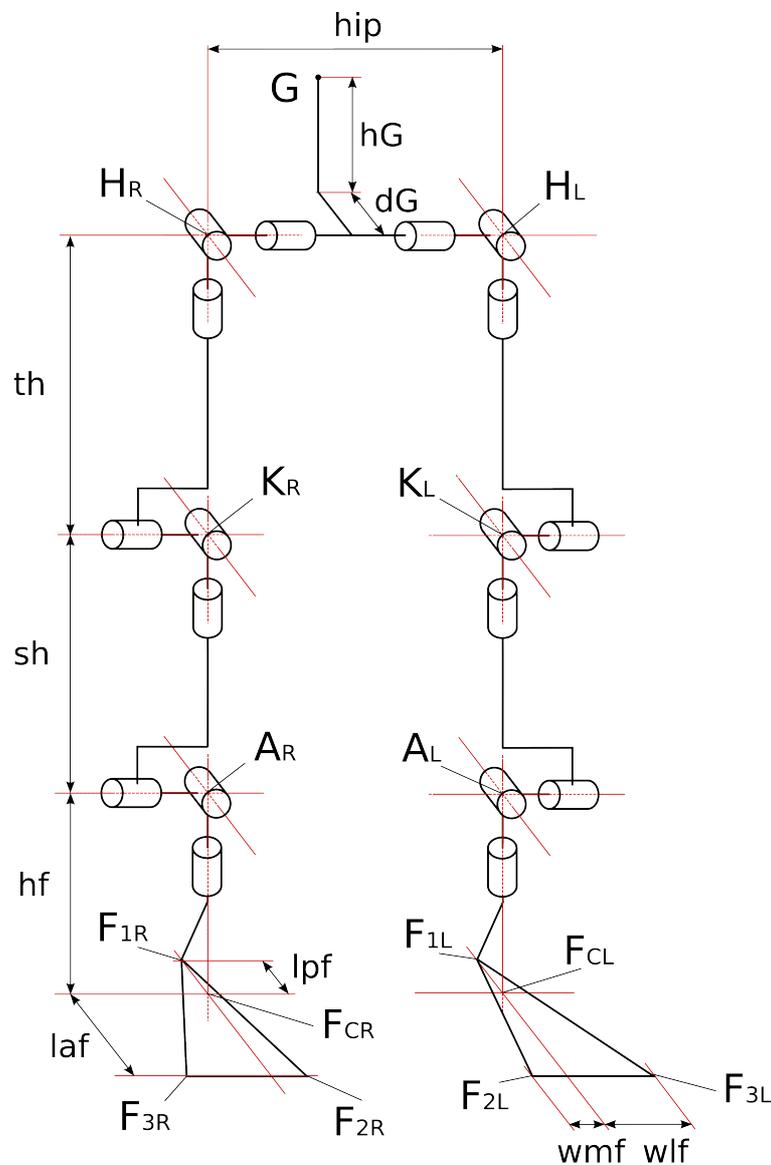


Figura 25. Topologia e parametri dimensionali del modello bipodalico proposto. Sono indicati in figura i punti notevoli: centro delle pelvi (G), centro dell'anca destra e sinistra (H_R e H_L), centro del ginocchio destro e sinistro (K_R e K_L), centro della caviglia destra e sinistra (A_R e A_L), estremità della pianta del piede destro e sinistro (F_{1R} , F_{2R} , F_{3R} e F_{1L} , F_{2L} , F_{3L}) ed origine dei sistemi di riferimento di piede destro e sinistro (F_{CR} e F_{CL}).

Il piede è quindi rappresentato nel modello (vedi Figura 25) come un corpo rigido collegato alla caviglia. La pianta del piede è costituita da un triangolo avente i vertici in corrispondenza rispettivamente dell'estremità inferiore del tallone (considerando il piede appoggiato al suolo), dell'estremità anteriore del quinto dito (mignolo) e dell'articolazione

tra la prima e seconda falange del primo dito (alluce). La modellazione delle articolazioni, che avviene in tutti i casi per mezzo di coppie sferiche, è discussa nel seguito:

- anca: come si osserva in Figura 26 l'articolazione dell'anca, che connette femore e bacino, è anatomicamente costituita da una coppia sferica praticamente perfetta. Utilizzando nel modello un giunto sferico per realizzare l'articolazione dell'anca non si commette quindi di fatto nessun errore;
- ginocchio: il moto relativo di tibia e femore permesso dal ginocchio avviene principalmente nel piano sagittale, risultando quindi soprattutto un moto di flesso-estensione. Tale movimento è guidato specialmente dai legamenti crociati, anteriore e posteriore. Considerando tali legamenti flessibili ed inestensibili, si osserva che l'articolazione del ginocchio può essere identificata da un quadrilatero articolato (vedi Figura 27). Il centro di istantanea rotazione relativo tra femore e tibia risulta quindi definito, nel piano sagittale, dal punto di intersezione dei due legamenti. Indicando con C tale centro di istantanea rotazione, si può infine osservare che C si sposta in funzione della flessione del ginocchio.



Figura 26. Articolazione dell'anca.

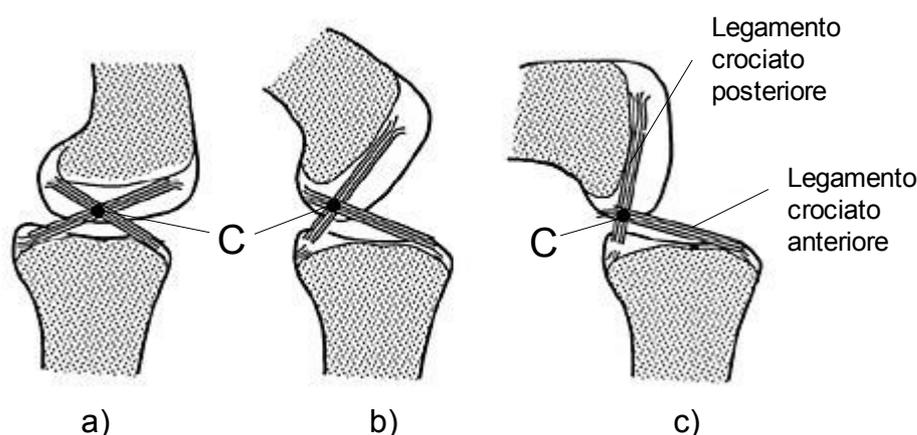


Figura 27. Posizione di C, centro di istantanea rotazione relativo di tibia e femore, nel caso che il ginocchio sia in completa estensione (a), flessso a 45 gradi (b) o flessso a 90 gradi (c).

In prima approssimazione si è trascurato lo spostamento di C, che durante il cammino risulta essere dell'ordine di 1 cm. E' tuttavia ragionevole considerare l'eventualità di introdurre nel modello un meccanismo di quadrilatero articolato per rappresentare la flessione del ginocchio, considerando anche il fatto che numerosi modelli di protesi realizzano tale flessione seguendo questo principio;

- caviglia: l'articolazione della caviglia è assai complessa e permette un moto che è il risultato dei movimenti relativi di tibia, perone, calcagno e talo (Figura 23). Riprodurre tali complessi movimenti esula dagli scopi del modello, che con una coppia sferica replica con buona approssimazione il moto relativo dell'insieme del piede rispetto alla tibia;

Il contatto piede-terreno viene modellato con una coppia sferica come le articolazioni. Quando il piede entra in appoggio si ha infatti un vincolo che permette rotazioni relative tra gli elementi a contatto e generalmente non consente strisciamento (si può parlare di rotolamento senza strisciamento). Nella realtà tale contatto si muove rispetto al piede lungo la pianta del piede stesso, grazie alla sua flessibilità ed alla forma arrotondata di alcune ossa, come quella del calcagno (vedi Figura 28). Il modello schematizza questo moto del punto di contatto attribuendo la posizione del giunto sferico di volta in volta al punto più basso del piede a contatto col suolo. Essendo la pianta del piede modellata a triangolo, i possibili punti di appoggio sono solamente tre. In particolare, durante la simulazione per mezzo del modello del cammino fisiologico, l'appoggio (ed il giunto ad esso relativo) si trasferisce dalla punta posteriore (tallone) a quella anteriore interna (alluce).

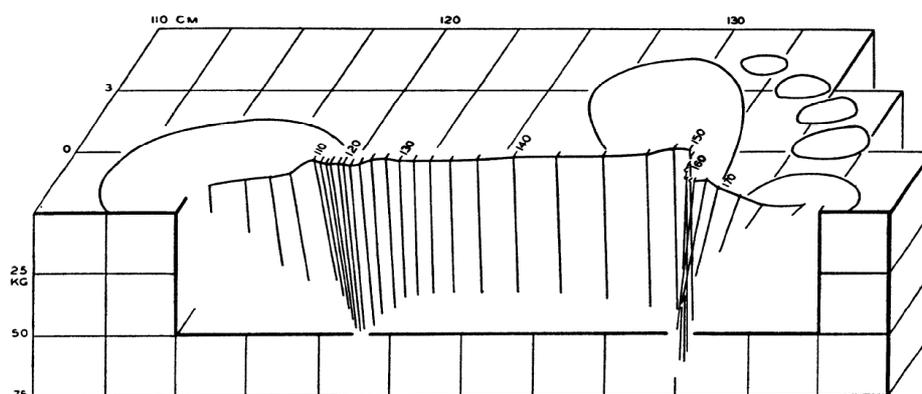


Figura 28. Percorso del punto di applicazione della risultante delle forze agenti sulla pianta del piede durante la fase di appoggio. Nel piano verticale è indicata la variazione di intensità e la direzione della forza [30].

L'impiego di giunti sferici, nonostante le approssimazioni precedentemente descritte, consente una notevole versatilità nell'utilizzo del modello, permettendo una simulazione sufficientemente accurata del cammino umano nelle tre dimensioni, nonché la possibilità di descrivere correttamente la deambulazione con un'ampia varietà di modelli protesici per tutti i livelli di amputazione.

4.1.4 Parametri dimensionali del modello

I parametri dimensionali del modello possono essere variati in modo tale da renderlo idoneo alla descrizione di qualsivoglia individuo o categoria di persone (uomo, donna, bambino, europeo, asiatico, ecc.).

I parametri dimensionali necessari per definire il modello sono le seguenti lunghezze (alle quali è associato il nome con cui saranno d'ora in avanti indicate):

- hG e dG : rispettivamente altezza e profondità della posizione di G relativa al punto medio dei centri dell'anca; queste distanze sono misurate lungo le direzioni degli assi y e x del sistema di riferimento anatomico solidale al bacino rappresentato in Figura 29;
- hip : distanza tra i centri dell'anca;
- th : distanza tra centro dell'anca e centro del ginocchio (individuato come il punto medio degli epicondili femorali);
- sh : distanza tra centro del ginocchio e centro della caviglia (individuato come punto medio degli epicondili mediale e laterale rispettivamente di tibia e fibula);
- hf : altezza del centro della caviglia rispetto al terreno (considerando il piede avente la pianta completamente poggiata a terra);

- *laf*: lunghezza della parte anteriore del piede, misurata sul terreno (con piede poggiato a terra) dalla proiezione sul terreno dell'epicondilo laterale all'estremità del quinto dito;
- *wfr*: larghezza della parte laterale del piede, misurata dall'articolazione del secondo metatarso con la terza falange del secondo dito, alla omologa articolazione del quinto dito;
- *wfl*: larghezza della parte mediale del piede, misurata dall'articolazione del secondo metatarso con la terza falange del secondo dito, alla omologa articolazione del primo dito;
- *lpf*: lunghezza della parte posteriore del piede, misurata sul terreno (con piede poggiato a terra) dalla proiezione del centro della caviglia alla proiezione dell'estremità posteriore del calcagno.

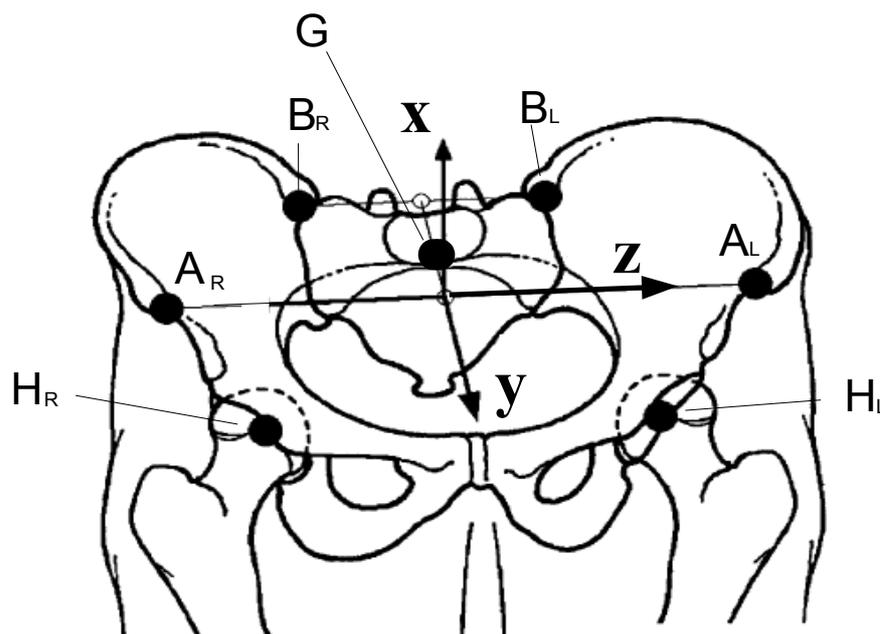


Figura 29. Individuazione del sistema di riferimento anatomico solido al bacino e determinazione della posizione del centro del bacino (G). La posizione di G è calcolata come il centroide del triangolo definito da tre punti: la spina iliaca antero-superiore destra (A_R), l'omologa spina sinistra (A_L) e il punto medio delle spine iliache postero-superiori destra e sinistra (B_R e B_L).

4.1.5 Equazioni di chiusura

Le equazioni di chiusura del modello sono scritte utilizzando la convenzione di Denavit-Hartenberg. I parametri impiegati sono così definiti (indicando con r_i un asse della terna i):

- a_i è la distanza dell'origine della terna i dall'asse z_{i-1} ;
- d_i è la coordinata su z_{i-1} della proiezione dell'origine della terna i sull'asse z_{i-1} ;
- α_i è l'angolo intorno all'asse x_i tra l'asse z_{i-1} e l'asse z_i valutato positivo in senso antiorario;
- θ_i è l'angolo intorno all'asse z_{i-1} tra l'asse x_{i-1} e l'asse x_i valutato positivo in senso antiorario.

Le terne di riferimento dei membri costituenti il modello in esame sono indicate in Figura 30 ed i parametri α_i , θ_i , a_i e d_i sono riportati in Tabella 1.

Tabella 1. Parametri di Denavit-Hartenberg [47] per la descrizione del modello. Gli angoli indicati con ψ_i valgono 0 nella configurazione di riposo mostrata in Figura 30. Il loro significato anatomico è definito nell'ultima colonna, in cui le abbreviazioni dx e sx indicano rispettivamente la parte destra e sinistra.

