

**POLITECNICO DI MILANO**

Facoltà di Ingegneria Industriale

Corso di Laurea in  
Ingegneria Meccanica



**Effetti del Setup sulla Deambulazione con  
Protesi Transfemorale**

Relatore: Prof. Giorgio COLOMBO

Tesi di Laurea di:

Enrico DI GIACOMO

Matr. 740359

Anno Accademico 2010 - 2011



# Indice Generale

<b>Introduzione.....</b>	<b>1</b>
--------------------------	----------

## **Capitolo 1**

<b>Le Protesi di Arto Inferiore .....</b>	<b>3</b>
---	----------

1.1	Tipologie di Protesi.....	3
1.2	Protesi Transfemorale Modulare .....	5
1.3	L'Invasatura .....	8
1.4	Il Piede .....	10
1.5	Il Ginocchio.....	12
1.5.1	<i>Ginocchio Meccanico Monocentrico .....</i>	<i>13</i>
1.5.2	<i>Ginocchio Meccanico Policentrico .....</i>	<i>14</i>

## **Capitolo 2**

### **Cinematica e Cinetostatica della Deambulazione**

<b>Naturale .....</b>	<b>17</b>
-----------------------	-----------

2.1	Introduzione.....	17
2.2	L'articolazione della Caviglia.....	18
2.2.1	<i>Funzionalità della Caviglia.....</i>	<i>21</i>
2.2.2	<i>Cinematica della Caviglia.....</i>	<i>23</i>
2.2.3	<i>Cinetostatica della Caviglia.....</i>	<i>28</i>
2.3	L'Articolazione di Ginocchio.....	32
2.3.1	<i>Cinematica del Ginocchio .....</i>	<i>32</i>
2.3.2	<i>Funzionamento dell'Articolazione di Ginocchio.....</i>	<i>34</i>
2.3.3	<i>Cinetostatica del Ginocchio .....</i>	<i>36</i>
2.4	L'Articolazione dell'Anca .....	40

2.4.1	<i>Cinematica dell'Anca</i> .....	40
2.4.2	<i>Funzionalità dell'Anca</i> .....	44
2.4.3	<i>Cinetostatica dell'Anca</i> .....	46
2.5	Parametrizzazione della Camminata Naturale.....	49
2.5.1	<i>Stance Phase</i> .....	51
2.5.2	<i>Swing Phase</i> .....	53
2.6	La Gait Analysis.....	53
2.6.1	<i>Strumentazione Necessaria</i> .....	54
2.6.2	<i>Preparazione della Prova</i> .....	56
2.6.3	<i>La Modellazione del Corpo Umano</i> .....	57
2.6.4	<i>I Risultati della Gait Analysis</i> .....	59

### **Capitolo 3**

#### **Analisi Comparativa della Camminata Naturale e con**

<b>Protesi</b> .....	<b>63</b>	
3.1	Introduzione.....	63
3.2	L'articolazione della Caviglia.....	64
3.2.1	<i>Cinematica della Caviglia</i> .....	64
3.2.2	<i>Cinetostatica della Caviglia</i> .....	67
3.3	L'Articolazione del Ginocchio.....	69
3.3.1	<i>Cinematica del Ginocchio</i> .....	69
3.3.2	<i>Cinetostatica del Ginocchio</i> .....	71
3.4	L'Articolazione dell'Anca.....	73
3.4.1	<i>Cinematica dell'Anca</i> .....	73
3.4.2	<i>Cinetostatica dell'Anca</i> .....	76
3.5	Importanza della Posizione del CIR Femore-Tibia.....	78
3.6	La Zona di Possibilità di Controllo della Stabilità.....	80
3.7	Limiti della Deambulazione con Arto Artificiale.....	83

3.7.1	<i>Le Fasi di Heel Contact e Push Off</i> .....	83
3.7.2	<i>La Fase Intermedia di Appoggio</i> .....	84

## Capitolo 4

### **Criteri di Valutazione delle Prestazioni della Protesi..... 87**

4.1	Introduzione.....	87
4.2	L'Approccio Empirico.....	88
4.3	L'Analisi Quantitativa.....	90
4.4	Introduzione all'Analisi Qualitativa.....	92
4.5	Le Alterazioni della Deambulazione nel Piano Frontale.....	94
4.5.1	<i>Flessione Laterale del Tronco</i> .....	94
4.5.2	<i>Larghezza del passo</i> .....	96
4.5.3	<i>Circonduzione</i> .....	98
4.5.4	<i>Volteggio</i> .....	99
4.5.5	<i>Falciata della tibia</i> .....	100
4.5.6	<i>Rotazione del piede</i> .....	102
4.6	Le Alterazioni della Deambulazione nel Piano Sagittale.....	103
4.6.1	<i>Urto della pianta del piede</i> .....	103
4.6.2	<i>Innalzamento del tallone</i> .....	104
4.6.3	<i>Urto a fine estensione del ginocchio</i> .....	105
4.6.4	<i>Lunghezza non uniforme del passo</i> .....	106
4.6.5	<i>Lordosi lombare evidente</i> .....	107
4.7	Possibili Criteri di Confronto con l'Arto Naturale.....	108
4.7.1	<i>Consumo Metabolico</i> .....	108
4.7.2	<i>Analisi Temporale</i> .....	112

## Capitolo 5

### **Il Setup della Protesi ..... 115**

5.1	Definizione, Origine ed Obiettivo del Setup.....	115
-----	--	-----

5.2	Parametri Significativi del Setup .....	117
5.3	Problematiche Comuni nel Setup .....	119
5.3.1	<i>Adattamento del Piede alla Superficie di Appoggio</i> .....	121
5.3.2	<i>Assorbimento degli Urti</i> .....	122
5.3.3	<i>Accorciamento dell'Arto</i> .....	123
5.3.4	<i>Conseguenze di un Setup Imperfetto</i> .....	125
5.4	L'Operazione di Allineamento .....	126
5.5	L'Allineamento Statico.....	129
5.5.1	<i>Criteri di Allineamento, la Scuola Tedesca</i> .....	129
5.5.2	<i>Criteri di Allineamento, la Scuola Americana</i> .....	131
5.6	Le Procedure di Allineamento .....	132
5.6.1	<i>Regolazione del Ginocchio</i> .....	133
5.6.2	<i>Regolazione della Caviglia</i> .....	135
5.7	L'Allineamento Dinamico .....	136
<b>Capitolo 6 .....</b>		<b>141</b>
<b>Effetti del Setup sulla Stabilità di Protesi con Ginocchio</b>		
<b>a Quadrilatero Articolato .....</b>		<b>141</b>
6.1	Scelta del Modello.....	141
6.2	Modello Utilizzato nella Fase di Appoggio .....	143
6.2.1	<i>Composizione del Modello</i> .....	144
6.2.2	<i>Parametri del Modello</i> .....	145
6.3	Geometria del Modello.....	147
6.3.1	<i>Dati in Ingresso</i> .....	147
6.3.2	<i>Parametri Calcolati</i> .....	149
6.4	Variazioni di Setup della Protesi: Input del Modello.....	152
6.5	Calcolo del CIR e Verifica della Stabilità.....	157
6.6	Output del Modello.....	161

**Conclusioni .....165**

**Bibliografia .....168**





## Elenco delle Figure

Figura 1.1. Componenti di una protesi modulare.....	6
Figura 1.2. Protesi transfemorale.....	7
Figura 1.3. Invasatura della protesi.....	8
Figura 1.4. Piede dinamico.....	12
Figura 1.5. Tipologie di ginocchio protesico monocentrico e policentrico.....	13
Figura 1.6. Tipologie di ginocchio meccanico monocentrico .....	13
Figura 1.7. Tipologie di ginocchio meccanico policentrico .....	15
Figura 2.1. Struttura ossea della caviglia .....	19
Figura 2.2. Superficie inferiore della tibia, angolo mediale conico .....	20
Figura 2.3. Direzioni delle sollecitazioni ricevute dall'astragalo .....	22
Figura 2.4. Vista laterale del calcagno .....	23
Figura 2.5. Assi principali della caviglia .....	24
Figura 2.6. Movimenti della caviglia, flessione dorsale/plantare.....	27
Figura 2.7. Movimenti della caviglia, eversione/inversione.....	27
Figura 2.8. Movimenti della caviglia: abdu-adduzione .....	28
Figura 2.9. Componente verticale di GRF in funzione della velocità di passo .....	31
Figura 2.10. Vista anteriore (A) e posteriore (B) del ginocchio .....	33
Figura 2.11. Movimento di rotolamento e scivolamento del ginocchio .....	35
Figura 2.12. Asse di flesso-estensione dei condili del ginocchio durante lo scivolamento .....	36
Figura 2.13. Rette di azione delle forze e dei momenti agenti nel ginocchio .....	37
Figura 2.14. Vista laterale del ginocchio e forze agenti .....	39
Figura 2.15. Anatomia di un'anca fisiologica .....	40

Figura 2.16. Piani principali dell'anca ed assi di riferimento .....	41
Figura 2.17. Flesso-estensione dell'anca VS Tempo ciclo .....	43
Figura 2.18. Abdu-adduzione dell'anca VS Tempo ciclo.....	43
Figura 2.19. Rotazione dell'anca VS Tempo ciclo.....	44
Figura 2.20. Traiettoria del baricentro in una deambulazione con ginocchia rigide.....	44
Figura 2.21. Traiettoria del baricentro nella deambulazione naturale .....	45
Figura 2.22. Movimento dell'anca coordinato con i movimenti delle articolazioni di ginocchio, caviglia e bacino .....	46
Figura 2.23. Forze agenti sull'anca durante la fase di appoggio unipodale .	47
Figura 2.24. Divisione funzionale del ciclo di passo.....	52
Figura 2.25. Posizionamento dei markers in un'applicazione total body.....	55
Figura 2.26. Ricostruzione di un tipico stick diagram.....	58
Figura 2.27. Andamenti temporali degli angoli (a) e momenti agenti (b) nelle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia di un normodotato.....	61
Figura 3.1. Confronto dell'angolo di caviglia per un normodotato ed un soggetto amputato (arto sano ed arto artificiale).....	65
Figura 3.2. Forze e momenti agenti sull'articolazione della caviglia.....	67
Figura 3.3. Momenti agenti sull'articolazione di caviglia.....	68
Figura 3.4. Confronto dell'angolo di ginocchio per un normodotato ed un soggetto amputato (arto sano ed arto artificiale).....	69
Figura 3.5. Forze e momenti agenti sull'articolazione del ginocchio .....	71
Figura 3.6. Momenti agenti sull'articolazione di ginocchio.....	72
Figura 3.7. Confronto dell'angolo di anca per un normodotato ed un soggetto amputato (arto sano ed arto artificiale).....	74
Figura 3.8. Forze e momenti agenti sull'articolazione dell'anca .....	76
Figura 3.9. Momenti agenti sull'articolazione di ginocchio.....	77
Figura 3.10. Diagramma di controllo della stabilità.....	78