Membro	a_i	d_i	α_i	θ_i	Descrizione ψ_i
4	0	hf	$\pi/2$	$\pi+\psi_4$	Rotazione Interna Caviglia dx
5	0	0	$-\pi/2$	$\pi/2-\psi_5$	Adduzione Caviglia dx
6	0	0	$\pi/2$	$\pi/2-\psi_6$	Flessione Caviglia dx
7	0	sh	$-\pi/2$	$\pi/2-\psi_7$	Rotazione Interna Ginocchio dx
8	0	0	$-\pi/2$	$-\pi/2-\psi_8$	Adduzione Ginocchio dx
9	0	0	$-\pi/2$	$-\pi/2+\psi_9$	Flessione Ginocchio dx
10	0	th	$\pi/2$	$\pi/2-\psi_{10}$	Rotazione Int. Anca dx
11	0	0	$\pi/2$	$\pi/2-\psi_{11}$	Adduzione Anca dx
12	0	hip	0	$+\psi_{12}$	Flessione Anca dx
13	0	0	$\pi/2$	$\pi-\psi_{13}$	Flessione Anca sx
14	0	0	$-\pi/2$	$\pi/2-\psi_{14}$	Adduzione Anca sx
15	0	-th	$-\pi/2$	$\pi/2-\psi_{15}$	Rotazione Interna Anca sx
16	0	0	$-\pi/2$	$\pi/2-\psi_{16}$	Flessione Ginocchio sx
17	0	0	$\pi/2$	$-\pi/2-\psi_{17}$	Adduzione Ginocchio sx
18	0	-sh	$-\pi/2$	$-\pi/2-\psi_{18}$	Rotazione Interna Ginocchio sx
19	0	0	$-\pi/2$	$\pi/2+\psi_{19}$	Flessione Caviglia sx
20	0	0	$-\pi/2$	$\pi/2-\psi_{20}$	Adduzione Caviglia sx
21	0	-hf	$-\pi/2$	$-\psi_{21}$	Rotazione Interna Caviglia sx

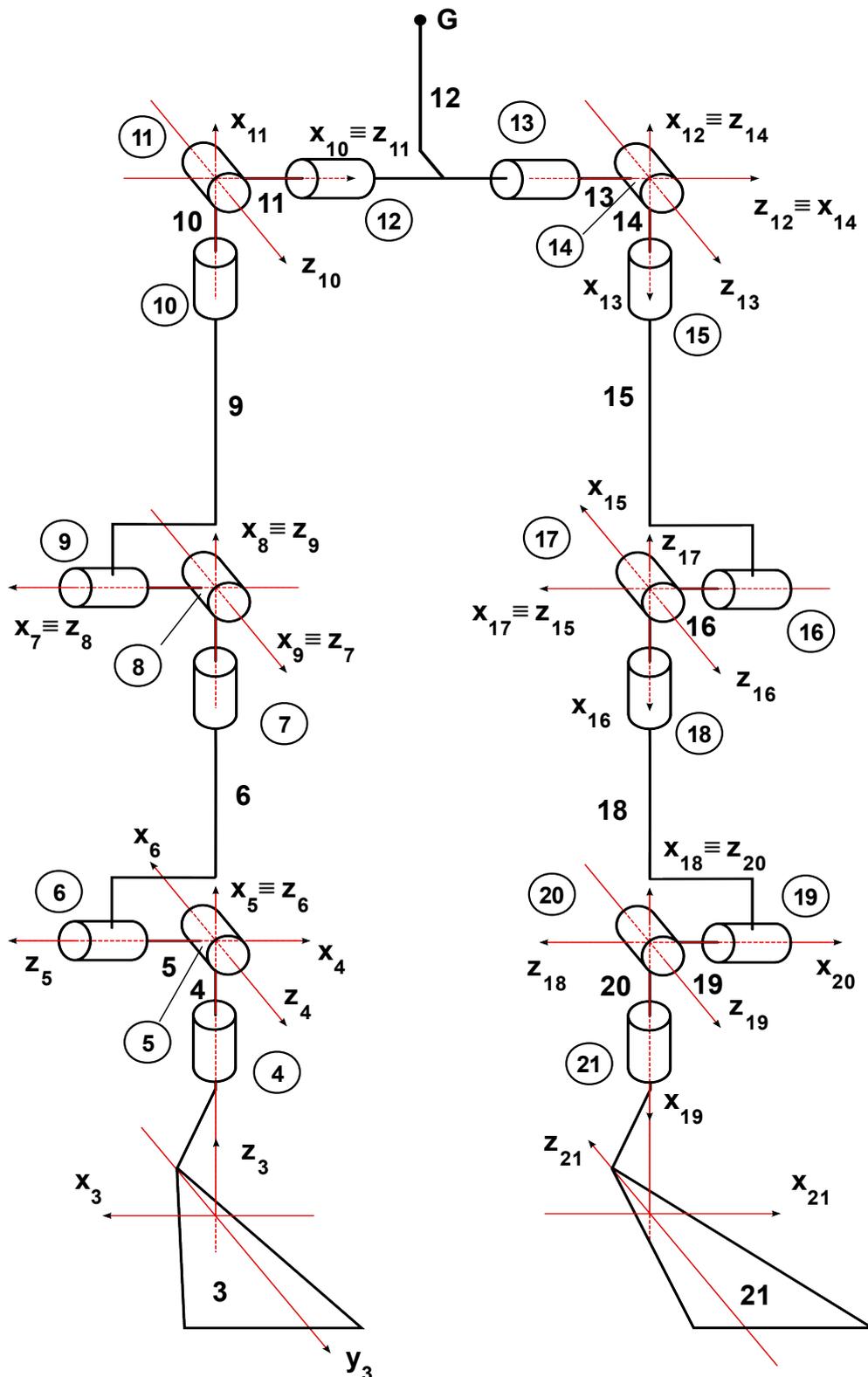


Figura 30. Sistemi di riferimento dei membri del modello secondo la convenzione di Denavit-Hartenberg. Ad ogni membro è associato un numero progressivo. I numeri cerchiati si riferiscono ai giunti. Nella configurazione rappresentata tutti gli angoli ψ_i valgono 0 (vedi Tabella 1).

L'equazione vettoriale di chiusura può essere quindi espressa con matrici di trasformazione omogenee (4 x 4) utilizzando la notazione seguente:

$$(3) \quad A_0^1 \cdot A_1^2 \cdot \dots \cdot A_{n-1}^n \cdot A_n^0 = I,$$

in cui A_{i-1}^i rappresenta la trasformazione omogenea dal sistema di riferimento $i-1$ al sistema di riferimento i ed I è la matrice identità.

In questo modo possono essere scritte 16 equazioni scalari, di cui sempre solo 6 indipendenti.

La matrice A_{i-1}^i , secondo la convenzione adottata, risulta definita come:

$$(4) \quad A_{i-1}^i = \begin{bmatrix} R_{i-1}^i & \mathbf{u} \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \cos \alpha & \sin \theta \sin \alpha & a \cos \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \cos \alpha & -\cos \theta \sin \alpha & a \sin \theta \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha & d \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

ove la matrice

$$(5) \quad R_{i-1}^i = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \cos \alpha & \sin \theta \sin \alpha \\ \sin \theta & \cos \theta \cos \alpha & -\cos \theta \sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix}$$

rappresenta la rotazione della terna i rispetto alla terna $i-1$ ed il vettore

$$(6) \quad \mathbf{u} = \begin{bmatrix} a \cos \theta \\ a \sin \theta \\ d \end{bmatrix}$$

è il vettore posizione dell'origine della terna i rispetto all'origine della terna $i-1$.

La configurazione del modello proposto può quindi essere descritta per mezzo di equazioni di chiusura del tipo:

$$(7) \quad f(\boldsymbol{\theta}, \mathbf{P}, \mathbf{Q}, \mathbf{I}) = A_0^3(\theta_1, \theta_2, \theta_3, \mathbf{P}) \cdot A_3^4(\theta_4) \cdot A_4^5(\theta_5) \cdot \dots \\ \dots \cdot A_{20}^{21}(\theta_{21}) \cdot A_{21}^0(\theta_{22}, \theta_{23}, \theta_{24}, \mathbf{Q}) - \mathbf{I} = \mathbf{0}.$$

in cui $\boldsymbol{\theta} = [\theta_1, \dots, \theta_{24}]^T$ rappresenta il vettore dei parametri angolari (tre per definire l'orientamento relativo tra due segmenti corporei consecutivi e tre per definire l'orientamento di ciascun piede rispetto al terreno), \mathbf{I} il vettore dei parametri dimensionali, \mathbf{P} e \mathbf{Q} i vettori posizione che indicano l'origine dei sistemi di riferimento rispettivamente solidali al piede destro e sinistro. Dal momento che i parametri dimensionali saranno considerati fissati a

priori, mentre sarà rilevante la determinazione del vettore posizione \mathbf{G} , l'equazione di chiusura potrà essere indicata come:

$$(8) \quad f(\theta, \mathbf{P}, \mathbf{Q}, \mathbf{G}) = \mathbf{0}.$$

Tale equazione vettoriale è un sistema non lineare di sei equazioni con 24 parametri angolari (θ), di cui 21 indipendenti, e 9 parametri per i vettori posizione \mathbf{P} , \mathbf{Q} e \mathbf{G} , di cui 3 indipendenti. In totale i parametri indipendenti sono quindi 24.

4.1.6 L'appoggio

Siano S e T gli eventuali punti di appoggio rispettivamente del piede destro e sinistro. Si osserva che i vettori \mathbf{P} e \mathbf{Q} possono essere scomposti in:

$$(9) \quad \mathbf{P} = \mathbf{S} + \mathbf{U};$$

$$(10) \quad \mathbf{Q} = \mathbf{T} + \mathbf{V}.$$

Considerando il piede destro ed indicando con \mathbf{i}_i , \mathbf{j}_i e \mathbf{k}_i i versori del sistema di riferimento solidale al membro i , si ha, per l'equazione (9):

- $\mathbf{U} = lpf \mathbf{j}_3$, nel caso dell'appoggio sul tallone;
- $\mathbf{U} = laf \mathbf{j}_3 + wfr \mathbf{i}_3$, nel caso dell'appoggio sulla parte laterale anteriore del piede (mignolo);
- $\mathbf{U} = laf \mathbf{j}_3 - wfl \mathbf{i}_3$, nel caso dell'appoggio sulla parte mediale anteriore del piede (alluce).

Per il piede sinistro, relativamente all'equazione (10), si ha:

- $\mathbf{V} = -lpf \mathbf{k}_{21}$, nel caso dell'appoggio sul tallone;
- $\mathbf{V} = laf \mathbf{k}_{21} + wfr \mathbf{i}_{21}$, nel caso dell'appoggio sulla parte laterale anteriore del piede (mignolo);
- $\mathbf{V} = laf \mathbf{k}_{21} - wfl \mathbf{i}_{21}$, nel caso dell'appoggio sulla parte mediale anteriore del piede (alluce).

In generale risulta in appoggio almeno un piede in un solo punto. Ciò significa, nel sistema di riferimento solidale al suolo, che $S_z = 0$ e/o $T_z = 0$. Non è inoltre contemplata l'eventualità di una compenetrazione tra piede e terreno. Nel medesimo sistema di riferimento quindi nessun punto di possibile appoggio può avere coordinate negative, ovvero

$$(11) \quad \begin{aligned} S_z &\geq 0; \\ T_z &\geq 0. \end{aligned}$$

E' invece considerata l'ipotesi che i due piedi siano contemporaneamente in appoggio ciascuno in un punto.

Si osserva inoltre che noti $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ e \mathbf{P} è sempre possibile determinare \mathbf{S} , e noti $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ ed \mathbf{S} è sempre possibile identificare \mathbf{P} (analoghe considerazioni valgono per \mathbf{Q} e \mathbf{T}). L'equazione di chiusura può essere quindi scritta anche come:

$$(12) \quad f(\boldsymbol{\theta}, \mathbf{S}, \mathbf{T}) = \mathbf{0}.$$

Utilizzando il modello definito dall'equazione di chiusura precedentemente espressa, è possibile risolvere differenti problemi.

4.1.7 Problema 1

Il *Problema 1* consiste nella determinazione della posizione del punto \mathbf{G} noti che siano la posizione di un punto di appoggio (\mathbf{S} o \mathbf{T}), il vettore di parametri angolari relativi alle articolazioni $\boldsymbol{\theta}_a = [\theta_4, \theta_5, \dots, \theta_{21}]^T$, e l'orientamento di un sistema di riferimento solidale a un membro rispetto al sistema di riferimento assoluto. Questo orientamento può essere espresso da tre parametri fra loro indipendenti: $\boldsymbol{\varphi} = [\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3]^T$. Si facciano ad esempio le ipotesi, senza perdere in generalità, che tale orientamento sia relativo al bacino (membro 12) e che sia noto \mathbf{S} . Il problema in esame, che possiamo definire di cinematica diretta, si può così esprimere:

$$(13) \quad \mathbf{G} = f_l(\boldsymbol{\theta}_a, \boldsymbol{\varphi}, \mathbf{S}).$$

L'equazione vettoriale f_l corrisponde ad un sistema di 6 equazioni in 6 incognite ($\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_{22}, \theta_{23}, \theta_{24}$). La soluzione è unica e può essere individuata con la modalità di seguito presentata.

Poiché $\boldsymbol{\theta}_a$ è noto, risulta nota anche:

$$(14) \quad \mathbf{A}_3^{12} = \mathbf{A}_3^4 \cdot \mathbf{A}_4^5 \cdot \dots \cdot \mathbf{A}_{11}^{12},$$

e quindi di conseguenza, dalla (4), \mathbf{R}_3^{12} , che è una partizione di \mathbf{A}_3^{12} .

Essendo noto anche $\boldsymbol{\varphi}$ è possibile identificare la matrice di rotazione \mathbf{R}_0^{12} , che definisce l'orientamento del membro 12 (il bacino) rispetto al riferimento solidale al suolo:

$$(15) \quad \mathbf{R}_0^{12}(\boldsymbol{\varphi}) = \mathbf{R}_1(\varphi_1) \cdot \mathbf{R}_2(\varphi_2) \cdot \mathbf{R}_3(\varphi_3),$$

in cui $\mathbf{R}_1, \mathbf{R}_2, \mathbf{R}_3$, indicano le matrici di rotazione relative rispettivamente agli angoli $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$.

Quindi, poiché:

$$(16) \quad \mathbf{R}_0^{12} = \mathbf{R}_0^3 \cdot \mathbf{R}_3^{12},$$

risulta:

$$(17) \quad \mathbf{R}_0^3 = \mathbf{R}_0^{12} \cdot \mathbf{R}_3^{12} = \mathbf{R}_0^{12} \cdot (\mathbf{R}_3^{12})^{-1} = \mathbf{R}_0^{12} \cdot (\mathbf{R}_3^{12})^T.$$

Essendo noto \mathbf{S} , ed essendo \mathbf{U} una costante (noto l'orientamento del piede \mathbf{R}_0^3), per la (9) si può ottenere l'origine del sistema di riferimento solidale al piede in appoggio:

$$(18) \quad \mathbf{P} = \mathbf{S} + \mathbf{U}.$$

Risulta così determinata la matrice di trasformazione omogenea

$$(19) \quad \mathbf{A}_0^3 = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_0^3 & \mathbf{P} \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix}.$$

Ora è possibile individuare il sistema di riferimento solidale al bacino:

$$(20) \quad \mathbf{A}_0^{12} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_0^{12} & \mathbf{H}_L \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix} = \mathbf{A}_0^3 \cdot \mathbf{A}_3^4 \cdot \mathbf{A}_4^5 \dots \cdot \mathbf{A}_{11}^{12},$$

dove \mathbf{H}_L è la posizione del centro dell'anca sinistra.