Figura 3.11. Condizione di momento d'anca ridotto, non c'è possibilità di controllo della stabilità .....	82
Figura 3.12. Andamento dell'angolo di ginocchio nella fase di appoggio.....	85
Figura 4.1. Flessione laterale del tronco.....	95
Figura 4.2. Larghezza del passo in appoggio bipodale, vista posteriore.....	97
Figura 4.3. Oscillazione laterale della protesi in fase di circonduzione .....	98
Figura 4.4. Flessione plantare eccessiva del piede naturale a causa del volteggio.....	99
Figura 4.5. Falciata della tibia .....	101
Figura 4.6. Rotazione esterna del piede.....	102
Figura 4.7. "Schiaffo" del piede sul terreno .....	103
Figura 4.8. Innalzamento eccessivo del tallone .....	104
Figura 4.9. Urto a fine estensione del ginocchio.....	105
Figura 4.10. Lordosi lombare "esagerata" .....	107
Figura 5.1. Protesi transfemorale esoscheletrica.....	116
Figura 5.2. Funzione del piede nell'adattamento alla superficie .....	121
Figura 5.3. Assorbimento dell'urto da parte del piede .....	122
Figura 5.4. Accorciamento dell'arto .....	123
Figura 5.5. Lordosi sviluppatasi per compensare scompensi dei muscoli dell'anca .....	125
Figura 5.6. Giunto di attacco tra invasatura e femore (a) e giunto modulare per caviglia e ginocchio (b).....	129
Figura 5.7. Procedure di allineamento statico - il metodo tedesco.....	130
Figura 5.8. Procedure di allineamento statico - il metodo americano.....	131
Figura 5.9. Possibili configurazioni del ginocchio [28].....	134
Figura 5.10. Ginocchio protesico in flessione.....	135
Figura 5.11. Tacco del piede protesico di altezza regolabile .....	136
Figura 5.12. Fasi tipiche di un ciclo di passo.....	138

Figura 6.1. Ginocchio a quadrilatero articolato .....	142
Figura 6.2. Modello della protesi di arto inferiore utilizzato nella fase di appoggio.....	144
Figura 6.3. Quadrilatero articolato semplice .....	147
Figura 6.4. Dati iniziali del modello di protesi con ginocchio a quadrilatero articolato.....	148
Figura 6.5. Dimensioni utili ricavabili per la protesi transfemorale.....	150
Figura 6.6. Leggi di moto delle articolazioni della protesi.....	153
Figura 6.7. Andamento delle componenti orizzontale e verticale della forza di contatto.....	154
Figura 6.8. Andamento dell'angolo di inclinazione della forza di contatto	155
Figura 6.9. Foglio di Input del modello numerico.....	156
Figura 6.10. Polare del CIR del quadrilatero articolato .....	158
Figura 6.11. Retta di carico nei due momenti estremi della fase di appoggio .....	159
Figura 6.12. Diagramma di stabilità della protesi transfemorale con ginocchio a quadrilatero articolato .....	160
Figura 6.13. Foglio di output del modello matematico .....	162

## **Elenco delle Tabelle**

Tabella 2.1. Angoli della caviglia durante il ciclo di passo.....	26
Tabella 2.2. Movimenti dell'anca.....	42
Tabella 3.1. Confronto degli angoli di caviglia durante il ciclo di passo .....	66
Tabella 3.2. Confronto degli angoli di ginocchio durante il ciclo di passo ...	70
Tabella 3.3. Confronto degli angoli di anca durante il ciclo di passo.....	75



## Sommario

La tesi è incentrata sullo studio della deambulazione assistita da protesi meccanica transfemorale passiva; lo scopo dell'elaborato consiste nell'individuazione degli effetti che diverse configurazioni di setup hanno sulle prestazioni dell'arto artificiale e, di conseguenza, sulla qualità della camminata protesica.

Attraverso una ricerca bibliografica della letteratura scientifica relativa alla Gait Analysis ed alla deambulazione protesica, sono stati analizzati gli aspetti salienti della camminata di un soggetto sano e di un amputato transfemorale. Questo ha permesso la definizione in ambiente Matlab delle leggi di moto caratteristiche delle principali articolazioni dell'arto artificiale. In modo particolare l'articolazione di ginocchio, che permette una mobilità relativa tra le parti ad esso connesse, è risultata particolarmente interessante per l'analisi della stabilità della protesi durante l'atto di moto, uno degli aspetti fondamentali di una corretta deambulazione protesica.

Il modello matematico sviluppato permette di analizzare in ogni istante del moto la posizione del CIR del ginocchio rispetto alla retta d'azione della forza di contatto piede-terreno. Analogamente alle diverse configurazioni di setup in input, anche l'output del modello, caratterizzato da un diagramma rappresentativo della qualità della deambulazione protesica, viene visualizzato in un apposito foglio Excel, in modo da renderlo più orientato verso l'operatore e di più ampia utilizzazione.

Sebbene il modello sia stato elaborato per una protesi transfemorale con ginocchio policentrico a quadrilatero articolato, l'approccio adottato è replicabile per tipologie di protesi diverse.

**Parole chiave:** Protesi transfemorale, Allineamento, Biomeccanica della deambulazione, Analisi del cammino, Procedure di setup.



## **Abstract**

The thesis focuses on the study of walking assisted by a passive mechanical transfemoral prosthesis; the aim is the identification of the effects that different setup configurations can have on artificial limb performance and, consequently, on the quality of prosthetic walking.

Through a scientific literature review concerned with the Gait Analysis and the gait with prostheses, the main features of the walk of a healthy subject and a transfemoral amputee were analyzed. This allowed the definition in Matlab environment of the laws of motion of major joints of artificial limb.

In particular, it came out that the knee joint, which allows a relative mobility between the different parts connected to it, is of particular interest for the analysis of the stability of the prosthesis during the motion, one of the key aspects of proper prosthetic ambulation.

The mathematical model developed allows one to locate and analyze at each instant of the motion the position of the CIR of the knee, compared to the straight line of action of foot-ground contact force. Similarly to what happen with the different configurations of the setup in input, even the output of the model, characterized by a diagram which is representative of the quality of prosthetic gait, is displayed in an Excel spreadsheet, to make it more oriented towards the operator and of wider use.

Although the model has been developed for a transfemoral prostheses with a polycentric four-bar linkage prosthetic knee, the approach is replicable for different types of prostheses.

**Keywords:** Transfemoral prosthesis, Alignment, Biomechanics of gait, Gait analysis, Setup procedures.

# Introduzione

L'impianto della protesi di un arto inferiore ha come obiettivo il recupero di parte delle funzionalità proprie di un arto sano: una deambulazione che garantisca al paziente amputato un sufficiente senso di stabilità e sicurezza ed il recupero estetico dell'integrità della persona. Tali caratteristiche permettono l'autonomia motoria del soggetto nonché un suo reinserimento sociale e lavorativo.

Il raggiungimento di questi obiettivi è strettamente correlato non solo al livello di amputazione ma anche al tipo di protesi e ad un adeguato setup.

Argomento della tesi è la protesi modulare transfemorale passiva e, più in particolare, le problematiche e le procedure di setup della stessa.

Per affrontare tale argomento è stato necessario preliminarmente comprendere in dettaglio la biomeccanica della deambulazione naturale che è stata ampiamente, anche se non completamente, caratterizzata sia da misure sperimentali che da modelli matematici coerenti con l'attività muscolare, con la struttura ossea e con le leggi del moto.

La biomeccanica della camminata protesica pur essendo necessariamente diversa può essere studiata con un approccio analogo a quello utilizzato per quella naturale. La complessità del cammino si riflette inevitabilmente sull'individuazione della corretta configurazione di setup della protesi e sulla valutazione delle sue prestazioni. Tale obiettivo viene normalmente raggiunto per successive approssimazioni attraverso una serie di tentativi supportati dalla sensibilità e dall'esperienza del tecnico ortopedico in collaborazione con il paziente ed eventuali altre competenze professionali di complemento. Lo scopo della tesi consiste nello sviluppo di un modello

matematico bidimensionale sul piano sagittale in grado di orientare l'operatore nella scelta dei tentativi da fare o da escludere durante la fase di setup in quanto consente di discriminare a priori le configurazioni di setup compatibili con la stabilità da quelle incompatibili. Tale modello si riferisce ad una protesi transfemorale con ginocchio policentrico a quadrilatero articolato ed è in grado di prevedere un diagramma di stabilità in corrispondenza di ciascuna configurazione di setup prefissata. Ciò significa che esso fornisce indicazioni utili anche sulla qualità della deambulazione per tutte quelle configurazioni che rispettano il vincolo della stabilità.

# Capitolo 1

## Le Protesi di Arto Inferiore

### 1.1 Tipologie di Protesi

La protesi è un mezzo artificiale che sostituisce anatomicamente e funzionalmente un segmento dell'apparato locomotore. Le protesi possono essere interne o esterne [1-3].

Le protesi interne sono quelle applicate all'interno dell'organismo mediante un intervento chirurgico; le protesi esterne o protesi ortopediche sono un mezzo artificiale che sostituisce nella morfologia e, per quanto possibile, nella funzione un arto mancante o parte di esso.

Le protesi ortopediche si applicano a soggetti sottoposti ad amputazione di arto superiore o inferiore per gravi traumi dei tessuti molli e/o scheletrici; a partire dalle prime protesi rudimentali, oggi, grazie alle moderne tecnologie si è arrivati alla realizzazione di protesi sempre più sofisticate, in relazione sia ai materiali impiegati che al recupero della funzionalità.

Le protesi di arto inferiore sono classificate in base alle diverse tipologie di amputazione in:

- Protesi parziale o totale di piede;
- Protesi transtibiali (TT);
- Protesi per disarticolazione del ginocchio;
- Protesi transfemorali (TF).

Le protesi d'arto inferiore vengono anche classificate in provvisorie e definitive. Le prime sono utilizzate nel periodo in cui, pur essendo il moncone non ancora ben stabilizzato come dimensioni, si ritiene comunque necessario "mettere in piedi" l'amputato e iniziare l'attività deambulatoria; esse vengono realizzate strutturalmente e componentisticamente utilizzando materiali e/o componenti diversi, in tutto o in parte, da quelli che verranno utilizzati nella realizzazione della protesi definitiva.

Una ulteriore possibile distinzione delle protesi ortopediche è quella operata in base alle caratteristiche costruttive: protesi esoscheletriche (tradizionali) e protesi endoscheletriche (modulari). Le prime sono caratterizzate dall'aver le pareti esterne rigide, con funzioni portanti che ne determinano la forma cosmetica esteriore.

I materiali impiegati per realizzarle sono il legno, le resine sintetiche da laminazione e i poliuretani espansi, che le rendono resistenti, affidabili e sicure. Tali protesi, seppure tecnologicamente più semplici e poco funzionali, sono molto resistenti e quindi risultano praticamente insostituibili per individui che svolgono attività particolarmente gravose. Le protesi modulari, di gran lunga più usate, hanno invece una struttura portante di tipo tubolare e modulare, collocata all'interno di un rivestimento cosmetico in materiale espanso morbido; esse vengono realizzate assemblando opportunamente singoli componenti (moduli) intercambiabili.

Infine, le protesi ortopediche si possono distinguere in protesi meccaniche passive che funzionano senza nessun ausilio di tipo elettrico e/o elettronico e in protesi con controllo elettronico totale o parziale.

In ogni caso, indipendentemente dal livello di amputazione e dalla tipologia, una protesi ha comunque come obiettivo fondamentale la completa o parziale sostituzione dell'arto naturale in quanto le esigenze di pazienti

amputati di arto inferiore sono volte ad una totale integrazione nella vita "normale", ottenibile ottimizzando le prestazioni dei singoli componenti della protesi e l'adattamento individuale dell'arto artificiale.

Pertanto la protesi deve essere conformata in modo da rispondere alle necessità dell'amputato e soddisfare le esigenze individuali, specificatamente dal punto di vista della stabilità, della durata nel tempo e del comfort.

Per rispondere in modo soddisfacente alle suddette richieste è fondamentale la scelta dei componenti, che deve essere fatta tenendo in forte considerazione alcuni fattori quali peso, tipo di amputazione, condizioni del moncone, esigenze funzionali dell'amputato nei confronti della protesi, abitudini di vita, professione, habitat, impiego del tempo libero, ecc.