Essendo \mathbf{G} un punto del bacino, la sua posizione è data da:

$$(21) \quad \mathbf{G} = \mathbf{H}_L + hG \mathbf{i} - dG \mathbf{j} - \left(\frac{hip}{2} \right) \mathbf{k}_{12}.$$

4.1.8 Problema 2

Si partizioni il vettore $\boldsymbol{\theta}_a$ dei parametri angolari articolari in due vettori, $\boldsymbol{\theta}_{ai}$ incognito e $\boldsymbol{\theta}_{an}$ noto. Sia $\boldsymbol{\varphi} = [\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3]$ l'orientamento di un sistema di riferimento di un membro rispetto al telaio. Si faccia l'ipotesi, senza perdere in generalità, che tale orientamento sia relativo al bacino (membro 12). Si partizioni anche $\boldsymbol{\varphi}$ nei due vettori $\boldsymbol{\varphi}_{ai}$ incognito e $\boldsymbol{\varphi}_{an}$ noto. Sia

$$(22) \quad \boldsymbol{\theta}_i = [\boldsymbol{\theta}_{ai}^T, \boldsymbol{\varphi}_{ai}^T]^T$$

il vettore formato da tutti i parametri angolari incogniti. Si voglia determinare ora $\boldsymbol{\theta}_i$ e \mathbf{G} conoscendo, oltre che $\boldsymbol{\theta}_{an}$ e $\boldsymbol{\varphi}_{an}$, la posizione di un punto di appoggio (ad esempio sia noto \mathbf{S}). Il *Problema 2*, che può essere definito di cinematica inversa, consiste nella soluzione di un sistema di equazioni del tipo:

$$(23) \quad \begin{bmatrix} \mathbf{G} \\ \boldsymbol{\theta}_i \end{bmatrix} = \mathbf{f}_2(\boldsymbol{\theta}_{an}, \boldsymbol{\varphi}_{an}, \mathbf{S}).$$

Questo sistema è costituito da 6 equazioni non lineari in 7 o più incognite, se $\boldsymbol{\theta}_i$ è formato da almeno un parametro. Il problema così posto è indeterminato ed ammette infinite soluzioni. Un'unica soluzione può essere individuata minimizzando una funzione costo per mezzo di iterazioni successive.

Si definiscano ad esempio dei valori di riferimento $\boldsymbol{\theta}_{ref}$ e \mathbf{G}_{ref} rispettivamente per $\boldsymbol{\theta}_i$ e \mathbf{G} . Volendo minimizzare lo scostamento della soluzione di $\boldsymbol{\theta}_i$ e \mathbf{G} da $\boldsymbol{\theta}_{ref}$ e \mathbf{G}_{ref} , si può utilizzare il metodo dei minimi quadrati cercando il minimo scalare della funzione costo:

$$(24) \quad c = a|\boldsymbol{\theta}_{ref} - \boldsymbol{\theta}_i|^2 + b|\mathbf{G}_{ref} - \mathbf{G}|^2,$$

in cui a e b sono pesi che è possibile attribuire liberamente a ciascun addendo.

La ricerca del minimo si può realizzare risolvendo iterativamente la (13) indicata nel *Problema 1*:

$$(25) \quad \mathbf{G} = \mathbf{f}_1(\boldsymbol{\theta}_{ai}, \boldsymbol{\theta}_{an}, \boldsymbol{\varphi}_{ai}, \boldsymbol{\varphi}_{an}, \mathbf{S}).$$

Il caso del doppio appoggio può essere trattato in maniera analoga. In questo caso si vuole imporre che anche il piede sinistro si appoggi in un punto definito: $\mathbf{T}_{ref} = [T_x, T_y, 0]$. La funzione costo diviene:

$$(26) \quad c = a|\boldsymbol{\theta}_{ref} - \boldsymbol{\theta}_i|^2 + b|\mathbf{G}_{ref} - \mathbf{G}|^2 + d|\mathbf{T}_{ref} - \mathbf{T}|^2,$$

in cui \mathbf{T} è la posizione del punto più basso del piede sinistro, che deve tendere al contatto col terreno. Questo metodo non fornisce una soluzione esatta, tuttavia se il valore del coefficiente d è sufficientemente grande lo scostamento di \mathbf{T} dal suolo diviene trascurabile.

4.1.9 Utilizzo della soluzione dei Problemi 1 e 2

Identificazione dei riferimenti

Si supponga di avere raccolto dati sul cammino, per via sperimentale o dalla letteratura scientifica, riguardanti il moto del centro del bacino $\mathbf{G}_{ref}(t)$ e il vettore dei parametri angolari relativi alle articolazioni $\boldsymbol{\theta}_{a_ref}(t) = [\theta_4(t), \theta_5(t), \dots, \theta_{21}(t)]^T$, per una determinata classe di soggetti. Si supponga inoltre che sia stato identificato l'orientamento del bacino rispetto al sistema di riferimento assoluto, $\boldsymbol{\varphi}_{ref}(t) = [\varphi_1(t), \varphi_2(t), \varphi_3(t)]^T$. Il punto iniziale di appoggio del piede destro sia invece attribuito arbitrariamente, ad esempio nell'origine $\mathbf{S}(0) = \mathbf{0}$. Occorre verificare che tali dati siano coerenti tra loro e che il modello proposto sia in grado di simulare un cammino con essi compatibile. Una prima verifica può essere attuata risolvendo il *Problema 1* per ogni istante t . Dalla (13):

$$(27) \quad \mathbf{G}_{calc1}(t) = \mathbf{f}_1(\boldsymbol{\theta}_{a_ref}(t), \boldsymbol{\varphi}_{ref}(t), \mathbf{S}(t))$$

Si osservi che noto l'appoggio iniziale $\mathbf{S}(0)$ i successivi punti di appoggio possono essere identificati imponendo che sia sempre sul suolo il punto più basso del modello. L'equazione (13) può quindi essere riscritta come:

$$(28) \quad \mathbf{G}_{calc1}(t) = \mathbf{f}_1(\boldsymbol{\theta}_{a_ref}(t), \boldsymbol{\varphi}_{ref}(t), \mathbf{S}(0)).$$

In generale le traiettorie $\mathbf{G}_{calc1}(t)$ e $\mathbf{G}_{ref}(t)$ non coincidono, a causa ad esempio delle approssimazioni proprie del modello o della natura sperimentale dei dati di riferimento. Il cammino ottenuto risolvendo il *Problema 1*, tuttavia, non rappresenta la soluzione che più si avvicina ai parametri di riferimento. Una soluzione ottimale può essere invece ricavata risolvendo il *Problema 2*,

$$(29) \quad \begin{cases} \begin{bmatrix} \mathbf{G}_{calc2}(t) \\ \boldsymbol{\theta}_{calc2}(t) \end{bmatrix} = \mathbf{f}_2(\boldsymbol{\theta}_{an}(t), \boldsymbol{\varphi}_{an}(t), \mathbf{S}(0)) \\ c = \min(a|\boldsymbol{\theta}_{ref}(t) - \boldsymbol{\theta}_{calc2}(t)|^2 + b|\mathbf{G}_{ref}(t) - \mathbf{G}_{calc2}(t)|^2) \end{cases}$$

minimizzando gli scostamenti di $\mathbf{G}_{calc2}(t)$ e $\boldsymbol{\theta}_{calc2}(t)$ dai rispettivi riferimenti e variando opportunamente i coefficienti a e b . Fondamentale risulta la scelta delle variabili angolari $\boldsymbol{\theta}_{calc2}(t)$. Per avere codici di calcolo più efficienti ed ottenere risultati più affidabili e meglio interpretabili è opportuno ridurre al minimo le dimensioni del vettore $\boldsymbol{\theta}_{calc2}$. Tuttavia considerare poche variabili riduce le possibilità di approssimare con maggiore accuratezza i dati di riferimento. In quest'ottica un soddisfacente compromesso può essere raggiunto scegliendo come variabili i parametri angolari n -esimi che a parità di scostamento dal riferimento $|\theta_{n_ref} - \theta_n|$ producono il massimo dello spostamento $|\mathbf{G}_{ref} - \mathbf{G}|$. In tal modo è possibile utilizzare le variabili più significative per approssimare la traiettoria $\mathbf{G}_{ref}(t)$ modificando della minima quantità i valori di $\boldsymbol{\theta}_{ref}(t)$. Questa scelta può essere realizzata con un'analisi di sensibilità studiando la partizione dello Jacobiano di \mathbf{f}_1 che riguarda la traslazione di \mathbf{G} (la partizione dello Jacobiano di \mathbf{f}_1 relativa all'orientamento, invece, riguarda il sistema di riferimento del piede in appoggio rispetto al suolo, ed in prima approssimazione tale partizione può essere trascurata perché non rilevante allo scopo prefissato). È sufficiente considerare il bacino ed un solo arto, ad esempio il destro: durante il singolo appoggio infatti solo la configurazione dell'arto di supporto è influente sulla posizione di \mathbf{G} . Le considerazioni fatte potranno successivamente per simmetria essere estese anche all'altro arto. L'equazione da esaminare diviene quindi:

$$(30) \quad \begin{bmatrix} dx_G \\ dy_G \\ dz_G \end{bmatrix} = \mathbf{J}_t [d\varphi_1, d\varphi_2, d\varphi_3, d\theta_4, \dots, d\theta_i, \dots, d\theta_{12}]^T,$$

in cui al primo membro compaiono le componenti dello spostamento infinitesimo di G, ed al secondo membro la matrice \mathbf{J}_t (3 x 12), che è la partizione in esame dello Jacobiano di \mathbf{f}_1 :

$$(31) \quad \mathbf{J}_t = \begin{bmatrix} z_{pel1} \wedge (\mathbf{S} - \mathbf{G}) \\ z_{pel2} \wedge (\mathbf{S} - \mathbf{G}) \\ z_{pel3} \wedge (\mathbf{S} - \mathbf{G}) \\ z_3 \wedge (\mathbf{S} - \mathbf{u}_3) \\ \vdots \\ z_i \wedge (\mathbf{S} - \mathbf{u}_i) \\ \vdots \\ z_{11} \wedge (\mathbf{S} - \mathbf{u}_{11}) \end{bmatrix}^T.$$

In questa matrice \mathbf{z}_{pel1} , \mathbf{z}_{pel2} e \mathbf{z}_{pel3} rappresentano i versori degli assi impiegati per definire i tre parametri angolari di Eulero (φ_1 , φ_2 , φ_3) dell'orientamento delle pelvi rispetto al suolo, mentre il versore \mathbf{z}_i corrisponde all'asse del giunto $i+1$ come indicato in Figura 30. Il vettore \mathbf{u}_i è la posizione dell'origine del sistema di riferimento solidale al membro i . Analizzando \mathbf{J}_t si possono quindi identificare le variabili che compongono $\boldsymbol{\theta}_{calc2}$ e risolvere il *Problema 2*. Se i valori ottenuti sia per quanto riguarda $\boldsymbol{\theta}_{calc2}$ che per \mathbf{G}_{calc2} rientrano nei limiti di normalità si possono considerare il modello validato ed i valori di riferimento identificati. Se i dati a disposizione hanno un'ampia base statistica il limite di normalità è generalmente definito dalla deviazione standard. Verificata la normalità dei valori ottenuti, i riferimenti fisiologici del cammino diventano per il modello:

$$(32) \quad \boldsymbol{\theta}_{phys} = [\boldsymbol{\theta}_{calc2}, \boldsymbol{\varphi}_{an}, \boldsymbol{\theta}_{an}];$$

$$(33) \quad \mathbf{G}_{phys} = \mathbf{G}_{calc2}.$$

Simulazione cinematica del cammino con menomazioni

L'obiettivo di questa simulazione consiste nell'identificare i parametri globali del cammino nella condizione in cui sono eliminate o ridotte alcune possibilità di movimento. Per fare ciò occorre innanzitutto definire la menomazione introdotta, ovvero modificare opportunamente i riferimenti angolari $\boldsymbol{\theta}_{phys}$ nei nuovi riferimenti "menomati" $\boldsymbol{\theta}_{lim}$. Il criterio con cui avviene la simulazione è quello di cercare di riprodurre le strategie con cui il corpo umano cerca automaticamente di compensare le limitazioni imposte. L'ipotesi fatta è che esso tenderà a perseguire gli stessi obiettivi che gli erano propri durante il cammino fisiologico, fra cui la ricerca del minimo dispendio energetico e la riduzione delle sollecitazioni. Come espresso nel Capitolo 1, tali obiettivi sono legati al moto del centro di massa e all'andamento nel tempo degli angoli articolari. La simulazione è quindi realizzata riducendo il più possibile lo scostamento dei valori simulati $\boldsymbol{\theta}_{simul}$ e \mathbf{G}_{simul} dai rispettivi valori di riferimento $\boldsymbol{\theta}_{ref}$ e \mathbf{G}_{phys} , essendo $\boldsymbol{\theta}_{ref}$ una partizione di $\boldsymbol{\theta}_{phys}$ in cui vengono considerati solamente i parametri

corrispondenti alle variabili di θ_{simul} . La modalità con cui la simulazione viene implementata risulta analoga a quella utilizzata per la determinazione dei riferimenti fisiologici. Le variabili identificate con l'analisi di sensibilità resteranno quindi le stesse. Saranno solamente esclusi dalle variabili i parametri, che sono noti, ai quali la menomazione viene imposta. Le equazioni che definiscono la simulazione sono in definitiva:

$$(34) \quad \begin{cases} \begin{bmatrix} \mathbf{G}_{simul}(t) \\ \theta_{simul}(t) \end{bmatrix} = \mathbf{f}_2(\theta_{an}(t), \varphi_{an}(t), \mathbf{S}(0)) \\ c = \min(a |\theta_{ref}(t) - \theta_{simul}(t)|^2 + b |\mathbf{G}_{phys}(t) - \mathbf{G}_{simul}(t)|^2) \end{cases}$$

4.2 La procedura

La procedura di progettazione proposta mira a delineare con una modalità oggettiva l'architettura ottimale della protesi e la sua realizzazione. La filosofia con cui è stata approntata, descritta nell'introduzione al presente capitolo, si basa sulla valutazione delle opzioni progettuali per mezzo di indici di qualità significativi e deterministici, ottenibili grazie a simulazioni. I passi della procedura sono di seguito presentati.

- *Identificazione dei riferimenti*: per determinare l'architettura della protesi occorre identificare innanzitutto quali sono i movimenti che devono essere riprodotti, ovvero i movimenti propri di un individuo normodotato. Fra questi risulta sicuramente essenziale e prioritaria la riproduzione del cammino. È tuttavia utile valutare anche la capacità della protesi di permettere altre attività, che per molti pazienti risultano di grande rilevanza, quali: salita e discesa su un piano inclinato a diverse pendenze, salita e discesa di gradini, cammino e corsa a velocità diverse da quella media, pedalata su bicicletta, ecc. Per tutte queste attività occorre definire con precisione come vengono svolte, sia dal punto di vista dei carichi che dal punto di vista cinematico, in particolare in termini di parametri angolari $\theta(t)$, moto del centro di massa $\mathbf{G}(t)$ e appoggio dei piedi ($\mathbf{S}(t)$ e $\mathbf{T}(t)$).

I riferimenti così raccolti, che possono essere reperiti nella letteratura scientifica o determinati appositamente per mezzo di analisi sperimentale del movimento, vanno a costituire una banca dati per la definizione di uno standard, rappresentante l'utilizzo "ottimo" o "normale" degli arti inferiori. Una modalità per ottenere i riferimenti è stata mostrata nel paragrafo 4.1.9.

- *Valutazione delle caratteristiche e delle richieste dei pazienti*: l'interazione della protesi col paziente è un elemento fondamentale che deve guidare la

progettazione. Le caratteristiche più significative da considerare riguardano in particolare i seguenti aspetti:

- **livello di amputazione:** il livello di amputazione definisce quali sono i dispositivi di cui la protesi dovrà essere dotata: sicuramente il piede ed eventualmente la caviglia se l'amputazione è transtibiale, anche il ginocchio nel caso di amputazione transfemorale. È fondamentale inoltre sapere se l'amputazione è monolaterale o bilaterale per conoscere l'adeguato compromesso tra le garanzie di stabilità che la protesi deve fornire e l'efficienza desiderata in termini di consumo energetico (caratteristiche generalmente in conflitto). Il livello di amputazione, insieme ai connotati del moncone, risulta inoltre determinante nel definire la capacità di esercitare forza sulla protesi e controllarla;
- **condizioni fisiche:** anche le condizioni fisiche, specialmente dovute all'età e al tono muscolare, sono un aspetto decisivo per definire la capacità che ha il paziente di sfruttare le potenzialità della protesi o la necessità che ha lo stesso di avere garanzie di sicurezza;
- **motivazione:** l'utilizzo della protesi, che non è privo di difficoltà e problematiche, richiede tempo, energie e motivazione. La volontà del paziente e la sua determinazione all'apprendimento, nonché il suo desiderio di raggiungere certi risultati di autonomia, contribuiscono fortemente alla scelta della protesi idonea ed al successo dell'intervento di protesizzazione;
- **ambiente di utilizzo:** l'ambiente sociale, culturale o lavorativo può indurre il paziente ad avere esigenze assai specifiche, che si traducono in determinati requisiti che la protesi deve soddisfare. Nei paesi in via di sviluppo, ad esempio, è generalmente necessario camminare su terreni sconnessi e sottoporre la protesi a notevoli sollecitazioni. Per il reinserimento sociale del paziente, inoltre, risulta avere peso in certe aree, come quelle del sud-est asiatico, la possibilità di accucciarsi o sedersi a gambe incrociate;
- **caratteristiche antropometriche:** le caratteristiche dimensionali possono influire sul comportamento della protesi (ad esempio il fatto di avere gambe lunghe o corte rispetto al busto influisce sulla stabilità). Si possono definire diverse classi di pazienti, a seconda dell'età (bambino, giovane, adulto o anziano), del peso (di corporatura robusta o esile), dell'etnia (europeo, orientale, centro-africano, ecc.) o del sesso.
- **Simulazione cinematica del cammino con menomazioni:** il modello presentato nella sezione 4.1 consente, dopo essere stato implementato in un opportuno codice di programmazione, di simulare il cammino in presenza di menomazioni

che limitano, impediscono o alterano determinati movimenti. I criteri e la modalità con cui tali simulazioni vengono realizzate sono stati espressi nel paragrafo 4.1.9. La loro esecuzione permette di determinare l'impatto, dal punto di vista del moto, che la degradazione di alcuni movimenti comporta sull'intero sistema di locomozione. Le simulazioni permettono quindi di verificare la capacità di eseguire con la protesi le attività di cui è capace un individuo normodotato (cammino in piano, su pendio, su gradini, corsa, ecc.).

- *Indici di valutazione delle prestazioni cinematiche*: idonei indici di valutazione vagliano in modo oggettivo l'entità della degradazione del movimento che consegue alle menomazioni introdotte. Gli indici misurano in particolare i risultati ottenuti dalle simulazioni confrontandoli con i riferimenti identificati per l'individuo normodotato. Avendo identificato rispettivamente come parametri fondamentali della simulazione e come obiettivi della simulazione il moto di G e gli angoli articolari, risulta naturale impiegare i medesimi parametri per effettuare l'analisi dei risultati. Un possibile indice potrebbe essere ottenuto dal valore assunto istante per istante dalla funzione costo c . Tuttavia tale valore compendia uno scarto relativo ad angoli ed uno scarto relativo a distanze. Queste quantità hanno dimensioni e significati differenti, per cui è opportuno considerarle separatamente. Risulta invece significativo considerare l'integrale di questi questi valori nel periodo T del ciclo. Ponendo

$$(35) \quad \begin{aligned} i_G &= \int_0^T |\mathbf{G}_{phys}(t) - \mathbf{G}_{simul}(t)|^2 dt, \\ i_\theta &= \int_0^T |\boldsymbol{\theta}_{ref}(t) - \boldsymbol{\theta}_{simul}(t)|^2 dt, \end{aligned}$$

e mantenendo le notazioni definite in precedenza per gli altri parametri indicati, si ottengono due indici i_G ed i_θ che quantificano rispettivamente la degenerazione del moto di G e dei parametri angolari.

- *Scelta del cinematismo della protesi*: grazie alla definizione di opportuni indici è possibile quantificare e confrontare le prestazioni cinematiche ottenibili con diverse soluzioni protesiche. L'obiettivo che si vuole raggiungere progettando una protesi a basso costo non è tanto quello di ottenere il massimo delle prestazioni possibili (ovvero quelle corrispondenti al cammino fisiologico) quanto quello di fornire il miglior compromesso tra prestazioni e costo. Poiché in generale a maggiori prestazioni è associata una maggiore complessità costruttiva, e quindi un maggior costo, l'obiettivo diventa quello di cercare la massima semplificazione della struttura. La soluzione cercata è quella che riduce al minimo i movimenti da realizzare (“menomando” i movimenti) e che consente contemporaneamente un livello di vita soddisfacente per il paziente. Tale livello

sarà funzione della tipologia di paziente per cui si sta progettando la protesi (vedi *Valutazione delle caratteristiche e delle richieste dei pazienti*).

- *Simulazione cinetostatica del cammino con menomazioni*: i carichi agenti sui diversi componenti della protesi possono essere definiti per mezzo di simulazioni cinetostatiche, considerando cioè noto il moto del corpo e degli arti inferiori. Tali simulazioni allo stato attuale devono ancora essere implementate. Esse si basano tuttavia sullo stesso modello, presentato nella sezione 4.1, utilizzato per le simulazioni cinematiche. Confrontando i carichi ottenuti dalle simulazioni con quelli propri di un individuo normodotato (vedi *Identificazione dei riferimenti*) può essere valutata l'accettabilità della soluzione cinematica scelta per la protesi. In caso di sollecitazioni troppo elevate, di scarsa stabilità o eccessiva forza richiesta occorre modificare il progetto cinematico. Quest'ultima valutazione deve essere fatta anche alla luce dei requisiti propri della categoria di pazienti considerata (vedi *Valutazione delle caratteristiche e delle richieste dei pazienti*).
- *Identificazione delle modalità costruttive, dimensionamento degli elementi protesici e ingegnerizzazione*: le scelte realizzative che riguardano questi aspetti influenzano fortemente sia il costo che la possibilità di incontrare le esigenze del paziente. Il progetto dell'elemento protesico deve essere tale da soddisfare i requisiti cinematici e cinetostatici identificati. In particolare per i paesi in via di sviluppo dovranno essere rispettati anche alcuni requisiti specifici, che possono essere riassunti dai seguenti criteri:
 - facile reperibilità ed economicità dei materiali impiegati;
 - elevata affidabilità e durata;
 - adeguatezza a terreni sconnessi e ad un utilizzo che prevede sollecitazioni significative;
 - facilità di costruzione e riparazione "in loco";
 - elevata resistenza ad agenti corrosivi.

Si vuole qui accennare al possibile utilizzo della tecnologia propria dei meccanismi cedevoli o "compliant". Tali meccanismi presentano la caratteristica di consentire i movimenti relativi fra i vari elementi del meccanismo unicamente grazie alla flessibilità degli elementi stessi. L'uso di questa tecnologia permette soluzioni costruttive a basso costo con interessanti proprietà di affidabilità e durata.

4.3 Un esempio applicativo

4.3.1 Identificazione dei riferimenti

Dalla ricerca effettuata nella letteratura scientifica è stato possibile individuare i dati fondamentali del cammino per quanto riguarda una popolazione principalmente maschile adulta caucasica. Tali dati sono descritti nel seguito.

Parametri angolari delle articolazioni

Gli angoli relativi alle articolazioni ed all'orientamento del bacino rispetto al suolo sono stati ottenuti dallo studio di Kadaba et al. [48]. Tale studio è stato realizzato con un sistema Vicon® di analisi del movimento a marcatori passivi, compiendo un'analisi sperimentale del cammino su 40 soggetti adulti normodotati, 28 uomini e 12 donne fra i 18 e 40 anni. La velocità del cammino è stata liberamente scelta dai soggetti. I sistemi di riferimento utilizzati per il calcolo degli angoli articolari sono stati anatomicamente definiti in modo analogo a quelli del modello (vedi Figura 30). Gli zeri sono gli stessi definiti in Tabella 1 per gli angoli ψ_i . L'istante iniziale fissato per l'inizio della misurazione corrisponde all'impatto col suolo del tallone dell'arto considerato (sia il destro che il sinistro). Per definire la modalità con cui è stato misurato l'orientamento del bacino, si consideri la terna di riferimento solidale al suolo avente l'asse y nella direzione di avanzamento e l'asse x diretto verso l'alto lungo la verticale. L'asse z formi una terna cartesiana destrorsa. Rispetto a questa terna sono calcolati i tre angoli di tilt, obliquità e rotazione del bacino come una successione di rotazioni della terna mobile solidale al bacino rispettivamente intorno ai versori z , x e y di Figura 29. L'istante iniziale della misurazione corrisponde per l'obliquità all'impatto del tallone sinistro e per la rotazione all'impatto del tallone destro. Per ragioni di simmetria è indifferente se si considera l'impatto del destro o del sinistro nel caso del tilt (che ha periodo pari a metà del tempo del ciclo totale). L'unico angolo di interesse mancante nel lavoro citato è costituito dall'adduzione della caviglia. Si è ovviato a tale mancanza attingendo ad un database individuato in [49], pur non essendo qui esplicitati con precisione i sistemi di riferimento considerati per questo angolo. L'andamento degli angoli, riportato graficamente da [48] e [49] in funzione della percentuale del tempo di *stride*, è stato ricavato per punti direttamente dai grafici e successivamente interpolato con spline cubiche. È stata garantita in particolare la continuità, richiesta da un cammino ciclico a regime, della posizione angolare e della sua derivata prima fra la fine e l'inizio dello *stride*. I punti di campionamento e le curve ottenute sono mostrati in Figura 31.

Non sono riportati né in [48] né in [49] i parametri dimensionali dei soggetti.

Parametri dimensionali

Sono stati individuati i parametri antropometrici relativi ad una popolazione maschile adulta di razza caucasica. I dati presentati, espressi in mm, sono stati identificati e normalizzati rispetto all'altezza del soggetto come segue:

- $hip = 170/1796$; $hG = 87/1796$; $dG = 8/1796$; per questi dati si fa riferimento allo studio di Leardini et al. [50], che ha eseguito misure sperimentali su 11 maschi adulti volontari, riportandone il valore medio di hip , della posizione dei punti di repere anatomico indicati in Figura 29, e dell'altezza totale;
- $laf = 165/1730$; $hf = 80/1730$; $lpf = 40/1730$; $wfr = 65/1730$; $wfl = 25/1730$; non è stato individuato dall'autore un lavoro scientifico che riportasse le misure necessarie per la definizione dimensionale del piede; i valori del piede indicati sono stati perciò appositamente misurati su un unico soggetto adulto caucasico normodotato;
- $th = 422/1776$; $sh = 434/1776$; le distanze fra le articolazioni rispettivamente di femore e tibia sono state ottenute dallo studio di De Leva [51], che le ha ricavate a partire da studi eseguiti su amplissimi campioni, sempre relativi a uomini adulti caucasici; di questi, anche se sono definite le dimensioni medie di un gran numero di segmenti corporei, tuttavia non risulta indicata l'altezza hf del centro della caviglia rispetto al terreno, necessaria per determinare per i soggetti considerati l'altezza media, da utilizzare per la normalizzazione: si è ovviato alla mancanza di questo dato adottando il valore di hf indicato al punto precedente.

Moto del centro del bacino

Informazioni adeguate sul moto del centro del bacino (G) sono riportate da Whittle [20]. In questo studio viene identificata l'oscillazione di G in ciascuna delle tre dimensioni (verticale, medio-laterale e antero-posteriore), considerando il moto di G come somma di una oscillazione sinusoidale ed una portante stazionaria. I dati sono ottenuti da un'analisi sperimentale su 10 soggetti tra i 20 e i 70 anni, che scelgono liberamente la velocità di avanzamento. I valori forniti sono le ampiezze di massimo e di minimo ed i relativi istanti di tempo, misurato come percentuale del ciclo di *stride*. L'andamento nel tempo di G è stato ricavato dallo studio di Whittle interpolando con spline cubiche i punti da lui forniti, come mostrato in Figura 32. Anche in questo caso, per garantire la ciclicità del cammino, si è imposta la continuità di posizione e derivata temporale al tempo 0 e al tempo 100. Non sono fornite da Whittle indicazioni sull'altezza dei soggetti esaminati. Per normalizzare i valori delle oscillazioni di G si è ipotizzata un'altezza media pari a 1750 mm (tenendo conto che i soggetti considerati sono metà uomini e metà donne).

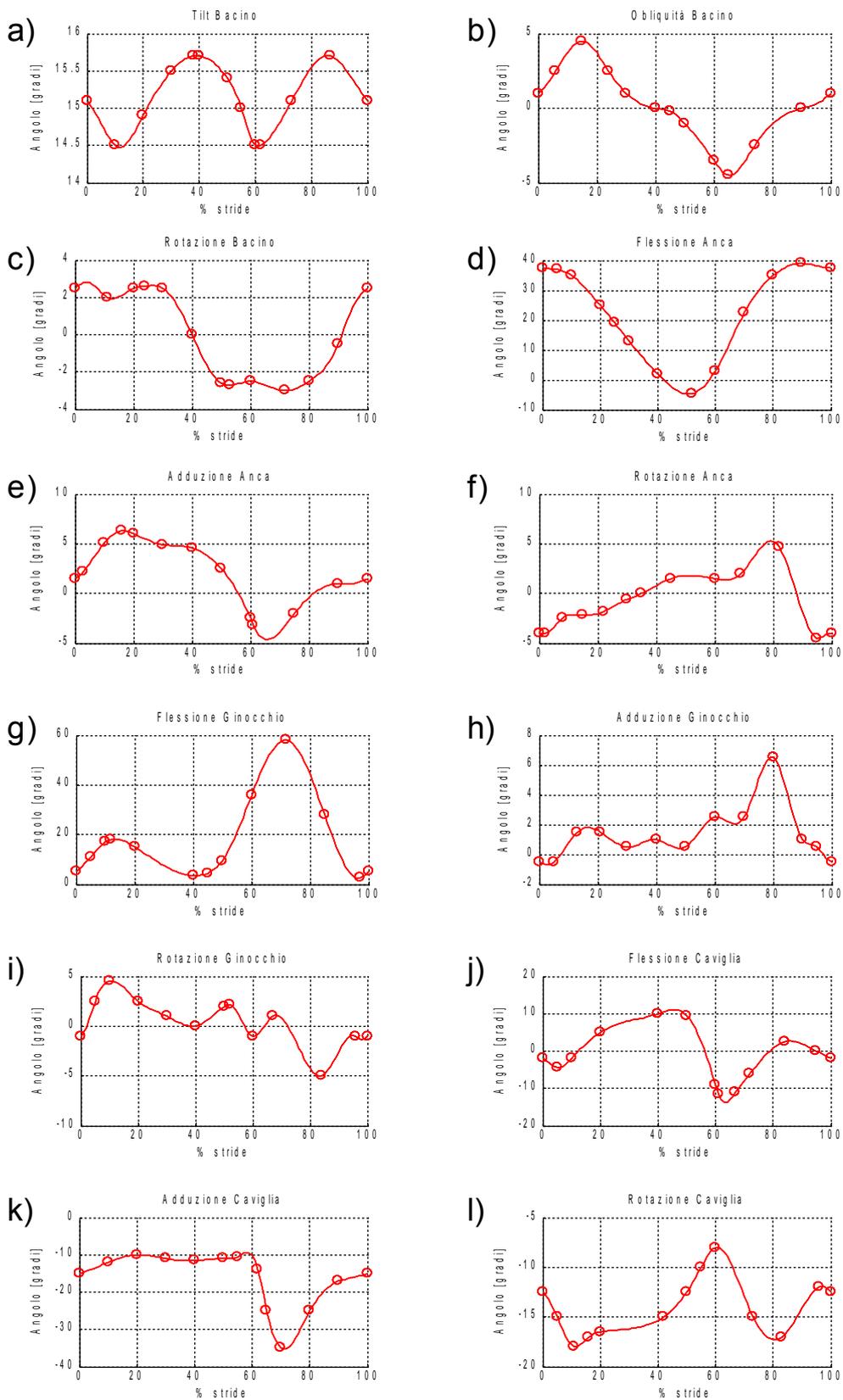


Figura 31. Angoli del bacino e delle articolazioni durante il cammino, ottenuti per interpolazione con spline cubiche da dati sperimentali di [48] e [49]. I cerchi indicano i dati campionati che costituiscono i nodi delle interpolazioni.