## **1.2 Protesi Transfemorale Modulare**

Per la tesi in esame si è scelto di concentrare l'attenzione su una particolare tipologia di protesi: la protesi meccanica passiva modulare transfemorale [4-6].

Tale protesi è, come rappresentato in Figura 1.1, una protesi endoscheletrica costituita da singoli componenti (moduli) intercambiabili: tutti i componenti tecnici sono collocati all'interno di un rivestimento cosmetico in materiale espanso morbido.



---

**Figura 1.1. Componenti di una protesi modulare**

Tra gli elementi costitutivi della stessa, i più importanti sono i nuclei di registrazione e gli adattatori. Infatti, con l'aiuto del nucleo di registrazione a forma di piramide è possibile effettuare in ogni momento modifiche nei tre piani di allineamento in modo del tutto indipendente; attraverso una modifica dell'angolo dell'adattatore distale e prossimale è invece possibile,



ad esempio, effettuare una traslazione parallela dei componenti sul piano sagittale e frontale.

Le parti fondamentali di una protesi transfemorale rappresentata in Figura 1.2 sono:

- Piede artificiale;
- Parti di collegamento;
- Articolari di ginocchio;
- Invasatura.



---

**Figura 1.2. Protesi transfemorale**

La parte di collegamento dell'invaso e del ginocchio con il complesso funzionale del piede è la gamba. Essa è costituita da un puntone centrale che rende possibile effettuare delle regolazioni e dei riallineamenti della protesi.

### 1.3 L'Invasatura

Particolare attenzione deve essere rivolta all'ultimo dei componenti sopra citati in quanto l'invasatura è l'elemento di collegamento tra il corpo e la protesi (Figura 1.3).

Prima che una protesi di qualunque tipo possa assolvere il proprio compito è necessario che essa sia perfettamente adattata all'amputato: tanto migliore è il contatto tra moncone ed invasore, tanto maggiore sarà la controllabilità della protesi stessa da parte del paziente.

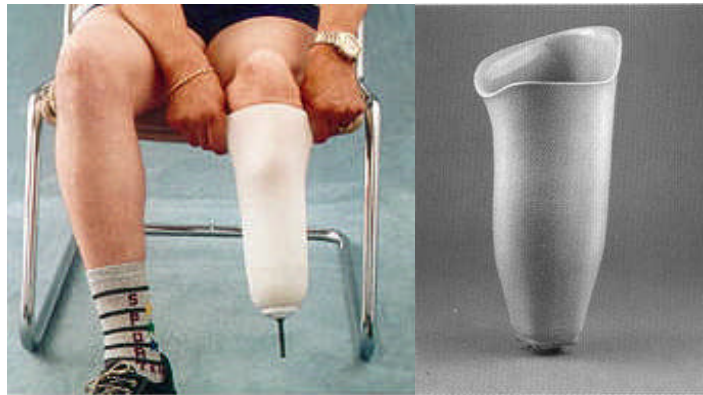


Figura 1.3. Invasatura della protesi

I requisiti di una buona invasatura della protesi sono l'adattamento ottimale e la capacità di sostenere il carico e la guida della stessa; pertanto un vaso presenta aree dedicate per sostenere il peso corporeo ed altre aree che assolutamente non devono essere sottoposte a pressioni.

L'invaso viene mantenuto in posizione grazie ad un effetto di depressione che si genera tra moncone ed vaso; tuttavia il mantenimento del moncone all'interno dell'invasatura nella sua posizione corretta può risultare difficoltoso a causa di un'eccessiva sudorazione che provoca scivolamento nonché di una consistente variazione di volume del moncone tra la condizione di normale utilizzo e quella di maggiore sollecitazione.

Tipicamente le fasi per la realizzazione di un vaso sono:

- Misura manuale del moncone;
- Realizzazione del negativo del moncone direttamente sul paziente usando gesso e bendaggi al fine di riprodurre al meglio la morfologia dello stesso;
- Realizzazione di un modello positivo dell'invaso;
- Confronto tra le misure del positivo e quelle del moncone apportando eventuali correzioni o modifiche che si rendano necessarie;
- Realizzazione dell'interno dell'invaso in stirene o poliuretano mediante termoformatura;
- Laminazione della resina con foglie di fibra di carbonio.

In tal modo viene realizzata la c.d. "check socket" che viene controllata dal tecnico ortopedico sul paziente per determinarne la vestibilità e le eventuali aree critiche: sulla base di tale verifica viene realizzato un nuovo stampo positivo per l'invaso definitivo.

## 1.4 Il Piede

Proseguendo nell'esame delle altre parti costitutive della protesi e, in particolare, del piede artificiale si evidenzia che lo stesso consente un appoggio e un supporto in postura eretta o durante la deambulazione. Inoltre il sistema complessivo di piede e caviglia deve provvedere allo smorzamento degli urti, alla propulsione durante le varie fasi della deambulazione e ad assicurare la stabilità dell'amputato.

Per il pieno conseguimento di tali obiettivi è necessario conciliare le caratteristiche del piede artificiale con quelle del singolo individuo; in particolare devono essere prese in considerazione la capacità di carico, il peso, la flessibilità, la mobilità ed il materiale del piede artificiale.

I piedi comunemente utilizzati sono classificabili in:

- Piede S.A.C.H (Solid Ankle Cushion Hell): è un piede con una caviglia rigida e tallone a cuscinetto; è composto da un tarso rigido in legno, da un'avampiede di poliuretano duro ed un tallone a cuneo costituito da un cuscinetto elastico che si comprime durante il contatto del tallone simulando la flessione plantare. Il calcagno si adatta al terreno e riacquista la sua forma primitiva a conclusione della pressione; nella fase conclusiva del passo anche l'avampiede, in gomma o feltro, si adatta alla dorsi-flessione necessaria e ritorna elasticamente in sede. È un piede molto leggero, durevole ed economico; è indicato per pazienti di qualsiasi fascia di età e viene utilizzato come componente delle protesi da bagno.
- Piede monoassiale: costituito da un singolo asse meccanico di movimento che permette le sole flessioni dorsale e plantare; esse sono limitate rispettivamente da un arresto rigido anteriore e da un ammortizzatore cilindrico in gomma sul lato posteriore.

L'articolazione monoassiale connette il piede al blocco della caviglia; l'anima in legno è rivestita di poliuretano duro o morbido.

- Piede poliassiale: possiede un'articolazione di congiunzione piede-caviglia, ma la caratteristica fondamentale è la presenza di un'articolazione ad "U" che contiene al suo interno più assi meccanici. Tali assi permettono di effettuare, rispetto al piede monoassiale precedentemente descritto, anche movimenti più complessi, quali l'inversione e l'eversione. Anche in questo caso si hanno due arresti, anteriore e posteriore, entrambi in gomma. Il piede poliassiale offre ottime prestazioni grazie ad un miglior assorbimento delle sollecitazioni su terreni accidentati, soprattutto nel caso di monconi molto sensibili.
- Piede ad avampiede flessibile e caviglia rigida: sono più leggeri dei piedi poliassiali e permettono una limitata inversione, eversione e torsione; offrono un assorbimento degli urti nella fase tardiva di appoggio e sono ideali per amputati moderatamente attivi.
- Piede ad accumulo e restituzione di energia o piede dinamico (Figura 1.4): la sua peculiarità risiede nelle proprietà delle lamine in carbonio utilizzate per la loro costruzione. Tali lamine, una per l'avampiede e l'altra per il calcagno, hanno la forma di molle a balestra che si deformano sotto l'azione del peso corporeo durante le fasi di appoggio calcaneare ed avampodalico ed accumulano energia che viene restituita all'intera protesi al diminuire del carico, sotto forma di spinta propulsiva in avanti e verso l'alto. Il piede dinamico risponde attivamente ai carichi migliorando il controllo e la funzionalità della protesi e riduce le sollecitazioni sulle strutture scheletriche di appoggio nell'invaso [7].



---

**Figura 1.4. Piede dinamico**

L'introduzione del nuovo fondamentale concetto riguardante la funzione del piede, che lo rende non solo un semplice ammortizzatore del carico ma anche propulsore, ha fatto in modo da rendere il piede dinamico la tipologia di piede protesico largamente più utilizzato negli ultimi anni.

## **1.5 Il Ginocchio**

Al fine di distinguere e classificare le numerosissime tipologie di protesi esterne di articolazione di ginocchio attualmente presenti sul mercato si considera, come parametro di suddivisione iniziale, la posizione del Centro Istantaneo di Rotazione (CIR) che determina, infatti, una prima classificazione in ginocchi a singolo asse di rotazione (monocentrici) e ginocchi realizzati con meccanismi articolari diversi (policentrici) rappresentati schematicamente in Figura 1.5.

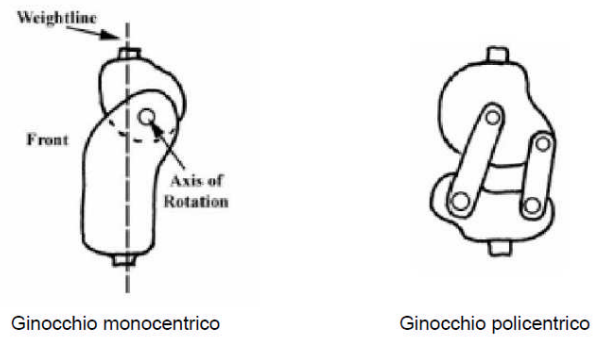


Figura 1.5. Tipologie di ginocchio protesico monocentrico e policentrico

### 1.5.1 Ginocchio Meccanico Monocentrico

Il ginocchio meccanico a singolo asse di rotazione (monocentrico), a seconda del proprio principio di funzionamento, può essere collocato in una delle seguenti categorie:

- A freno automatico o frizione;
- A controllo idraulico;
- A controllo pneumatico.

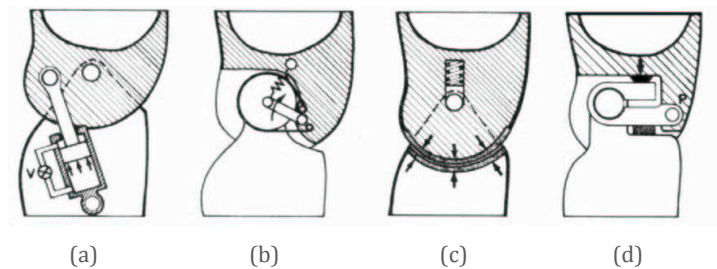


Figura 1.6. Tipologie di ginocchio meccanico monocentrico

Un ginocchio con freno automatico (tipologie b, c e d di Figura 1.6) si serve di un particolare sistema di attrito che impedisce al ginocchio sotto carico di flettere.

I ginocchi idraulici (Figura 1.6 a) hanno un principio di funzionamento basato sullo spostamento di un liquido da una camera all'altra. I sistemi a microidraulica, che hanno il vantaggio di essere facilmente mimetizzabili in una cosmesi, sono però caratterizzati da un flusso di liquido laminare con la conseguenza che non si riescono ad avere rilevanti variazioni di velocità del liquido al variare della velocità del passo: se le valvole sono regolate per il cammino, nella corsa il ginocchio avrà un certo ritardo.

Tale inconveniente, tuttavia, può in gran parte essere risolto attraverso l'inserimento di un by-pass che permette, in caso di maggior velocità di passo, di avere un maggiore flusso di liquido.

I ginocchi idraulici hanno comunque il notevole vantaggio di risolvere il problema dell'aritmia del passo: possono essere flessi sotto carico senza portare ad allungamenti della leva.

Caratteristiche di ammortizzazione diverse da quelle relative ai ginocchi idraulici sono presenti nei dispositivi pneumatici. Essi infatti, durante il cammino, evitano una flessione troppo elevata e rendono morbido l'arrivo dell'articolazione all'arresto in estensione.

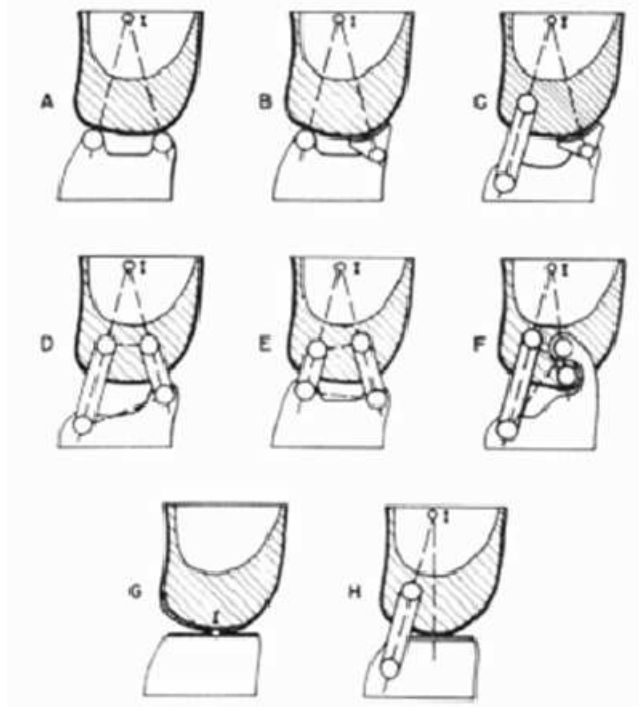
Il principio di funzionamento del ginocchio pneumatico consiste nel fatto che le camere d'aria lavorano in senso opposto: diminuendo il volume di una camera, aumenta la pressione e con essa la resistenza [8].

### **1.5.2 Ginocchio Meccanico Policentrico**

Attraverso l'impiego del ginocchio meccanico di tipo policentrico si riesce a migliorare la stabilità della protesi.



Si definiscono policentrici quei dispositivi che consentono al centro di istantanea rotazione del moto relativo tibia-coscia di variare la propria posizione in fase dinamica [9].



**Figura 1.7. Tipologie di ginocchio meccanico policentrico**

Come mostrato in Figura 1.7, dove i meccanismi sono rappresentati nella configurazione di completa estensione, esistono vari metodi per ottenere lo spostamento del CIR.

Le protesi policentriche imitano molto bene le funzioni del ginocchio, grazie alla loro capacità di flettersi con maggiore facilità rispetto ad un ginocchio monocentrico.

Il ginocchio policentrico viene comunemente applicato ad amputati con arti residui lunghi o corti, con scarsa capacità di flessione dell'anca. Gli svantaggi di questo tipo di protesi sono rappresentati invece dal rumore e dall'importante necessità di manutenzione.

Con riferimento alla Figura 1.7, il modello A rappresenta un meccanismo a doppio rullo, denominato anche ginocchio fisiologico, mentre il modello B ne rappresenta una semplice variante in cui uno dei rulli è sostituito da un pattino oscillante intorno ad un punto fisso. Al contrario, nel modello C, uno dei rulli è sostituito da un'asta incernierata al telaio (coscia) ed al membro mobile (tibia).

Per quanto riguarda i modelli D, E ed F il meccanismo è costituito da un quadrilatero articolato piano; la posizione iniziale del CIR è la stessa per tutti e tre i meccanismi citati, ma le polari del moto relativo biella-telaio saranno differenti.

Infine, nei modelli G ed H di ginocchio meccanico policentrico, il meccanismo che governa il moto relativo è costituito da una camma (coppia superiore) e da una variante asta-camma. Nel modello G si tenta di avere un moto di puro rotolamento, realizzato con l'ausilio di un meccanismo a cremagliera, mentre nel modello H l'asta fornisce una sorta di guida del movimento.

## Capitolo 2

# Cinematica e Cinetostatica della Deambulazione Naturale

### 2.1 Introduzione

Una delle prospettive da cui è possibile osservare il cammino ed altre attività legate alla deambulazione è la cinematica delle articolazioni [10,11]. 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 [12] che ha individuato un principio globale di supporto osservando che il collasso dell'arto inferiore non avviene solamente con una flessione del ginocchio ma contemporaneamente ad una flessione di anca e caviglia.

Considerando la somma algebrica dei tre momenti estensori, Winter osserva che tale 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 sperimentalmente misurando la posizione delle articolazioni interessate ed i valori forniti da una piattaforma di forza.

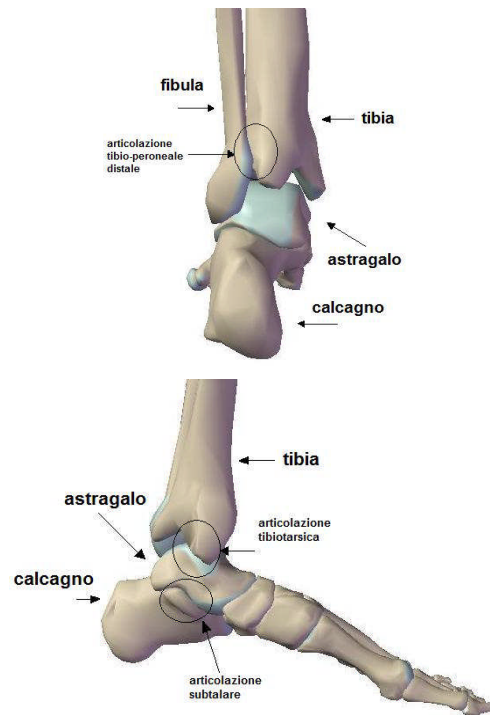
Ancora oggi nell'analisi del cammino le grandezze più analizzate sono quelle relative alle articolazioni di caviglia, ginocchio ed anca.

## 2.2 L'articolazione della Caviglia

Tra le articolazioni del piede la caviglia svolge un ruolo fondamentale per quanto riguarda la mobilità del piede stesso; oltre ad unirlo alla gamba, la caviglia permette al piede movimenti come la flessione del dorso o della pianta, o la sua inversione ed eversione, fondamentali per compiere un passo, correre o salire e scendere le scale.

Oltre che a permettere questi movimenti, alla caviglia spetta il compito di limitare il loro range massimo per evitare fratture o distorsioni. Tale articolazione è inoltre fondamentale in quanto permette di scaricare a terra il peso dell'intero corpo.

L'articolazione della caviglia mostrata in Figura 2.1 consiste in una cupola a forma di forchetta costituita dalle porzioni distali della tibia e perone e, infilata tra loro, la troclea. La zona di congiunzione delle tre conformazioni ossee principali è formata da un sottile strato di cartilagine, spesso mediamente 1.6 mm, il quale fa sì che le ossa durante un movimento "scorrono" tra loro quasi senza resistenza.



**Figura 2.1. Struttura ossea della caviglia**

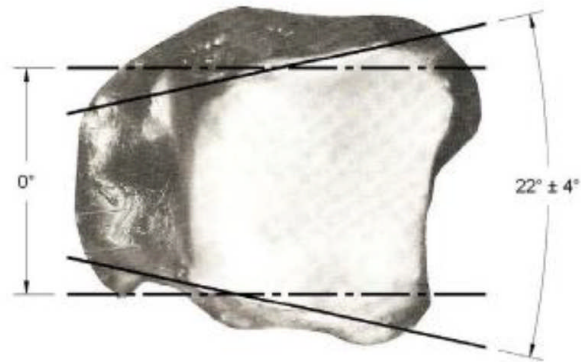
Il profilo cartilagineo nella caviglia consente, inoltre, al complesso “tibia-fibula” di adattarsi alla larghezza variabile della superficie articolare dell’astragalo attraverso uno slittamento verso l’alto e movimenti mediali di rotazione della fibula, durante il movimento di dorsi-flessione (larghezza massima), e attraverso un movimento inverso, durante la flessione plantare (larghezza minima).

Oltre alla capsula articolare esistono delle robuste strutture legamentose che permettono il movimento e tengono insieme la struttura ossea; in

particolare si tratta dei legamenti talofibulare anteriore e posteriore, calcaneo fibulare, deltoideo, tibio-peroneale anteriore e posteriore, interosseo talocalcanearo e cervicale. A queste complesse strutture si sommano muscoli, tendini e retinacoli.

La tibia, più interna, è un osso molto robusto, di forma triangolare nella sua estremità distale, parallelo al perone ed in linea con il femore. Durante il passo, nella fase di appoggio, le forze sostenute dalla caviglia sono di circa 5-7 volte il peso del corpo.

Geometricamente, la superficie inferiore della tibia è una sezione di un tronco di cono caratterizzato da un angolo mediale conico generalmente di  $22^\circ$ , come evidenziato in Figura 2.2.



---

**Figura 2.2. Superficie inferiore della tibia, angolo mediale conico**

Il perone (o fibula) ha una forma prismatica triangolare. L'estremità superiore presenta una faccetta articolare piana, volta in alto e medialmente, in giunzione con la faccetta articolare della tibia; l'estremità

inferiore si rigonfia nel malleolo laterale, la cui superficie mediale si articola in alto con l'omologa faccetta tibiale mentre in basso con la superficie articolare dell'astragalo.

L'astragalo è l'osso localizzato tra i due malleoli, laterale e mediale, ed il tarso. È costituito da una testa ed un corpo separati dal collo.

La testa presenta una faccia articolare per lo scafoide, mentre il corpo nella parte superiore è caratterizzato dalla troclea, la quale si articola con la tibia, e nella parte inferiore da tre facce articolari calcaneari: anteriore, media e posteriore.

L'astragalo è un osso molto particolare sotto diversi punti di vista; innanzitutto non comporta alcuna intersezione muscolare: tutti i muscoli che vengono dalla gamba passano a ponte attorno ad esso, inoltre è interamente ricoperto da superfici articolari e da intersezioni legamentose; infine l'astragalo, situato alla sommità del tarso posteriore, è un osso ripartitore del peso corporeo e delle sollecitazioni agenti complessivamente sul piede.

### **2.2.1 Funzionalità della Caviglia**

Attraverso la sua superficie articolare superiore, la puleggia astragalica, riceve il peso del corpo e gli sforzi trasmessi attraverso la pinza bimalleolare e rinvia le compressioni in tre direzioni:

- Verso indietro, al tallone (Figura 2.3, freccia 2), cioè la grossa tuberosità del calcagno, attraverso l'articolazione astragalo-calcaneare posteriore;
- Verso avanti ed in dentro (Figura 2.3, freccia 3), in direzione dell'arco interno della volta plantare, attraverso l'articolazione astragalo-scafoidea;

- Verso avanti ed in fuori (Figura 2.3, freccia 4), in direzione dell'arco esterno della volta plantare, attraverso l'articolazione astragalo-calcaneare anteriore.



---

**Figura 2.3. Direzioni delle sollecitazioni ricevute dall'astragalo**

Il calcagno, riportato in Figura 2.4, è il più grande osso del tarso. Posteriormente esso presenta una grande tuberosità, nella quale si inserisce il tendine di Achille, anteriormente, invece, presenta la faccia articolare per il cuboide e superiormente le tre faccette articolari astragaliche (anteriore, media e posteriore).