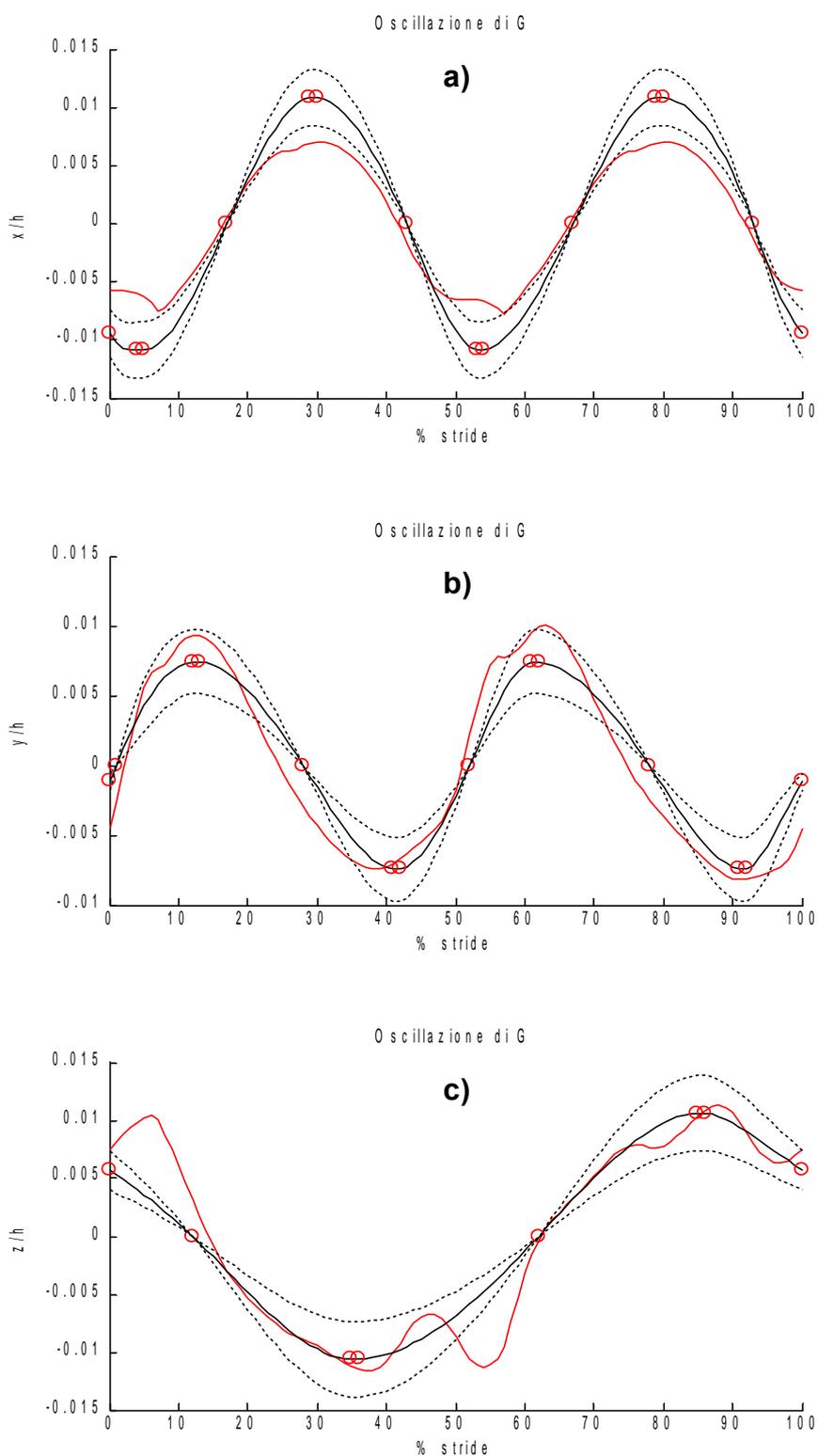


Figura 32. Oscillazioni di G lungo gli assi x, y e z, rappresentate rispettivamente nei grafici a), b) e c). L'ordinata è normalizzata rispetto all'altezza dei soggetti considerati. In nero sono identificati i valori di riferimento, tratti da [20], con linea tratteggiata è definita la deviazione standard dell'ampiezza rispetto ai riferimenti, con linea rossa sono mostrati i valori di $G_{osci}(t)$ calcolati risolvendo il Problema 1. I cerchi rossi indicano i nodi delle spline cubiche con cui sono stati ottenuti i dati di riferimento.

In base ai dati raccolti si possono ora definire i parametri angolari di riferimento $\boldsymbol{\varphi}_{\text{ref}}(t) = [\varphi_1(t), \varphi_2(t), \varphi_3(t)]^T$ e $\boldsymbol{\theta}_{\text{a-ref}}(t) = [\theta_4(t), \theta_5(t), \dots, \theta_{21}(t)]^T$. Siano $\alpha_1(t), \alpha_2(t), \dots, \alpha_{12}(t)$ gli angoli rappresentati rispettivamente in Figura 31 a), b), ..., l). Si consideri come istante iniziale l'impatto del tallone destro e si ponga (con riferimento alla Tabella 1 per gli angoli ψ_i):

$$(36) \quad \psi_i(t) = \alpha_i(t) \quad \text{per } i = 4, 5, \dots, 12;$$

$$(37) \quad \psi_i(t) = \alpha_i(t+50) \quad \text{per } i = 13, 14, \dots, 21;$$

$$(38) \quad \varphi_1(t) = \alpha_1(t), \quad \varphi_2(t) = -\alpha_2(t), \quad \varphi_3(t) = \alpha_3(t).$$

Si nota che gli istanti di tempo t sono stati definiti per $t=[0,100]$, $t \in \mathbb{N}$. Si osserva inoltre che la configurazione dell'arto sinistro, a cui fanno riferimento le relazioni 37, è sfasata temporalmente rispetto all'arto destro del 50% dello *stride*.

Ponendo che la posizione iniziale dell'appoggio sia $\mathbf{T}(0) = \mathbf{0}$, si può risolvere l'equazione 13 del *Problema 1* ed ottenere l'andamento $\mathbf{G}_{\text{calcl}}(t)$.

La componente oscillatoria $\mathbf{G}_{\text{oscl}}(t)$ di $\mathbf{G}_{\text{calcl}}(t)$ può essere ricavata sottraendo a $\mathbf{G}_{\text{calcl}}(t)$ il vettore delle sue componenti stazionarie. Lungo l'asse y (direzione di avanzamento) la componente stazionaria è costituita da un moto rettilineo uniforme, mentre lungo gli assi x e z essa è una costante. $\mathbf{G}_{\text{oscl}}(t)$ si può pertanto ottenere come:

$$(39) \quad \mathbf{G}_{\text{oscl}}(t) = \begin{bmatrix} G_{\text{calcl}}^x(t) - \frac{1}{101} \sum_{i=0}^{100} G_{\text{calcl}}^x(i) \\ G_{\text{calcl}}^y(t) - \left[V_m \cdot t + \frac{1}{101} \sum_{i=0}^{100} (G_{\text{calcl}}^y(i) - V_m \cdot i) \right] \\ G_{\text{calcl}}^z(t) - \frac{1}{101} \sum_{i=0}^{100} G_{\text{calcl}}^z(i) \end{bmatrix},$$

in cui $G_{\text{calcl}}^x, G_{\text{calcl}}^y, G_{\text{calcl}}^z$ sono le componenti di $\mathbf{G}_{\text{calcl}}$ rispettivamente lungo gli assi x, y e z del riferimento assoluto e V_m è la velocità media di avanzamento di G :

$$(40) \quad V_m = \frac{G_{\text{calcl}}^y(100) - G_{\text{calcl}}^y(0)}{100}.$$

In Figura 32 sono raffrontati $\mathbf{G}_{\text{oscl}}(t)$ e l'andamento di $\mathbf{G}_{\text{ref}}(t)$ ottenuto da [20]. Si osserva che risultano replicate in modo soddisfacente le frequenze principali delle oscillazioni e le loro ampiezze (ad eccezione dell'ampiezza di $G_{\text{oscl}}^y(t)$, che risulta significativamente inferiore). Si osserva anche però che alle frequenze principali che sono quelle del riferimento sono sovrapposte delle frequenze più alte che non sono compatibili con un moto fisiologico: esse

infatti genererebbero elevate azioni inerziali per i cambi repentini di direzione prodotti sul busto. Osservando le Figure 33 a) e 33 b), che mostrano alcune configurazioni ottenute per il modello dalla soluzione del *Problema 1*, si nota come il risultato raggiunto appaia prossimo ad una condizione fisiologica. Risultano evidenti tuttavia alcune anomalie significative. Ad esempio il piede destro inizialmente non appoggia, rimanendo sollevato in una condizione in cui esso dovrebbe essere caricato.

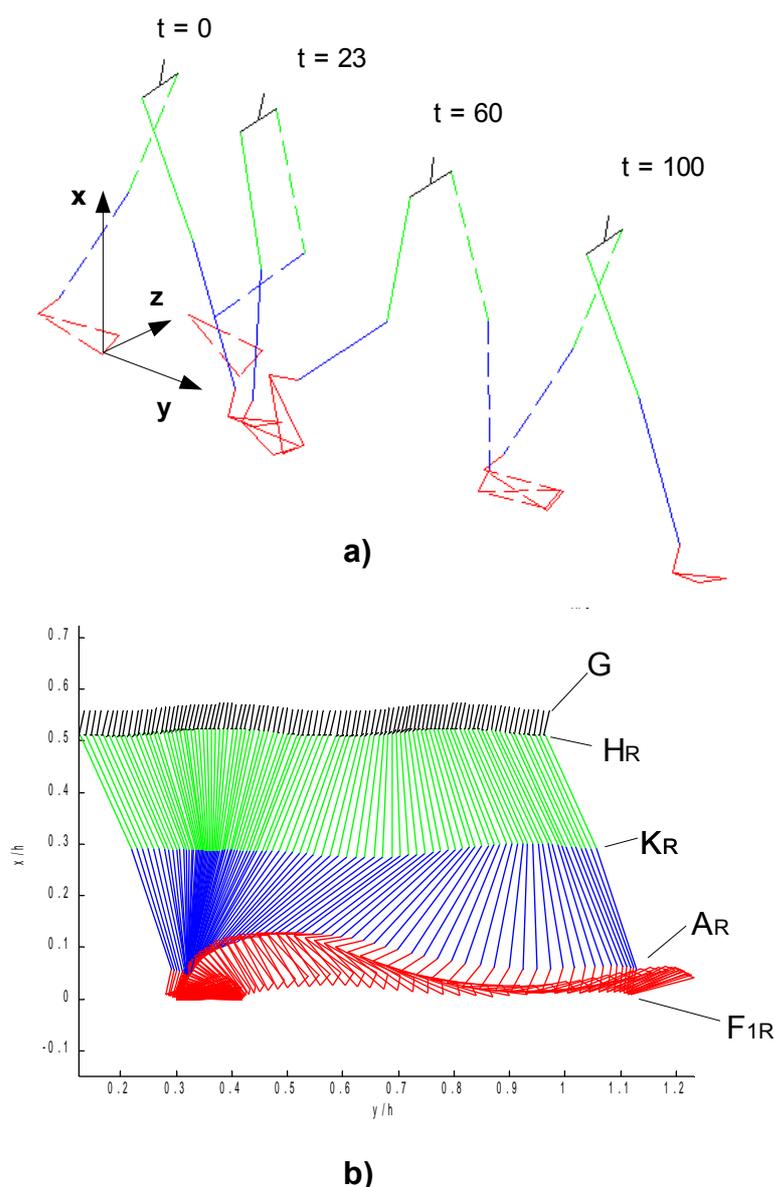


Figura 33. Nell'illustrazione a) sono mostrate alcune configurazioni del modello, simulate risolvendo il *Problema 1*, rispetto al riferimento del suolo. L'illustrazione b) è una vista laterale delle configurazioni dell'arto inferiore destro e del bacino per $t = [0,100]$, relative alla stessa simulazione.

Dall'analisi effettuata si ottiene quindi che i dati a disposizione, se non vengono modificati, non sono idonei a definire i parametri fisiologici di riferimento del modello. Una soluzione può essere ottenuta dalla risoluzione del *Problema 2*. Per implementare tale risoluzione occorre scegliere le variabili angolari da ottimizzare. L'obiettivo è quello di modificare il meno possibile i dati di riferimento al fine di ottenere valori compatibili con la fisiologia sia per il moto di G che per i parametri angolari. Si effettua tale scelta cercando le variabili più influenti sul moto di G ed al contempo maggiormente modificabili entro valori di normalità.

L'influenza delle variabili sul moto di G risulta identificata dalla partizione \mathbf{J}_t dello Jacobiano del modello definito in (31). Calcolando \mathbf{J}_t in ogni configurazione ottenuta dal *Problema 1* negli istanti $t = [0,100]$, e calcolando successivamente la media di ciascun elemento di \mathbf{J}_t nel periodo di tempo considerato, si ottiene una matrice \mathbf{J}_{tm} media definita come:

$$(41) \quad \mathbf{J}_{tm} = \left| \frac{1}{101} \sum_{t=0}^{100} \mathbf{J}_t(i) \right|.$$

Considerando una relazione analoga alla (30) si possono definire gli spostamenti medi infinitesimi dx_{Gm} , dy_{Gm} e dz_{Gm} in funzione della variazione infinitesima degli angoli φ_i e θ_i :

$$(42) \quad \begin{bmatrix} dx_{Gm} \\ dy_{Gm} \\ dz_{Gm} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{tmx} \\ J_{tmy} \\ J_{tmz} \end{bmatrix} \cdot [d\varphi_1, d\varphi_2, d\varphi_3, d\theta_4, \dots, d\theta_i, \dots, d\theta_{12}]^T,$$

in cui \mathbf{J}_{tmx} , \mathbf{J}_{tmy} e \mathbf{J}_{tmz} sono i vettori riga che compongono \mathbf{J}_{tm} , gli elementi dei quali definiscono l'influenza sul moto di G di ciascun parametro angolare rispettivamente nelle direzioni x , y e z del riferimento assoluto.

Calcolando la norma relativa ad ogni parametro i -esimo dai tre vettori riga si ottiene un vettore \mathbf{S} tale che:

$$(43) \quad S(i) = \sqrt{J_{tmx}^2(i) + J_{tmy}^2(i) + J_{tmz}^2(i)},$$

che può rappresentare globalmente la sensibilità del moto di G ad ogni parametro angolare i .

Al fine di valutare quanto i parametri angolari possono essere modificati senza influire significativamente sulla fisiologia del cammino, si è fatta l'ipotesi che l'entità di tale modifica sia legata ai valori delle escursioni angolari totali durante tutto il ciclo $\Delta\theta_i$ e $\Delta\varphi_i$ ed alle deviazioni standard medie $\sigma\theta_i$ e $\sigma\varphi_i$ di ciascun angolo θ_i e φ_i . Questi dati sono identificabili da [48] e [49]. Si sono perciò definiti i vettori $\Delta\theta$ e $\sigma\theta$ che raccolgono tali valori.