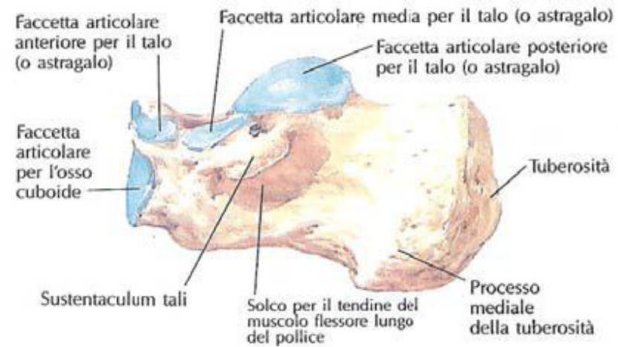
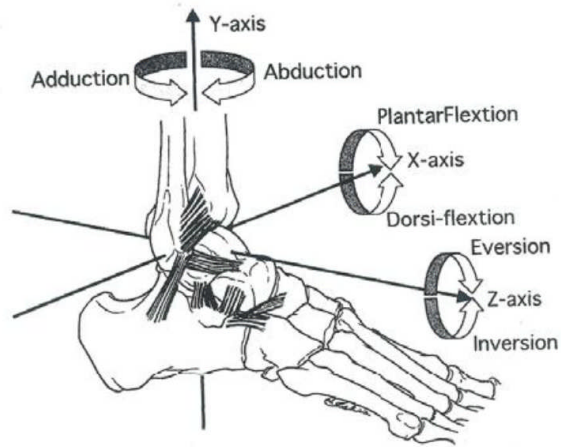


Figura 2.4. Vista laterale del calcagno

### 2.2.2 Cinematica della Caviglia

Tutte le articolazioni precedentemente citate permettono da un lato al piede di essere orientato nel piano frontale e trasversale per presentare correttamente la pianta del piede al suolo, qualunque sia la posizione della gamba e l'inclinazione del terreno, dall'altro di modificare la forma e la curvatura della volta plantare per potersi adattare alle asperità del terreno; inoltre le stesse creano tra il suolo e la gamba, che trasmette il peso del corpo, un sistema di ammortizzatori che conferisce al passo elasticità e scioltezza.



---

**Figura 2.5. Assi principali della caviglia**

Oltre ai movimenti di flesso-estensione la cui sede è l'articolazione tibio-tarsica come indicato in Figura 2.5, il piede può anche effettuare movimenti attorno all'asse verticale (Y) della gamba ed attorno al proprio asse orizzontale e longitudinale (Z). Attorno all'asse Y, si effettuano, nel piano orizzontale i movimenti di adduzione ed abduzione, la cui ampiezza varia dai 35° ai 45°.

Tuttavia, questi movimenti della punta del piede, nel piano orizzontale possono essere la conseguenza della rotazione interna-esterna della gamba (a ginocchio flesso) o della rotazione di tutto l'arto inferiore a livello dell'anca (a ginocchio esteso).

Sempre in riferimento alla Figura 2.5, attorno all'asse longitudinale Z il piede ruota in modo da orientare la pianta sia verso l'interno, in inversione,

sia verso l'esterno, in eversione. L'ampiezza della inversione è di 52°, maggiore di quella della eversione (25°-30°).

Le articolazioni del piede sono costituite in modo tale che un movimento in uno dei piani, si accompagna necessariamente ad un movimento negli altri due piani. Così l'adduzione si accompagna all'inversione e ad una lieve estensione; queste tre componenti caratterizzano la posizione detta di "supinazione". Se l'estensione viene annullata con un'equivalente flessione della caviglia, si ottiene la posizione detta di varismo.

Analogamente nell'altra direzione, l'abduzione si accompagna necessariamente all'eversione ed alla flessione: è la posizione detta di "pronazione". Se la flessione viene annullata con un'equivalente estensione della caviglia, si ottiene l'atteggiamento valgo del piede.

Vi sono dunque delle combinazioni di movimenti impedita dall'architettura stessa dell'articolazione del piede.

Durante le fasi del passo, che saranno analizzate in seguito, in fase di contatto con il terreno il movimento che il piede compie è quello di pronazione, ovvero, come spiegato in precedenza, una combinazione tra eversione, abduzione e dorsiflessione del calcagno.







Questo complesso movimento avviene tra calcagno ed astragalo ed implica una rotazione della gamba verso l'interno. Il fenomeno continua per circa il 25% del ciclo del passo, fino a quando il piede non diventa una leva rigida; da questo punto in poi il piede inizia a muoversi in direzione di supinazione.

Il range di mobilità utilizzato durante il ciclo del passo è minore rispetto al range di movimento massimo; per i movimenti di pianta-flessione e dorsiflessione il range massimo si aggira attorno ai 70° (50° in flessione plantare e 20° in flessione dorsale), l'intervallo di movimento durante la fase di appoggio del ciclo del passo è di soli 30° (15° in flessione plantare e 15° in

flessione dorsale). Per quanto riguarda invece i movimenti di inversione ed eversione il range massimo è mediamente di 40° e si riduce a 10° durante la fase di appoggio.

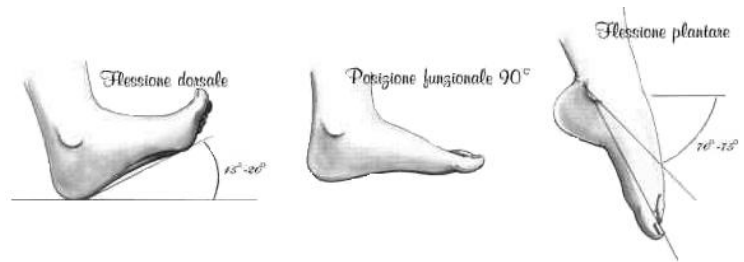
Vengono di seguito riportati in tabella 2.1 gli angoli che si formano tra la tibia e l'asse che congiunge il calcagno con la prima testa metatarsale ( $\beta$ ) e l'angolo che si forma tra la pianta del piede ed il suolo durante il passo ( $\theta$ ).

**Tabella 2.1. Angoli della caviglia durante il ciclo di passo**

						
	Impatto	20%	40%	60%	70%	80%
$\beta$	104°	97°	92°	101°	102°	104°
$\theta$	0°	7°	14°	26°	35°	46°

Per una completa comprensione della cinematica del complesso caviglia, oltre a specificare il tipo di movimenti che le articolazioni permettono, è infine necessario specificare attorno a quali assi questi movimenti avvengono.

Nelle figure 2.6, 2.7 e 2.8 sono riportati i movimenti precedentemente descritti che la caviglia riesce ad espletare intorno ai tre assi principali.



---

Figura 2.6. Movimenti della caviglia, flessione dorsale/plantare

---



---

Figura 2.7. Movimenti della caviglia, eversione/inversione

---



---

**Figura 2.8. Movimenti della caviglia: abdu-adduzione**

In particolare: in Figura 2.6 è riportato il movimento di flessione dorsale e plantare, in Figura 2.7 l'eversione e l'inversione ed in Figura 2.8 il movimento di abdu-adduzione.

### **2.2.3 Cinetostatica della Caviglia**

Dal punto di vista dei carichi in gioco, le forze trasmesse attraverso l'articolazione della caviglia sono una combinazione di forze esterne ed interne.

Le forze esterne sono prodotte dal contatto del piede con il terreno e dalla forza di gravità, mentre quelle interne sono dovute ai tessuti molli che attraversano l'articolazione della caviglia.

La forza di gravità agisce spingendo il piede e tutto il corpo verso il terreno attraverso lo scheletro ed è, ovviamente, determinata dalla massa del corpo e dall'accelerazione di gravità.

Quando, durante il passo, il peso del corpo viene trasferito sul piede in appoggio vengono generate sul terreno delle forze equivalenti in intensità ed opposte in verso rispetto a quelle a cui viene sottoposto l'arto in carico.

Queste forze, dette di forze reazione del terreno (GRF), possono essere scomposte nelle componenti verticali e tangenziali; quest'ultime si dividono a loro volta in forze anteroposteriori e mediolaterali a seconda che agiscano rispettivamente lungo il piano sagittale o frontale. In ogni caso l'ampiezza delle componenti tangenziali, in confronto al carico verticale, risultano di lieve entità.

Lo schema normale delle forze verticali, generate alla velocità normale del cammino come riportato in Figura 2.9, presenta due picchi separati da un avvallamento.

Il primo picco (valore pari al 110% del peso corporeo) si verifica all'inizio dell'appoggio intermedio in risposta agli eventi di accettazione del carico; in questo momento il baricentro si abbassa rapidamente aumentando l'effetto di accelerazione del peso corporeo.

Nella parte terminale dell'appoggio intermedio è presente l'avvallamento (pari all'80% del peso corporeo); esso è generato dal sollevamento del centro di gravità per la rotazione in avanti sul piede vincolato al terreno ed è accentuato dal momento creato dall'oscillazione dell'arto controlaterale.

Alla fine dell'appoggio terminale, quando il peso del corpo è trasferito in avanti per la rotazione dell'avampiede, si verifica il secondo picco che indica una nuova accelerazione verso il basso e l'abbassamento del baricentro.

Da queste considerazioni si può dedurre che il valore della forza verticale, quando supera il valore del peso corporeo, rappresenta inizialmente l'accelerazione dovuta alla caduta sull'arto e successivamente oltre l'avampiede.

É dunque matematicamente possibile scrivere:

$$F - w = Ma \quad (2.1)$$

dove  $F$  costituisce la componente verticale della forza di reazione del terreno,  $w$  è il peso corporeo,  $M$  è la massa del soggetto e  $a$  è l'accelerazione verticale.

Introducendo l'accelerazione di gravità,  $g$ , si ottiene:

$$F = M(g + a) \quad (2.2)$$

Poiché  $M$  e  $g$  sono costanti, la forza è funzione della sola accelerazione verticale: se  $a$  è nulla la forza è rappresentata dal solo peso corporeo.

Tuttavia è necessario anche notare che l'ampiezza della componente di forza verticale si modifica al variare della velocità del passo, come visibile in Figura 2.9: a bassa velocità si riduce infatti l'accelerazione verticale con conseguente decremento dei picchi e dei avvallamenti, che porta ad un appiattimento della curva.



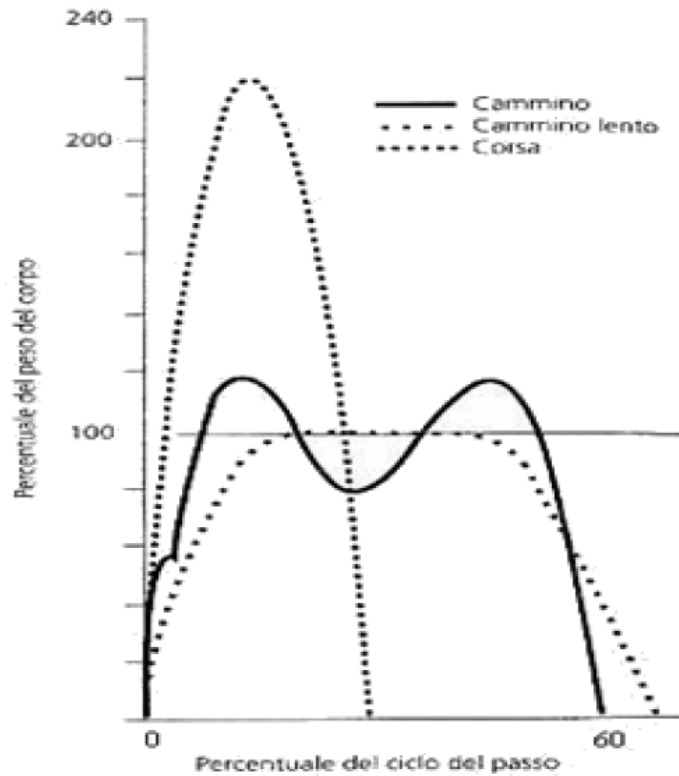


Figura 2.9. Componente verticale di GRF in funzione della velocità di passo

Per quanto riguarda le componenti tangenziali alla superficie di appoggio, come specificato precedentemente, la loro ampiezza, in confronto al carico verticale, risulta di lieve entità; esse vengono suddivise in forze anteroposteriori e mediolaterali a seconda che agiscano lungo il piano sagittale o frontale.