Per tenere conto di tutti gli aspetti indicati è stato definito un vettore \mathbf{K} tale che i suoi elementi K_i sono dati da:

$$(44) \quad K_i = S_i \cdot \Delta\theta_i \cdot \sigma\theta_i,$$

in cui $\Delta\theta_i$ e $\sigma\theta_i$ sono gli elementi i -esimi di $\Delta\theta$ e $\sigma\theta$.

I parametri angolari scelti infine come variabili per l'ottimizzazione sono i quattro angoli per i quali \mathbf{K} presenta i valori più elevati: in ordine decrescente di valore sono flessione dell'anca, flessione del ginocchio, adduzione dell'anca e flessione della caviglia.

I valori dei vettori descritti sono mostrati in Tabella 2.

Tabella 2. Vettori definiti per l'individuazione delle variabili angolari da ottimizzare per la soluzione del Problema 2. Gli elementi di J_{tmx} , J_{tmy} e J_{tmz} sono espressi come rapporto, moltiplicato per 1000, tra distanze normalizzate rispetto all'altezza dei soggetti e gradi. $\Delta\theta$ e $\sigma\theta$ sono espressi in gradi. Sono evidenziati per ogni vettore i quattro valori più significativi. Il vettore \mathbf{K} (qui scalato di un fattore 10), è stato utilizzato come indice di valutazione globale. Si noti come le variabili scelte sono quelle che presentano il maggior numero di valori evidenziati nei diversi vettori.

	Tilt Bacino	Obliq. Bacino	Rotaz. Bacino	Rot. Cav.	Add. Cav.	Fless. Cav.	Rotaz. Gin.	Add. Gin.	Fless. Gin.	Rotaz. Anca	Add. Anca	Fless. Anca
	φ_1	φ_2	φ_3	θ_4	θ_5	θ_6	θ_7	θ_8	θ_9	θ_{10}	θ_{11}	θ_{12}
J_{tmx}	144	44	17	12	14	76	6	8	100	6	17	142
J_{tmy}	499	12	45	9	5	58	15	9	274	16	27	498
J_{tmz}	0	471	190	95	44	4	96	282	7	76	516	22
\mathbf{S}	519	473	196	96	46	96	97	282	292	78	517	518
$\sigma\theta$	1	2	3	5	3	4	3	2,5	5	3	4	4
$\Delta\theta$	1,2	9	5,8	10	25,9	24,9	9,5	7,2	55,5	9,7	10,9	43,7
\mathbf{K}	62	851	341	480	357	956	276	508	8103	285	2254	9055

Si è quindi risolto il *Problema 2* per l'identificazione dei riferimenti. Si è imposta la condizione di doppio appoggio negli intervalli di tempo $t = [0,9]$ e $t = [50,59]$. Il procedimento di minimizzazione delle funzioni costo (24), nel caso del singolo appoggio, e (26), nel caso del doppio appoggio, è stata implementato ponendo i coefficienti:

$$(45) \quad a = 10^{-10}; \quad b = 10^2; \quad d = 10^3,$$

ove a moltiplica il termine relativo ai parametri angolari (espressi in gradi), b moltiplica il termine relativo alla posizione di G (espressa in distanze normalizzate rispetto all'altezza) e d moltiplica il termine che minimizza la distanza dal suolo (normalizzata rispetto all'altezza) del piede che deve appoggiare.

In tali funzioni è stato aggiunto un termine ulteriore relativo all'angolo di flessione del piede rispetto al suolo. Il valore di riferimento di tale angolo è stato ottenuto dalla soluzione del *Problema 1*, in cui tale angolo risulta determinato. Introducendo lo scostamento fra questi valori nella funzione costo si è voluto non alterare eccessivamente l'orientamento del piede rispetto al suolo, in particolare per quanto riguarda la sua modalità di appoggio al terreno. Il coefficiente impiegato è uguale ad a .

Una rappresentazione globale del risultato ottenuto è mostrata in Figura 34.

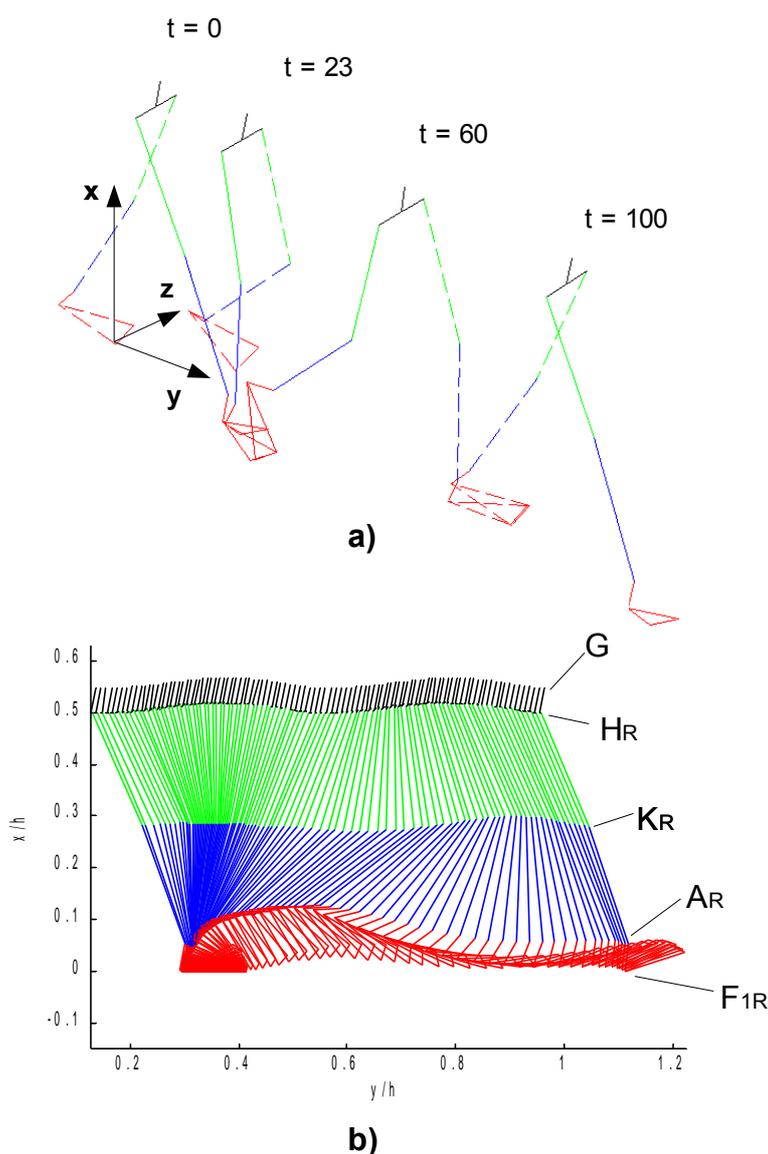


Figura 34. L'illustrazione a) raffigura la configurazione del modello, simulata risolvendo il *Problema 2*, in alcuni istanti di tempo successivi. L'illustrazione b) è una vista laterale delle configurazioni dell'arto inferiore destro e del bacino per $t = [0,100]$.

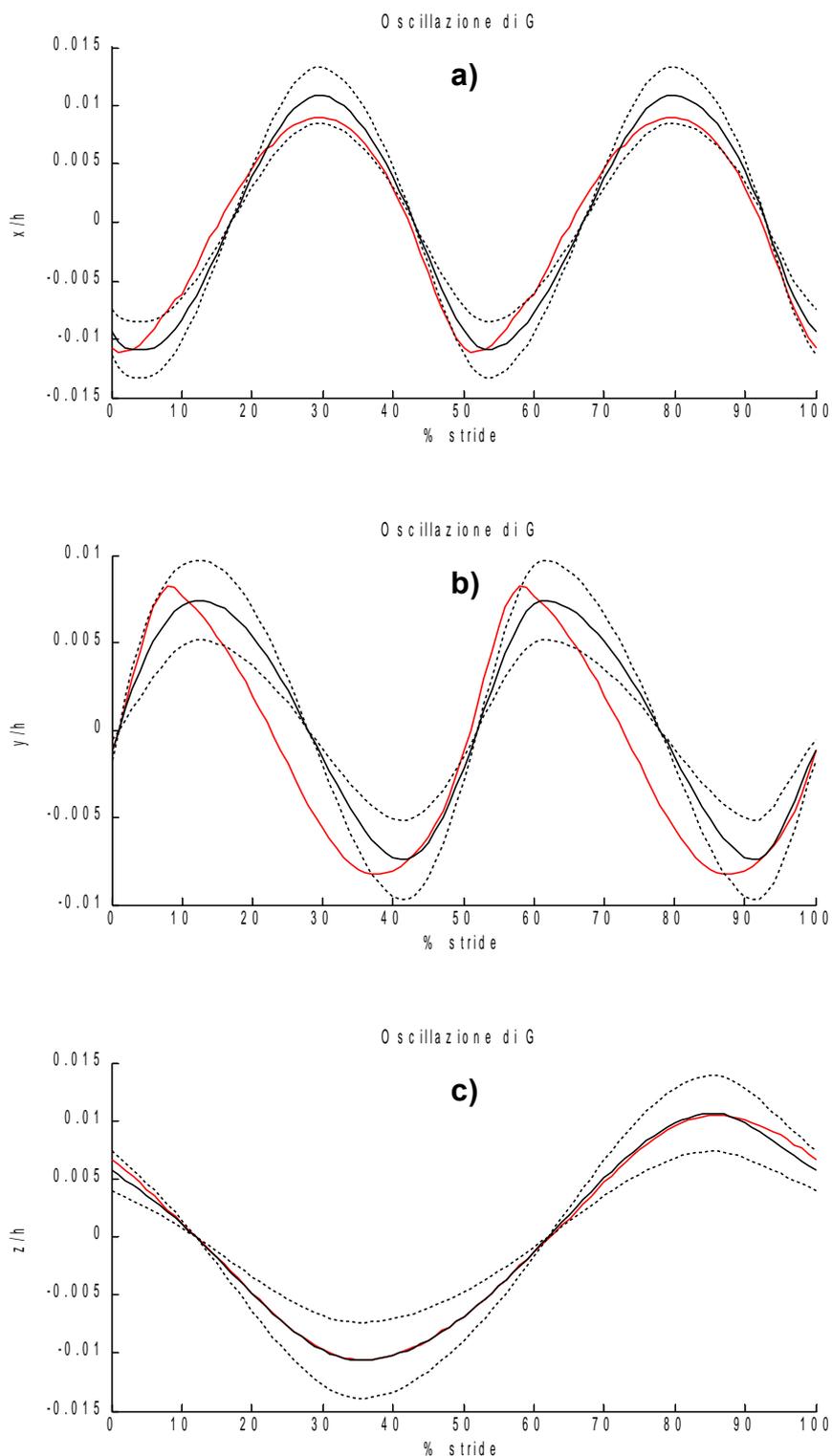


Figura 35. Nei grafici a), b) e c) sono rappresentate rispettivamente le oscillazioni di G nelle direzioni x , y e z . In nero sono identificati i valori di riferimento, con linea tratteggiata è definita la deviazione standard dell'ampiezza rispetto ai riferimenti, con linea rossa sono mostrati i valori di $G_{osc2}(t)$ calcolati risolvendo il *Problema 2*.

Per le variabili angolari la condizione limite di normalità è stata imposta pari al valore medio della deviazione standard fornito per ciascun angolo. L'adozione di tale limite, insieme all'imposizione della condizione di doppio appoggio negli intervalli indicati in precedenza, non ha permesso di replicare in modo esatto le oscillazioni di $G_{ref}(t)$. Tale fatto è visualizzato in Figura 35, dove sono raffrontati $G_{ref}(t)$ e l'oscillazione ottenuta $G_{osc2}(t)$.

Si nota in particolare un parziale sfasamento in anticipo della parte discendente della curva $G_{osc2}^y(t)$ di Figura 35b), corrispondente ad un precoce rallentamento del moto di avanzamento di G. Tale sfasamento, dell'ordine del 5% del tempo di ciclo del cammino, non è tuttavia in conflitto con i dati sperimentali ed è quindi stato considerato accettabile. Si osserva inoltre come la soluzione del *Problema 2* abbia permesso di eliminare le asperità e le oscillazioni anomale che erano proprie della soluzione del *Problema 1*, e come i valori di massimo e minimo ricadano nella norma sia per l'ampiezza che per la fase.

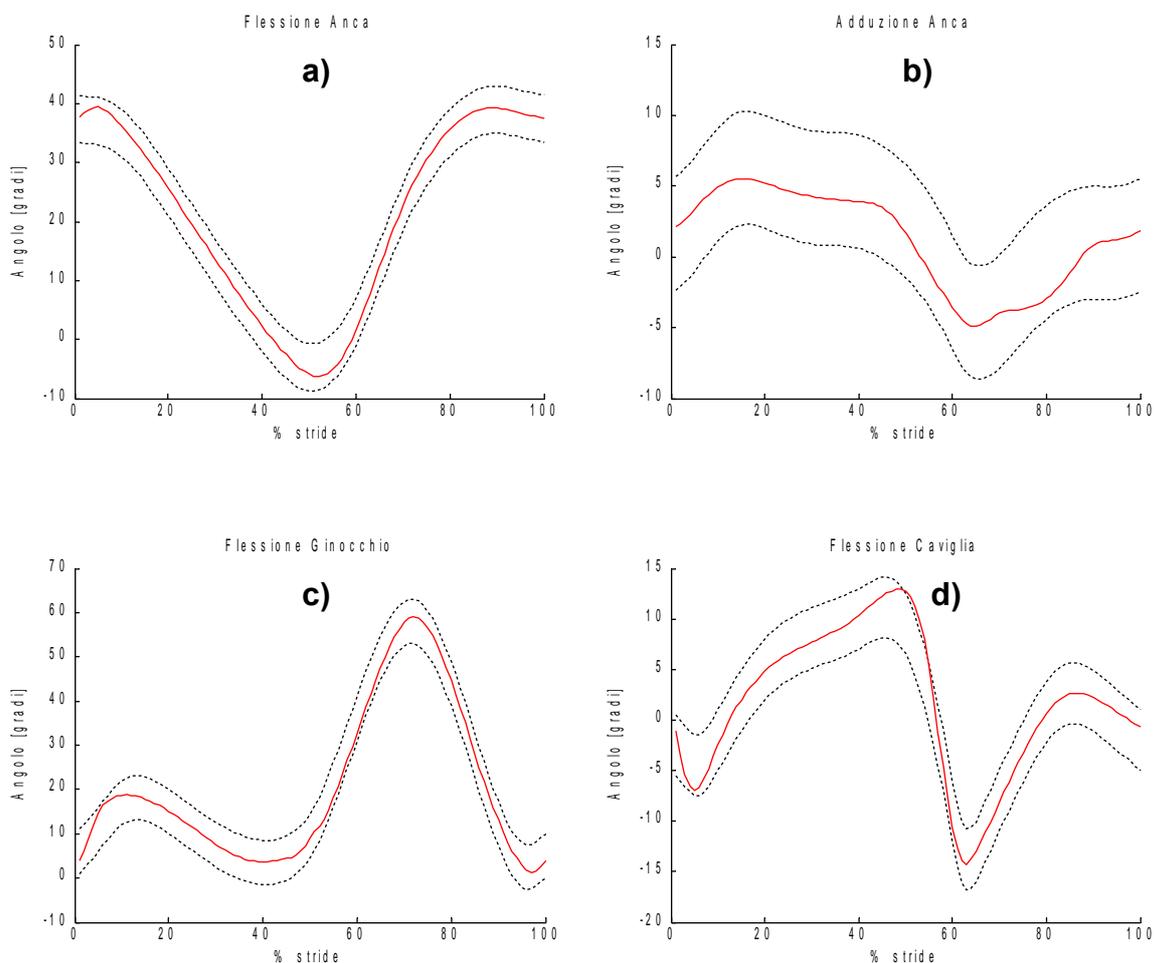


Figura 36. Andamento delle variabili angolari considerate nel *Problema 2*. I grafici a), b), c) e d) mostrano rispettivamente l'andamento di flessione, dell'anca, adduzione dell'anca, flessione del ginocchio e flessione della caviglia. Con linea rossa continua sono identificati i risultati ottenuti, con linea nera tratteggiata i valori limite forniti dalla deviazione standard dei dati sperimentali di riferimento.

L'andamento risultante delle variabili angolari è mostrato in Figura 36.

Si nota che i valori ottenuti sono accettabili secondo i criteri espressi in precedenza. Si osserva tuttavia che in certi intervalli di tempo le curve si approssimano ai valori limite di accettabilità. Questo avviene nello specifico durante le fasi di doppio appoggio, che vengono dunque simulate con minore accuratezza.

In generale i risultati della simulazione del cammino fisiologico ottenuti risolvendo il *Problema 2* rispettano tutte le condizioni di accettabilità. Si può quindi concludere che i valori determinati per il moto di G e per le variabili angolari possono fungere da riferimento per tale cammino.

4.3.2 Eliminazione delle flessione del ginocchio in fase di appoggio

L'obiettivo di questa simulazione consiste nell'identificare i parametri del cammino nella condizione in cui uno dei due ginocchi sia privato della flessione durante la fase di appoggio (FGA). Determinare questi parametri è rilevante per due ragioni:

- *comprendere la funzione della FGA*: la FGA è uno dei determinanti del cammino considerati storicamente essenziali per minimizzare lo spostamento verticale del bacino e quindi il consumo di energia corporea [23]; la funzione della FGA è tuttavia controversa, ed alcuni studi più recenti sostengono che essa sia maggiormente finalizzata, ad esempio, all'assorbimento dell'urto del contatto del piede col terreno [24][52];
- *valutare la necessità di replicare la FGA nella protesi di ginocchio*: la comprensione della FGA può indirizzare significativamente la progettazione delle protesi di ginocchio, in particolare di quelle a basso costo; attualmente tutte le protesi che superano una certa soglia di qualità mirano a riprodurre questo movimento, che è tuttavia complesso da realizzare; se la funzione di questa flessione è assorbire un urto può risultare invece più economico e costruttivamente semplice sostituire ad esempio al movimento di flessione un elemento ammortizzante.

La simulazione implementata consente di valutare l'impatto che l'eliminazione della FGA ha sulla fisiologia del cammino e fornire utili indicazioni nell'affrontare i problemi posti.

La simulazione è realizzata risolvendo il *Problema 2* ed utilizzando i riferimenti identificati nel paragrafo precedente. Le variabili considerate per l'ottimizzazione sono le stesse utilizzate per l'identificazione dei riferimenti, escludendo da queste l'angolo di flessione del ginocchio destro, al quale viene imposto di restare costante al suo valore minimo

nell'intervallo di tempo $T = [0,45]$. La minimizzazione delle funzioni costo (24) e (26) è ottenuta con i coefficienti:

$$(46) \quad a=10^{-8}; \quad b=1; \quad d=10^2,$$

dove a , b e d hanno il significato espresso nella (45). Si noti come il valore di b (legato al moto di G) rispetto a d (legato alla condizione di doppio appoggio) sia relativamente inferiore di quanto indicato per la soluzione del problema precedente.

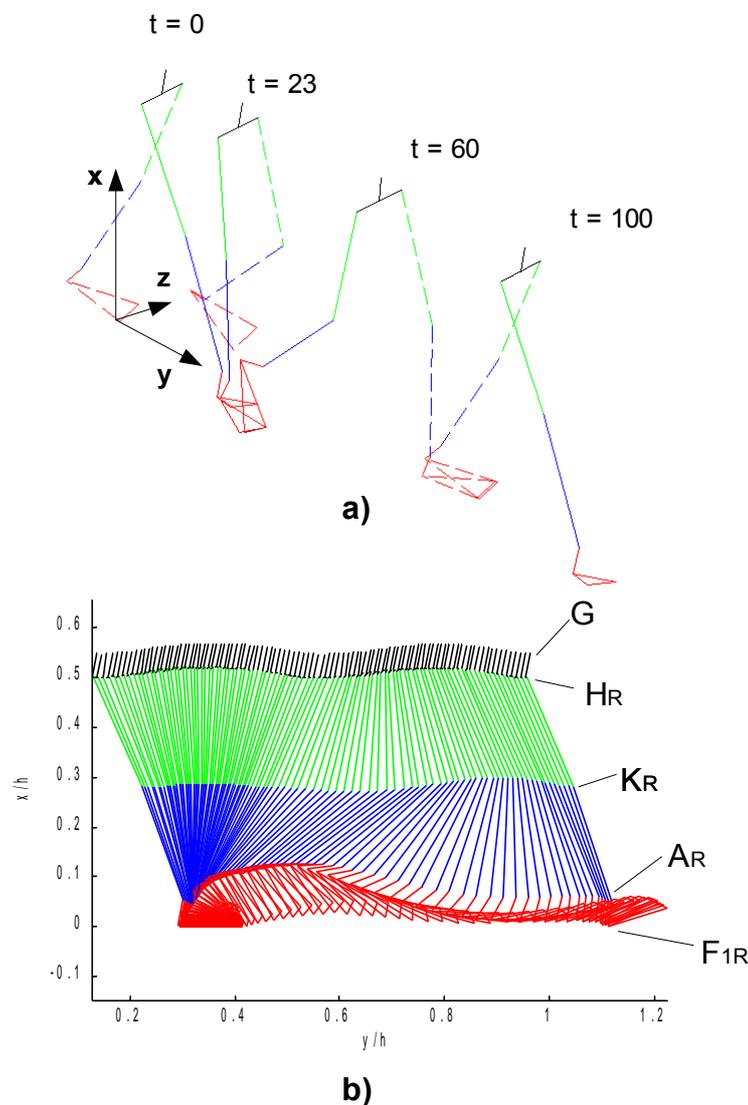


Figura 37. Simulazione del cammino con eliminazione della FGA nel ginocchio destro. In a) sono raffigurate alcune configurazioni del modello, ottenute risolvendo il *Problema 2*. L'illustrazione b) è una vista laterale delle configurazioni dell'arto inferiore destro e del bacino per $t = [0,100]$.

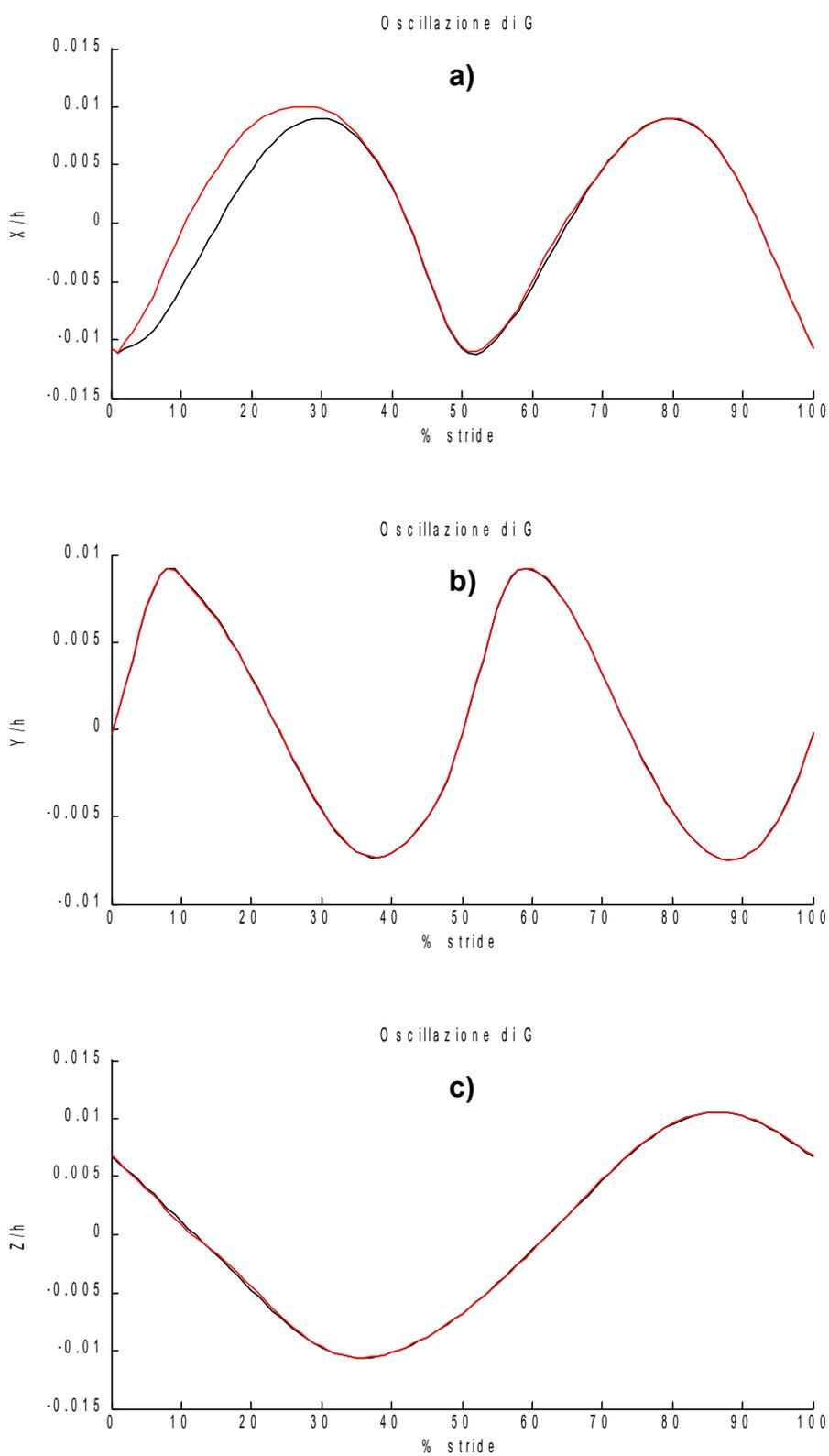


Figura 38. Nei grafici a), b) e c) sono rappresentate rispettivamente le oscillazioni di G nelle direzioni x, y e z, ottenute dalla simulazione con eliminazione della FGA nel ginocchio destro. In nero sono identificati i valori di riferimento e con linea rossa sono mostrati i valori di $G_{osc2}(t)$ calcolati risolvendo il *Problema 2*.

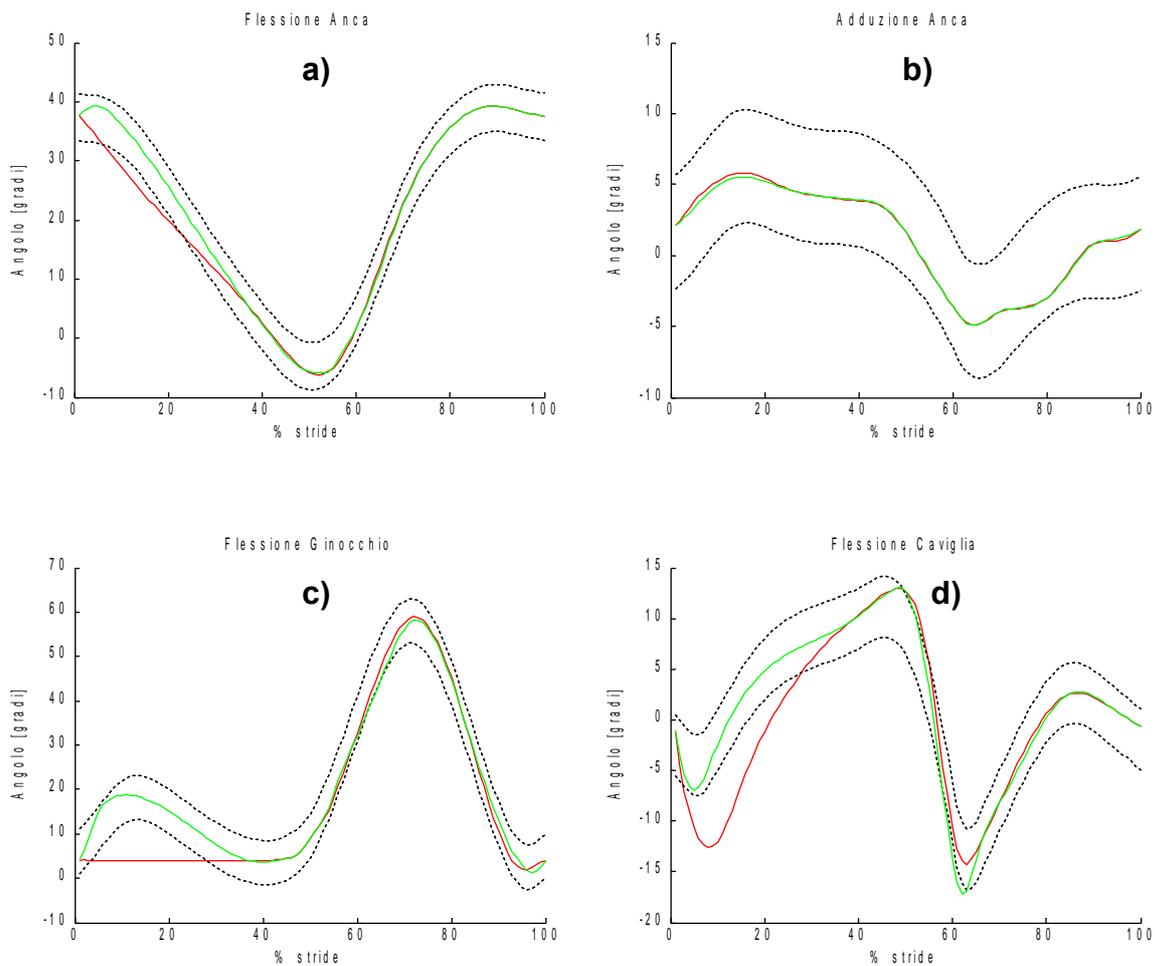


Figura 39. Coordinate delle variabili angolari considerate nella simulazione. I grafici a), b), c) e d) mostrano rispettivamente l'andamento di flessione dell'anca, adduzione dell'anca, flessione del ginocchio e flessione della caviglia. Con linea rossa continua sono identificati i risultati ottenuti per l'arto destro, con linea continua verde i risultati per l'arto sinistro e con linea nera tratteggiata i valori limite forniti dalla deviazione standard dei dati sperimentali di riferimento.

Questa scelta è dovuta al fatto che il mantenimento di un moto di G fisiologico è inteso in questo caso come un obiettivo del sistema-corpo e non come un'esigenza imprescindibile. È rimarcata invece l'obbligatorietà, considerata irrinunciabile, di preservare la condizione di doppio appoggio. Tale condizione, pur non essendo un vincolo cinematico, è tuttavia imposta dalla necessità di supportare il peso del corpo e mantenerne l'equilibrio a basse velocità.

Il risultato ottenuto è mostrato nelle Figure 37, 38 e 39.