L'ampiezza della forza mediolaterale è la più ridotta e risulta inferiore al 10% del peso corporeo; la forza di taglio anteroposteriore è invece inferiore al 25% del peso corporeo.

### **2.3 L'Articolazione di Ginocchio**

L'articolazione del ginocchio è la più grande del corpo umano e sicuramente una delle più complesse, sia dal punto di vista anatomico che funzionale.

Essa è composta da una struttura ossea, formata dall'epifisi distale del femore, dall'epifisi prossimale della tibia e dalla rotula, e da un apparato capsulo legamentoso, costituito dalla capsula articolare, da due menischi, da due legamenti collaterali e da due legamenti crociati.

#### **2.3.1 Cinematica del Ginocchio**

La struttura riportata in Figura 2.10, formata dai capi ossei del femore e della tibia forma un'articolazione a cerniera in grado di permettere la flesso-estensione del ginocchio; inoltre, grazie all'apparato capsulo legamentoso, sono possibili anche movimenti di rotazione interna ed esterna, di adduzione e di abduzione.

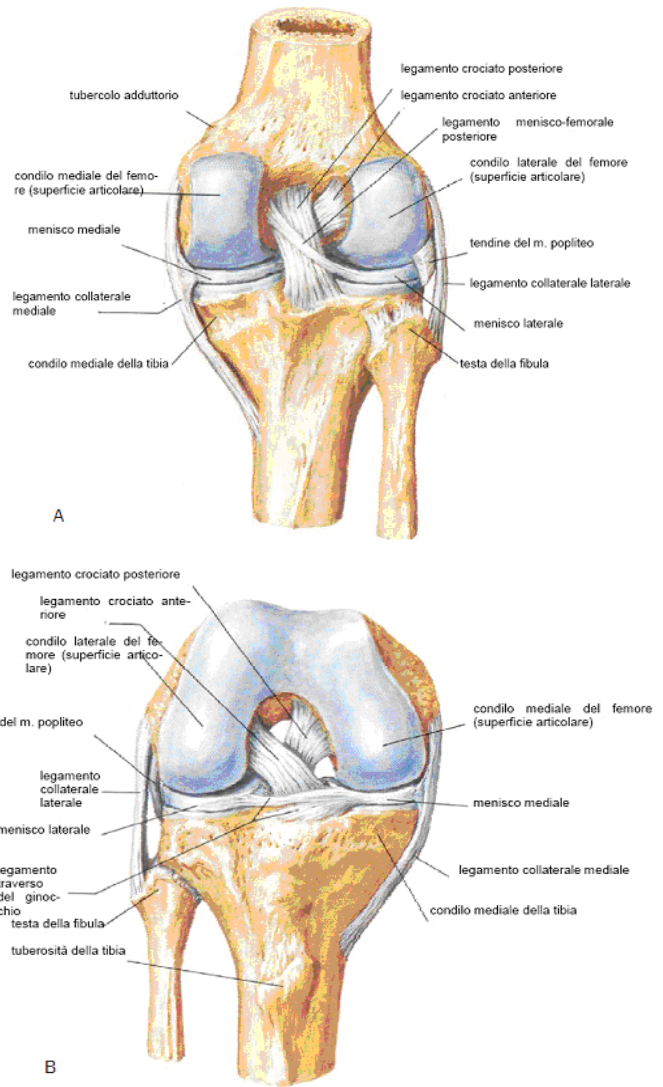


Figura 2.10. Vista anteriore (A) e posteriore (B) del ginocchio

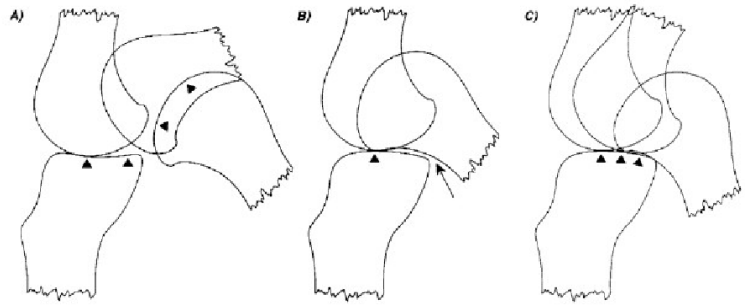
Durante la flessione e l'estensione, il movimento avviene su tutti i piani dello spazio: frontale, sagittale e trasversale; l'ampiezza di movimento maggiore è chiaramente quella che si estende nel piano sagittale.

Il movimento caratteristico del ginocchio, la cui ampiezza spazia dalla completa estensione alla completa flessione, varia da  $0^\circ$  a  $140^\circ$ . Tuttavia durante una semplice deambulazione l'ampiezza dell'angolo spazzato dall'articolazione del ginocchio risulta essere ridotta rispetto all'intervallo sopra definito e pari a  $0^\circ - 67^\circ$ .

### **2.3.2 Funzionamento dell'Articolazione di Ginocchio**

Tenendo presente i rapporti che intercorrono tra i menischi e le altre formazioni costituenti l'articolazione del ginocchio si evince che la flessione del ginocchio non è un semplice movimento di rotolamento della tibia rispetto al femore, bensì un rotolamento seguito da una fase di scivolamento, come evidenziato in Figura 2.11C.

Se ci fosse solo rotolamento (Figura 2.11 A), il piatto tibiale risulterebbe troppo corto in rapporto allo spostamento dei condili e si arriverebbe alla lussazione posteriore del femore.

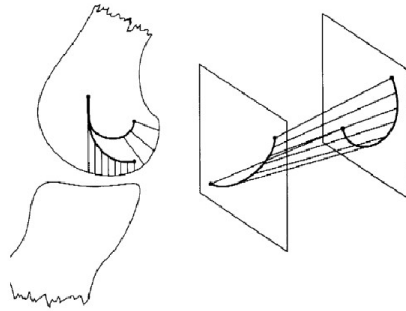


**Figura 2.11. Movimento di rotolamento e scivolamento del ginocchio**

Il rapporto tra il movimento di rotolamento e quello di scivolamento (Figura 2.11 B) è variabile: a partire dalla massima estensione il condilo inizia la fase di rotolamento, alla quale solo in seguito si aggiunge quella di scivolamento, che diventa la sola componente negli ultimi gradi di flessione del ginocchio.

Data l'asimmetria dei condili, lo scivolamento si effettua dapprima sul condilo interno e poi su quello esterno; nel rotolamento avviene chiaramente l'esatto opposto.

Se non ci fosse la fase di scivolamento, si potrebbe individuare l'asse di flesso-estensione, istante per istante, semplicemente unendo i centri di rotazione dei due condili come mostrato in Figura 2.12. Se si considera poi che per i due condili lo scivolamento è diverso, risulta evidente la posizione obliqua di tale asse:



---

**Figura 2.12. Asse di flesso-estensione dei condili del ginocchio durante lo scivolamento**

Quando il movimento di rotolamento si è concluso e quello di strisciamento è massimo, l'asse di flesso-estensione si è spostato da una posizione inizialmente anteriore ad una nuova posizione "molto" posteriore.

### **2.3.3 Cinetostatica del Ginocchio**

Dal punto di vista dei carichi agenti sul ginocchio, è necessario tenere in considerazione gli assi principali su cui essi agiscono: asse della tibia, anteroposteriore e mediolaterale.

Nella Figura 2.13 vengono riportate le forze ed i momenti agenti lungo tali assi:

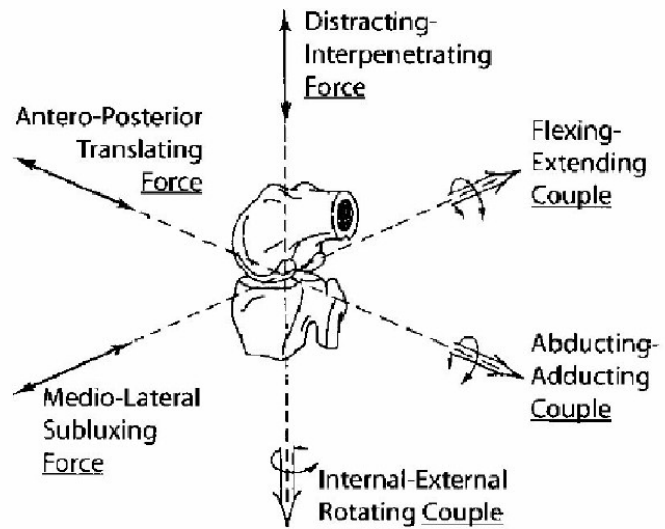


Figura 2.13. Rette di azione delle forze e dei momenti agenti nel ginocchio

- Le forze in direzione dell'asse della tibia resistono alla compenetrazione delle ossa ed alla loro distrazione;
- Le forze nella direzione anteroposteriore e/o mediolaterale resistono o inducono delle traslazioni del ginocchio;
- La coppia intorno all'asse mediolaterale resiste o induce flessione ed estensione;
- La coppia intorno all'asse anteroposteriore resiste o induce adduzione ed abduzione;
- La coppia intorno all'asse della tibia resiste o induce rotazione mediale e laterale.

Le sei componenti di sollecitazione sono trasmesse da un osso all'altro attraverso una combinazione di pressioni sulle superfici articolari e di tensioni sui tessuti molli che circondano l'articolazione.

Le superfici articolari sono talmente lisce e ben lubrificate da offrire una resistenza minima ai movimenti di scorrimento, al punto che non trasmettono valori significativi di azioni tangenziali; possono infatti trasmettere solo azioni normali alle superfici.

Considerando le forze agenti nella flessione-tensione, è necessario ricordare che, nel corso della deambulazione, il massimo valore della forza che il piede scambia con il suolo si ha nella prima fase di spinta.

In questa particolare configurazione, riportata in Figura 2.14, il ginocchio è leggermente flesso ed il tendine rotuleo è teso e sopporta la forza  $T$ ; i condili femorali sono invece schiacciati sul piatto tibiale dalla forza  $N$ .



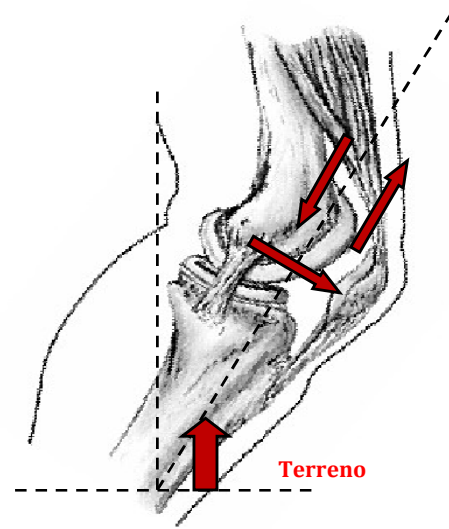


Figura 2.14. Vista laterale del ginocchio e forze agenti

Complessivamente la forza risultante agente sul ginocchio nella configurazione di flesso-estensione è pari a circa 3.02 volte il peso del corpo.

Per quanto riguarda invece la stima delle forze agenti durante la rotazione è necessario considerare che, durante il movimento di flessione di  $90^\circ$ , la tibia subisce una rotazione totale di circa  $30^\circ$ .

Ai movimenti di adduzione ed abduzione si oppongono sia i legamenti collaterali sia i crociati, anche se quest'ultimi esplicano il loro effetto con un braccio di leva poco favorevole.

La forza di compressione sul piatto tibiale N e la trazione sul legamento collaterale esterno T sono comunque molto maggiori della componente mediolaterale F che devono equilibrare.

## 2.4 L'Articolazione dell'Anca

L'articolazione dell'anca riportata in Figura 2.15 è costituita dalla testa femorale che si articola nell'acetabolo e permette all'arto inferiore movimenti assai ampi nello spazio, essendo praticamente uno snodo sferico con tre gradi di libertà.

---

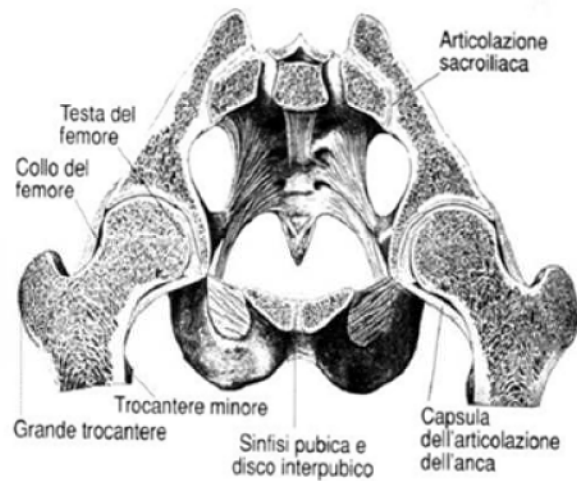


Figura 2.15. Anatomia di un'anca fisiologica

---

### 2.4.1 Cinematica dell'Anca

Nei piani di riferimento riportati in Figura 2.16 i possibili movimenti dell'articolazione dell'anca sono:

- Flesso - estensione;

- Abduzione ed adduzione sul piano frontale;
- Rotazione interna ed esterna intorno all'asse meccanico dell'arto inferiore.

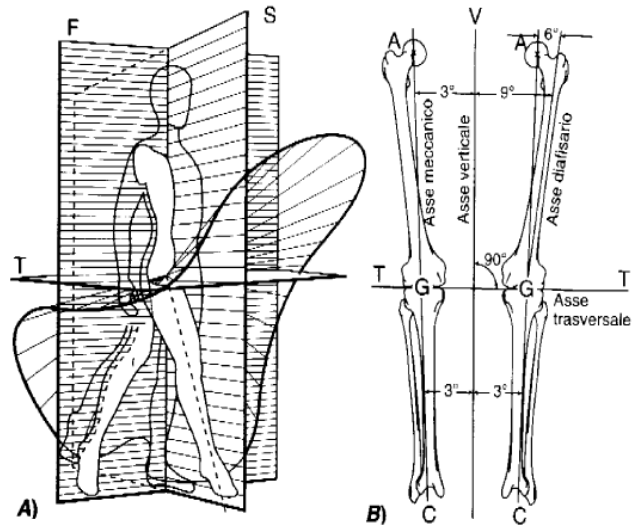


Figura 2.16. Piani principali dell'anca ed assi di riferimento

Il bacino e le articolazioni sono collocate al centro della catena cinematica del corpo umano. Un'alterazione nell'anca ha delle ripercussioni biomeccaniche sia nella parte superiore che in quella inferiore dello scheletro.

Nei tre piani fondamentali dello spazio individuati in Figura 2.1, il campo dei movimenti che l'anca riesce a coprire è riassunto nella Tabella 2.2.

**Tabella 2.2. Movimenti dell'anca**

	Piano Sagittale [deg]	Piano Frontale [deg]	Piano Trasversale [deg]
<b>Flessione</b>	0° - 140°		
<b>Estensione</b>	0° - 15°		
<b>Abduzione</b>		0° - 30°	
<b>Adduzione</b>		0° - 25°	
<b>Rotazione Esterna</b>			0° - 90°
<b>Rotazione Interna</b>			0° - 70°

Viene in seguito riportato l'andamento temporale di tali grandezze caratteristiche: in Figura 2.17 è riportato il movimento di flesso-estensione dell'anca, in Figura 2.18 la abdu-adduzione, mentre in Figura 2.19 i movimenti di rotazione assiale, interna ed esterna dell'articolazione dell'anca.

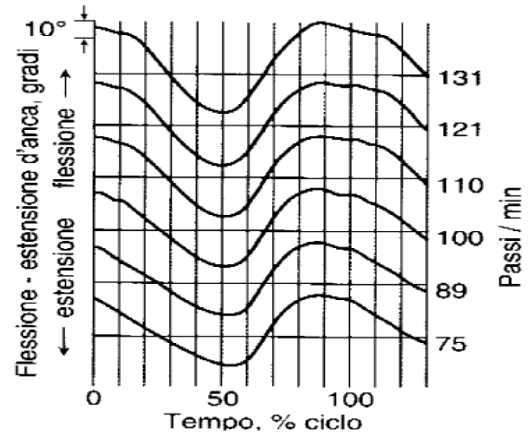


Figura 2.17. Flesso-estensione dell'anca VS Tempo ciclo

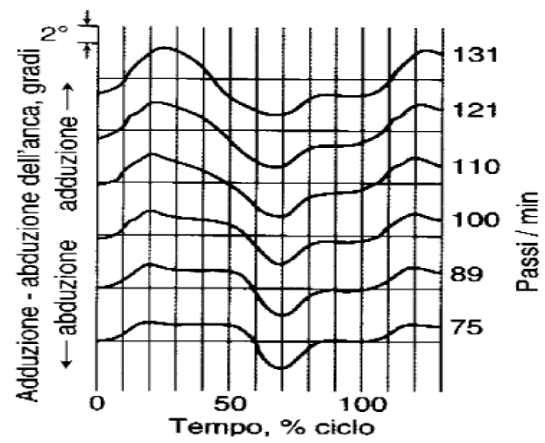


Figura 2.18. Abdu-adduzione dell'anca VS Tempo ciclo

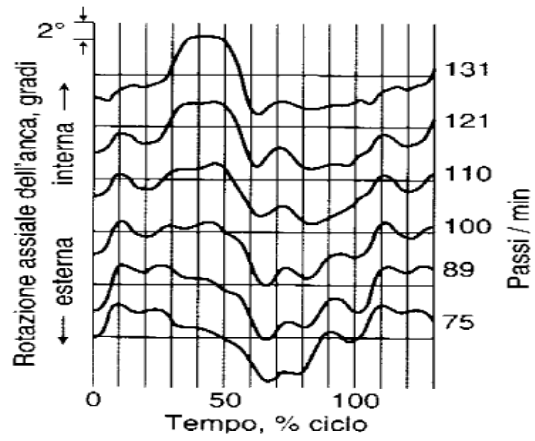


Figura 2.19. Rotazione dell'anca VS Tempo ciclo

### 2.4.2 Funzionalità dell'Anca

Se l'uomo camminasse con le ginocchia rigide ed il bacino si spostasse parallelamente a se stesso, il baricentro del corpo descriverebbe un percorso assimilabile ad un moto sinusoidale (Figura 2.20), caratterizzato da numerosi sobbalzi ed un gravoso dispendio di energia.

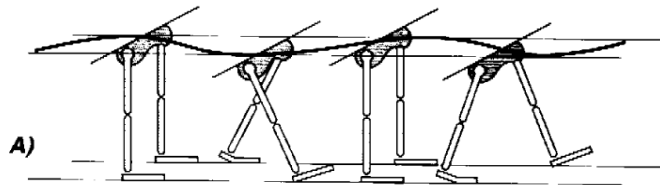


Figura 2.20. Traiettoria del baricentro in una deambulazione con ginocchia rigide

In realtà l'uomo cammina utilizzando movimenti coordinati delle articolazioni dell'anca e del ginocchio, della caviglia e del bacino, per mantenere il proprio centro di gravità su un piano orizzontale.

La riduzione delle oscillazioni verticali è ottenuta tramite la rotazione del bacino intorno ad un asse passante per la zona lombare della colonna vertebrale; visto dall'alto, come evidenziato in Figura 2.21, un lato del bacino si sposta in avanti insieme all'arto inferiore che oscilla in avanti.

In questo modo si riduce sul piano sagittale l'angolo formato tra bacino e coscia e l'angolo formato tra arto inferiore e terreno.

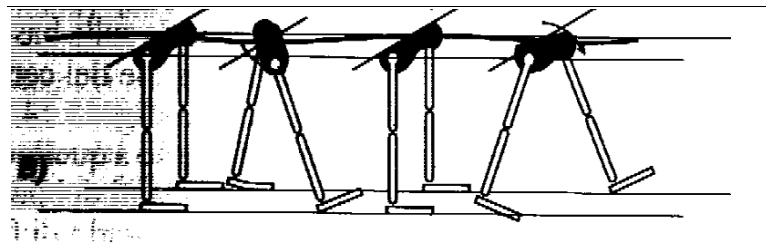
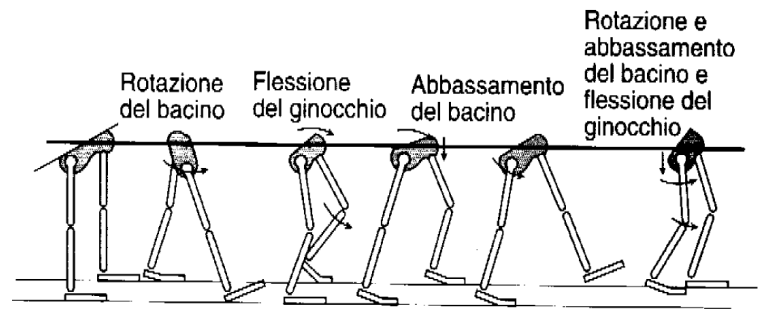


Figura 2.21. Traiettoria del baricentro nella deambulazione naturale

Inoltre si ha un abbassamento sul piano frontale del bacino dalla parte dell'arto oscillante e la flessione del ginocchio dell'arto portante, come riportato in Figura 2.22.



**Figura 2.22. Movimento dell'anca coordinato con i movimenti delle articolazioni di ginocchio, caviglia e bacino**

Il baricentro del corpo si sposta in modo che la sua proiezione perpendicolare al terreno vada a cadere sulla base di appoggio; lo spostamento laterale del baricentro è di circa 20 mm per lato.

Una corretta andatura, caratterizzata da questi riferimenti, permette di aumentare la lunghezza del passo senza per questo dover aumentare il grado di flessione ed estensione dell'anca.

Risulta tuttavia evidente che, con l'avanzare dell'età, la deambulazione cambia in quanto si riducono le ampiezze di movimento delle articolazioni sopra citate.

### **2.4.3 Cinetostatica dell'Anca**

Relativamente ai carichi agenti sull'anca, essi variano essenzialmente al variare del peso corporeo, della posizione del corpo e delle forze esterne applicate; quando l'individuo è in posizione eretta il peso corporeo viene trasmesso dalla vertebra lombare L5 alla base sacrale, alle articolazioni sacroiliache, all'ileo e all'ischio, ai femori e quindi alle tibie ed ai piedi.