E' interessante notare come il moto di G possa essere ancora replicato con precisione tranne che nella prima fase di appoggio del piede destro, dove il ginocchio in estensione ed il piede vincolato a terra costringono G a seguire una traiettoria più elevata (Figura 38a)). Questa anomalia comporta per G un'oscillazione la cui ampiezza aumenta in direzione verticale di circa 1,5 mm per un soggetto alto 175 cm. Tale aumento di ampiezza è praticamente

trascurabile, essendo pari al 4% dell'escursione totale (che vale 37 mm se l'altezza del soggetto è sempre di 175 cm). L'aumento di altezza raggiunge invece negli istanti precedenti valori fino al 19% dell'escursione totale, ed è massima per $t = 13$. L'istante di picco è anticipato del 2% del ciclo, da $t = 31$ a $t = 29$, ed il tratto di curva precedente subisce uno sfasamento medio in anticipo di circa il 4%. Il risultato ottenuto mostra essere quasi ininfluyente la riduzione dell'ampiezza di oscillazione verticale di G dovuta alla FGA. Esso è conforme all'ipotesi sulla funzione della FGA formulata da Gard e colleghi, che fornisce valori molto simili a quelli ora presentati [24][52]. Sempre in analogia a tale ipotesi, secondo cui la funzione della FGA è di assorbire l'urto dovuto all'appoggio del tallone, si nota come nella simulazione sia più repentino l'inizio della salita di G e quindi l'effetto dell'impatto del piede col terreno.

Per quanto riguarda le variabili articolari si osserva che in questa simulazione la menomazione al ginocchio destro viene compensata quasi unicamente dalle altre articolazioni del medesimo arto: anca destra e caviglia destra (vedi Figura 39a) e d). Un andamento della flessione dell'anca identificato su pazienti portatori di protesi prive della FGA presenta alcune analogie, come la riduzione della flessione durante la prima fase dell'appoggio [...] (Figura 40).

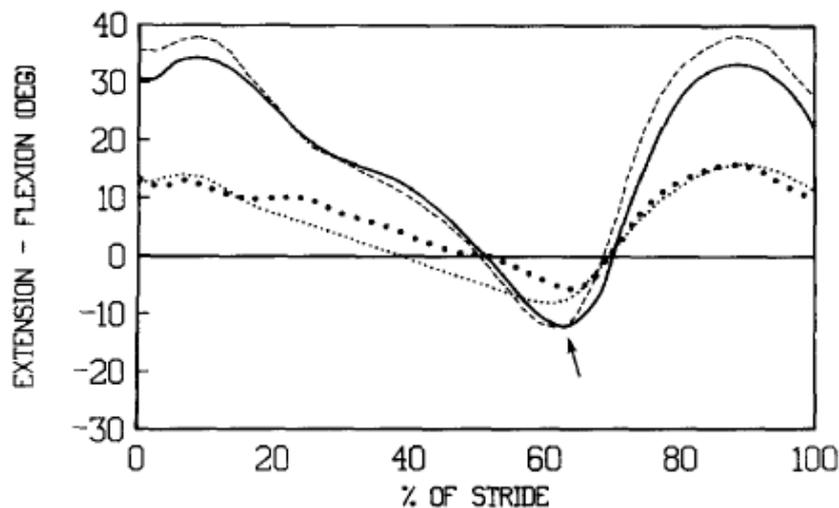


Figura 40. Flessione in amputati trans-femorali monolaterali dell'anca dell'arto sano (linee continue) e amputato (linee tratteggiate). Da [...].

5 Conclusioni

In questa tesi è stata presentata una procedura di progettazione per protesi d'arto inferiore. Essa mira a superare il limite della scarsa strutturazione e standardizzazione nello sviluppo di protesi riscontrato principalmente nel settore del basso costo.

Per realizzare una procedura quanto più oggettiva, verificabile e ripetibile è stato elaborato un apposito modello per la simulazione delle attività di locomozione, in particolare del cammino. Il modello proposto è un modello spaziale bipodalico avente 7 membri rigidi (corrispondenti a piedi, tibie, femori e bacino) e 24 gradi di libertà. Le articolazioni e l'appoggio dei piedi al suolo sono tutti modellati con giunti sferici. I giunti di anca, ginocchio e caviglia sono realizzati con coppie rotoidali ad assi concorrenti disposte coerentemente allo standard indicato dall'International Society of Biomechanics per la descrizione clinica degli angoli articolari. La pianta del piede è modellata a triangolo e presenta tre punti possibili di appoggio.

Il modello risulta necessario per simulare il comportamento di diverse soluzioni protesiche e valutare quindi con indici quantitativi l'influenza che le limitazioni possedute da queste hanno sulla deambulazione. La funzione obiettivo con cui sono realizzate le simulazioni deve rispecchiare i criteri con i quali l'apparato umano di locomozione cerca di compensare eventuali menomazioni. In tale ottica è stato proposto un criterio di simulazione che compendi gli aspetti energetici, cinematici e dinamici considerati come obiettivo dell'apparato locomotorio. Tale obiettivo è stato identificato per mezzo di un'analisi della letteratura scientifica. Si è fatto riferimento in particolare agli studi effettuati da Cavagna e Kaneko [33] per gli aspetti energetici, da Saunders et al. [23], da Gard e Childress [52] e da Della Croce et al. [31] e per l'analisi dei determinanti del cammino. Il criterio proposto valuta il moto del centro del bacino e l'andamento temporale delle variabili di giunto, corrispondenti agli angoli delle articolazioni.

E' stata quindi delineata una procedura di progettazione che si basa su tali simulazioni. Essa è stata elaborata in modo da focalizzare lo scopo cruciale della progettazione nel settore del basso costo. Tale scopo, che si pone nel contesto della sostenibilità, consiste nell'individuazione di un compromesso efficace tra costo e prestazioni per delineare dei dispositivi che siano fruibili dal maggior numero di persone possibile e contemporaneamente adeguati a fornire prestazioni compatibili con una buona qualità della vita. Tale procedura, mirata all'ottenimento della massima semplificazione dei dispositivi protesici, considera l'interazione protesi-paziente e gli aspetti cinematici e dinamici della protesi.

Per quanto riguarda in particolare gli aspetti cinematici è mostrata un'applicazione della procedura nella quale vengono prima identificati i riferimenti fisiologici del cammino e quindi simulato il cammino in presenza di una menomazione al ginocchio (eliminazione della flessione in fase di appoggio). Il modello permette un'esecuzione del cammino fisiologico entro parametri di normalità sia per quanto riguarda il moto delle variabili di giunto sia per quanto riguarda il moto del centro del bacino. Si può quindi considerare validato il modello. La simulazione effettuata trova corrispondenza nelle ipotesi formulate da Gard e colleghi e parzialmente in alcune analisi sperimentali del cammino di amputati transfemorali aventi protesi che non permettono la flessione del ginocchio in fase di appoggio. Si può quindi concludere che con la procedura proposta sia stato individuato un percorso significativo per lo sviluppo di nuove protesi. Tale percorso può essere approfondito con il raffinamento dei criteri di simulazione e la verifica dei risultati ottenibili con analisi cinetostatiche utilizzando il modello presentato.

Bibliografia

1. C Kirtley, History of the Study of Locomotion, <http://www.univie.ac.at/cga/history/>.
2. A Esquenazi (2004), *Amputation rehabilitation and prosthetic restoration. From surgery to community reintegration*, Disability & Rehabilitation, vol. 26, n. 14, pp. 831 - 836.
3. SMHJ Jaegers, JH Arendzen, HJ de Jongh (1995), *Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: A kinematic study*, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 76, n. 8, pp. 736-743.
4. JM Czerniecki, AJ Gitter (1996), *Gait analysis in the amputee: has it helped the amputee or contributed to the development of improved prosthetic components?*, Gait & Posture, vol. 4, n. 3, pp. 258 -268.
5. RL Waters, S Mulroy (1999), *The energy expenditure of normal and pathologic gait*, Gait & Posture, vol. 9, n. 3, pp. 207-231.
6. M Twiste, S Rithalia (2003), *Transverse rotation and longitudinal translation during prosthetic gait-A literature review*, Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 41, n. 4, pp. 9-18.
7. D Cummings (1996), *Prosthetics in the developing world: a review of the literature*, Prosthetics and Orthotics International, vol. 20, pp. 51-60.
8. NE Walsh, WS Walsh (2003), *Rehabilitation of landmine victims - the ultimate challenge*, Bulletin of the World Health Organization, vol. 81, n. 9, pp. 665-670.
9. A Vossberg (1988), *The choice of prosthetic and orthotic technique for less developed countries: analysis and perspectives in Colombia*, Prosthetics and Orthotics International, vol. 12, pp. 96-100.
10. P Poonekar (1992), *Presthetics and Orthosis in India. In: Report of a Research Planning conference - Prosthetic and Orthotic research for twenty firstcentury, Bethsheda, Maryland. 23-25 July 1992*, National Institute of Child Health and Human Development, pp. 233-239.
11. JS Jensen, W Raab (2006), *Clinical field testing of vulcanized Jaipur rubber feet for trans-tibial amputees in low-income countries*, Prosthetics and Orthotics International, vol. 30, n. 3, pp. 225-236.
12. S Mochon, TA McMahon (1980), *Ballistic walking*, Journal of biomechanics, vol. 13, n. 1, pp. 49-57.
13. MG Pandy, N Berme (1988), *A numerical method for simulating the dynamics of human walking*, Journal of biomechanics, vol. 21, n. 12, pp. 1043-1051.

14. MG Pandy, N Berme (1988), *Synthesis of human walking: a planar model for single support*, Journal of biomechanics, vol. 21, n. 12, pp. 1053-1060.
15. MG Pandy, N Berme (1989), *Quantitative assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model--Part 1. Normal gait*, Journal of biomechanics, vol. 22, n. 6-7, pp. 717-724.
16. J Apkarian, S Naumann, B Cairns (1989), *A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb*, Journal of biomechanics, vol. 22, n. 1, pp. 143-155.
17. N Doriot, L Cheze (2004), *A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait using an homogeneous matrix approach*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 51, n. 1, pp. 21-28.
18. G Wu, S Siegler, P Allard, C Kirtley, A Leardini, D Rosenbaum, M Whittle, DD D'Lima, L Cristofolini, H Witte, O Schmid, and I Stokes (2002), *ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine*, Journal of Biomechanics, vol. 35, n. 4, pp. 543-548.
19. VT Inman, H Ralston, F Todd (1981), *Human Walking*, Williams & Wilkins, Baltimore, p.26.
20. MW Whittle (1997), *Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking*, Human Movement Science, vol. 16, pp. 347-355.
21. MHA Eames, A Cosgrove, R Bake (1999), *Comparing methods of estimating the total body centre of mass in three-dimensions in normal and pathological gaits*, Human Movement Science, vol. 18, n. 5, pp. 637-646.
22. SA Gard, SC Miff, AD Kuo (2004), *Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking*, Human Movement Science, vol. 22, n. 6, pp. 597-610.
23. JB Saunders, VT Inman and HD Eberhart (1953), *The major determinants in normal and pathological gait*, Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 35, pp. 543-558.
24. SA Gard and DS Childress (1997), *The effect of pelvic list on the vertical displacement of the trunk during normal walking*, Gait & Posture, vol. 5, n. 3, pp. 233-238.
25. SA Gard, DS Childress (1999), *The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking*, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 80, n. 1, pp. 26-32.
26. M Duff-Raffaele, DC Kerrigan, PJ Corcoran, M Saini (1996), *The proportional work of lifting the center of mass during walking*, American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, vol. 75, n. 5, pp. 375-379.

27. DC Kerrigan, BE Viramontes, PJ Corcoran, PJ LaRaia (1995), *Measured versus predicted vertical displacement of the sacrum during gait as a tool to measure biomechanical gait performance*, American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, vol. 74, n. 1, pp. 3-8.
28. DA Winter (1983), *Knee flexion during stance as a determinant of inefficient walking*, Physical Therapy, vol. 63, n. 3, pp. 331-333.
29. JD Ortega, CT Farley (2005), *Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking*, Journal of Applied Physiology, vol. 99, pp. 2099-2107.
30. H Elftman (1939), *Forces and energy changes in the leg during walking*, American Journal of Physiology, vol. 125, n. 2, pp. 339-356.
31. U Della Croce, PO Riley, JL Lelas, DC Kerrigan (2001), *A refined view of the determinants of gait*, Gait Posture, vol. 14, n. 2, pp. 79-84.
32. CR Lee (1998), *Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running*, Journal of Experimental Biology, vol. 201, n. 21, pp. 2935-2944.
33. GA Cavagna, M Kaneko (1977), *Mechanical work and efficiency in level walking and running*, The Journal of Physiology, vol. 268, n. 2, pp. 467-481.
34. DA Winter (1980), *Overall principle of lower limb support during stance phase of gait*, Journal of Biomechanics, vol. 13, pp. 923-927.
35. AB Wilson (1989), *Limb Prosthetics*, 6th ed., Demos Publications, New York.
36. PCY Tang, K Ravji, JJ Key, DB Mahler, PA Blume, B Sumpio (2008), *Let Them Walk! Current Prosthesis Options for Leg and Foot Amputees*, Journal of the American College of Surgeons, vol. 206, n. 3, pp. 548-560.
37. CW Radcliffe (1977), *Above-Knee Prosthetics*, Prosthetics and Orthotics International, vol. 1, pp. 146-160.
38. JA Campbell (2002), *Material Selection in an Above Knee Prosthetic Leg*, Department of Engineering, Australian National University, Canberra.
39. NE Walsh, JL Lancaster, VW Faulkner, WE Rogers (1989), *A computerized system to manufacture prostheses for amputees in developing countries*, Journal of Prosthetics and Orthotics, vol. 1, n. 3, pp. 165-181.
40. SA Gard, DS Childress, JE Uellendahl (1996), *The influence of four-bar linkage knees on prosthetic swing-phase floor clearance*, Journal of Prosthetics and Orthotics, vol. 8, n. 2, pp. 34-40.
41. JW Michael (1999), *Modern prosthetic knee mechanisms*, Clinical Orthopaedics and Related Research, vol. 361, pp. 39-47.

42. JS Jensen , W Raab (2004), *Clinical field testing of trans-femoral prosthetic technologies: resin-wood and ICRC-polypropylene*, Prosthetics Orthotics International, vol. 28, n. 2, pp. 141-151.
43. GR Angarami, CE Samaria (1989), *An efficient low cost prosthetic structural system*, Journal of Prosthetics and Orthotics, vol. 1, n. 2, pp. 86-91.
44. RM Gabourie (2001), *Niagara foot - Prosthetic foot providing plantar flexion and controlled dorsiflexion*, US Patent 6167066 B1.
45. J Hahl, M Taya (2000), *Experimental and numerical predictions of the ultimate strength of a low-cost composite transtibial prosthesis*, Journal of rehabilitation research and development, vol. 37, n. 4, pp. 405-413.
46. L Tesio, D Lanzi, C Detrembleur (1998), *The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. II. Lower limb amputees*, Clinical Biomechanics, vol. 13, n. 2, pp. 83-90.
47. J Denavit, RS Hartenberg (1955), *A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices*, Journal of Applied Mechanics, vol. 22, n. 2, pp. 215-221.
48. MP Kadaba, HK Ramakrishnan, ME Wootten (1990), *Measurement of lower extremity kinematics during level walking*, Journal of Orthopaedic Research, vol. 8, n. 3, pp. 383 - 392.
49. C Kirtley, CGA Normative Gait Database, <http://www.univie.ac.at/cga/data/index.html>.
50. A Leardini, A Cappozzo, F Catani, S Toksvig-Larsen, A Petitto, V Sforza, G Cassanelli and S Giannini (1999), *Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location*, Journal of Biomechanics, vol. 32, n. 1, pp. 99-103.
51. P de Leva (1996), *Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters*, Journal of Biomechanics, vol. 29, n. 9, pp. 1223-1230.
52. SA Gard, DS Childress (2001), *What determines the vertical displacement of the body during normal walking?*, Journal of Prosthetics and Orthotics, vol. 13, n. 3, pp. 64-67.

Ringraziamenti

Ringrazio tutti coloro che mi hanno sostenuto, incoraggiato e dato speranza in questi tre anni di dottorato ed in particolare durante la tesi. Un ringraziamento particolare va al Prof. Vincenzo Parenti Castelli per l'attenzione, la pazienza, le correzioni e le possibilità offertemi.