La situazione più interessante da analizzare è tuttavia quella relativa all'analisi dei carichi agenti sull'anca in caso di appoggio unipodale, analizzata in Figura 2.23:

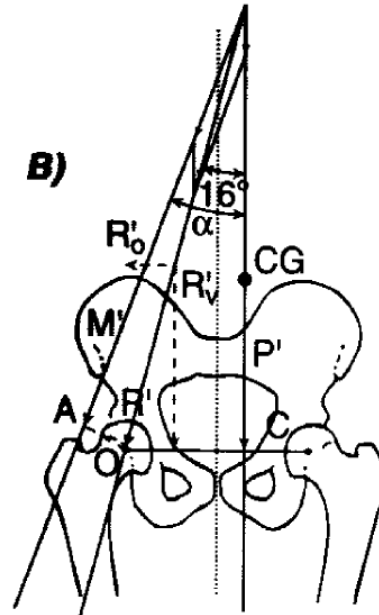


Figura 2.23. Forze agenti sull'anca durante la fase di appoggio unipodale

*CG*: Baricentro del corpo

$\alpha$ : angolo compreso tra la retta di azione dei muscoli abduttori e la verticale

*P'*: Peso corporeo agenti durante la fase di appoggio unipodale

*M'*: Forza muscolare

*R'*: Risultante articolare

$R'_v$ : Componente verticale della risultante articolare

$R'_o$ : Componente orizzontale della risultante articolare

$AO$ : Braccio del momento esercitato da  $M'$  intorno al centro dell'articolazione

$OC$ : Braccio del momento esercitato da  $P'$  intorno al centro dell'articolazione

Il braccio  $AO$  è più piccolo di quello del peso corporeo  $OC$ , quindi la forza combinata dei muscoli abduttori risulta essere un multiplo del peso corporeo:

$$M' = P' \frac{OC}{AO} \quad (2.3)$$

La risultante delle forze articolari  $R'$  è orientata di circa  $16^\circ$  sul piano frontale rispetto all'asse verticale.

$$R'_v = -P' - M' \cos \alpha = -P' \left( 1 + \frac{OC}{AO} \cos \alpha \right) \quad (2.4)$$

$$R'_o = -M' \sin \alpha = -P' \frac{OC}{AO} \sin \alpha \quad (2.5)$$

$$R' = \sqrt{R'_v{}^2 + R'_o{}^2} = P' \sqrt{1 + \frac{OC^2}{AO^2} + 2 \frac{OC}{AO} \cos \alpha} \quad (2.6)$$

L'effetto combinato di peso corporeo e forze muscolari fa sì che la testa femorale sia soggetta ad una forza pari a circa quattro volte il peso corporeo nella fase di appoggio unipodale durante la deambulazione lenta.

Nella locomozione normale l'anca è soggetta ad ampie oscillazioni del carico in compressione a seconda che il carico sia uni- o bipodale.

Riassumendo, dunque, i fattori che influenzano l'entità o la direzione delle forze di compressione agenti sulla testa femorale sono:

- La posizione del baricentro del corpo;
- Il braccio di leva dei muscoli abduttori, funzione degli angoli di inclinazione tra asse del collo ed asse del diafisario.

Una riduzione del braccio di leva dei muscoli abduttori (coxa valga) fa sì che vi sia un aumento dell'attività muscolare e quindi della forza risultante articolare.

L'andatura claudicante permette la riduzione del braccio OC e quindi del carico sull'anca ma ha un più basso rendimento energetico.

## **2.5 Parametrizzazione della Camminata Naturale**

Nei capitoli seguenti verranno affrontate le problematiche tipiche connesse alle protesi di arto inferiore e, segnatamente, alla protesi modulare transfemorale meccanica passiva, nonché al relativo setup di tale tipologia di arto artificiale.

Al fine di migliorare la progettazione e/o il setup della protesi è necessario analizzare e descrivere in dettaglio la biomeccanica della deambulazione di persone con entrambi gli arti inferiori sani per individuarne e quantificarne i parametri fondamentali.

Lo studio e la caratterizzazione di tali parametri risulterà indispensabile per costruire una correlazione univoca tra tali grandezze significative, presenti in una deambulazione naturale, e le possibili regolazioni applicabili all'arto artificiale durante l'operazione di setup.

Pertanto, passando a descrivere ed analizzare la deambulazione fisiologica [13,14] quale insieme preciso e coordinato di movimenti che coinvolge molteplici articolazioni e segmenti corporei, si evidenzia che durante la stessa il corpo umano deve gestire alcune situazioni molto importanti:

- Generazione di una forza propulsiva da parte dei muscoli;
- Mantenimento dell'equilibrio e stabilità del corpo nonostante le continue variazioni posturali;
- Assorbimento del trauma causato dall'impatto del piede con il terreno;
- Ottimizzazione del gesto atletico in modo da renderlo automatico e poco dispendioso per l'organismo.

La deambulazione è quindi data da una successione ciclica di movimenti ritmici alternati che consente di spostare in avanti il corpo: nel cammino essa consiste in una progressione nello spazio ottenuta alternando l'anteposizione di un arto inferiore all'altro, mantenendo comunque almeno un piede a terra; nella corsa, invece, la progressione nello spazio avviene come nel cammino ma senza la necessità del mantenimento di un piede a terra.

In ogni caso, nella deambulazione, come in tutti i movimenti umani, l'attività muscolare genera momenti interni alle articolazioni (coppie) che:

- Contribuiscono alla forza di reazione al terreno;
- Assicurano il bilanciamento;
- Aumentano l'economia energetica;
- Permettono degli schemi deambulatori flessibili;

- Rallentano od impediscono i movimenti incontrollati degli arti.

Viene definito ciclo della deambulazione (stride) il periodo che intercorre tra due appoggi calcaneari successivi dello stesso piede sul terreno; a sua volta tale ciclo può essere suddiviso in due distinte fasi:

- Fase di appoggio (stance): il piede resta a contatto con il suolo; questa fase occupa circa il 60% del ciclo del passo (step) e diminuisce sempre più con l'aumentare della velocità della deambulazione (nella corsa si riduce fino al 37% circa);
- Fase di sospensione o oscillazione (swing): l'arto inferiore viene sollevato e portato in avanti per prepararsi all'appoggio successivo; tale fase viene anche detta fase di trasferimento o volo.

### **2.5.1 Stance Phase**

Andando dunque ad analizzare in dettaglio la fase dell'appoggio si evidenziano quattro distinte sottofasi:

- Contatto del tallone (heel strike): è una fase molto breve durante la quale il tallone del piede proiettato in avanti si trova a contatto con il terreno;
- Pieno appoggio (mid stance): è la fase più lunga tra le quattro; inizia con lo stacco del piede controlaterale e termina quando il piede è completamente appoggiato al suolo (calcagno, metatarso e dita appoggiate sul terreno);
- Distacco del tallone (heel off): questa fase termina quando l'arto controlaterale tocca il suolo e contemporaneamente si assiste al distacco dal suolo del piede portante;

- Distacco delle dita (toe off): è una fase che termina con il distacco delle dita dal terreno, dopo la quale il peso del corpo viene trasferito in avanti.

Secondo una classificazione più rigorosa dei movimenti caratteristici della stance phase, esiste una quinta sottofase, compresa tra l'heel strike e la mid stance phase, che consiste nel movimento detto di loading response. In questa sottofase aggiunta, che coinvolge circa il 10% dell'intero ciclo di passo, il piede si appoggia per intero sul terreno e la caviglia ha una leggera flessione dorsale in risposta al carico agente sull'arto proveniente dal peso del corpo.

---

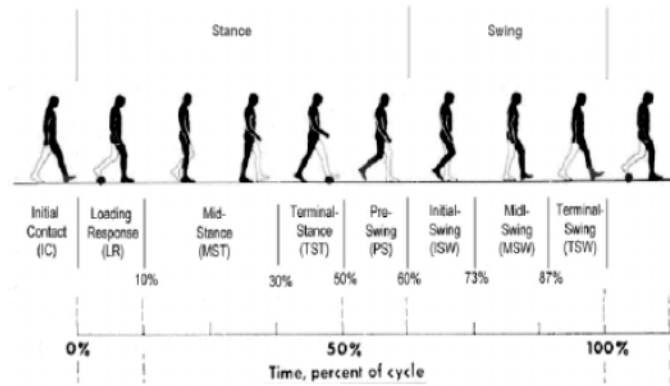


Figura 2.24. Divisione funzionale del ciclo di passo

---

Con riferimento alla Figura 2.24, la stance phase interessa complessivamente circa il 60% del ciclo di passo, suddivise nelle cinque sottofasi sopra elencate.

### 2.5.2 Swing Phase

In modo del tutto analogo anche la fase di sospensione può essere suddivisa in tre distinte sottofasi:

- Iniziale: l'arto inferiore di interesse si sposta in avanti per opera dei muscoli flessori dell'anca dopo lo stacco delle dita del piede;
- Intermedia: l'arto si sposta da una posizione posteriore rispetto al corpo ad una posizione anteriore; contemporaneamente la caviglia si flette per opera del tibiale anteriore;
- Finale: in questa fase continua e termina il movimento precedente, il ginocchio e la caviglia raggiungono la loro massima estensione preparando allo stesso tempo l'arto al contatto con il suolo (appoggio del tallone e ripresa del ciclo del cammino).

Con riferimento alla Figura 2.24 la swing phase interessa la parte conclusiva del ciclo del passo, coprendo un arco temporale di circa il 40% della durata complessiva del cammino.

## 2.6 La Gait Analysis

L'analisi del cammino, ovvero la Gait Analysis (GA) ha come obiettivo quello di fornire informazioni quantitative dettagliate, in grado di caratterizzare la deambulazione di un normodotato o, indifferentemente, di un soggetto patologico [12].

Mediante tale analisi si ha la possibilità di definire, attraverso l'uso di apparecchiature sofisticate, integrate tra loro, il pattern deambulatorio del soggetto in esame.

Essa consiste nella rilevazione tridimensionale di grandezze cinematiche (spostamento nello spazio, velocità ed accelerazione), dinamiche (analisi delle forze coinvolte nel movimento) ed elettromiografiche (muscoli attivati nel movimento) durante l'esecuzione di un gesto motorio, in modo da monitorare il movimento del paziente e di misurare quantitativamente aspetti della deambulazione che diventano fondamentali nella valutazione della sua limitazione funzionale.

Grazie ad alcune sue importanti proprietà, quali la non invasività e la tridimensionalità dei dati forniti, essa si pone come fondamentale strumento di indagine nell'analisi del movimento umano.

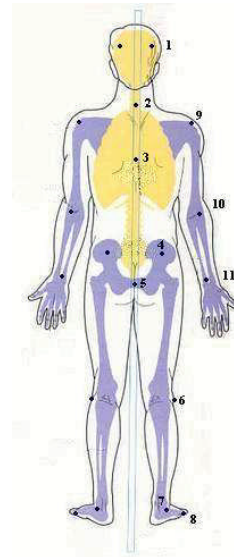
### **2.6.1 Strumentazione Necessaria**

La strumentazione presente all'interno di un laboratorio di Gait Analysis si compone di un sistema optoelettronico, due piattaforme di forza, un sistema per l'acquisizione elettromiografica ed un sistema di telecamere per le riprese dell'attività locomotoria del paziente.

L'analisi dei dati e l'utilizzo di modelli matematici permette inoltre di calcolare grandezze non ottenibili direttamente, come i momenti e le potenze prodotte ed assorbite dalle diverse articolazioni.

La seduta di acquisizione dei dati inizia con la memorizzazione su calcolatore dei dati anagrafici ed antropometrici del paziente, cui fa seguito l'applicazione dei markers, come riportato in Figura 2.25.





**Figura 2.25. Posizionamento dei markers in un'applicazione total body**

I markers sono costituiti da supporti di plastica di forma sferica o emisferica, ricoperti con materiale catarifrangente, che riflettono la luce proveniente dai led emettitori coassiali con le telecamere.

Le sorgenti di luce emettono nella banda dell'infrarosso che, non essendo visibile dall'occhio umano, non interferisce con la spontaneità del gesto da analizzare. Inoltre, i led sono disposti in corone circolari intorno all'obiettivo delle telecamere che, invece, hanno la funzione di rilevare la luce riflessa dai markers, per determinare le coordinate tridimensionali.

Per questa misura è necessario che ogni marker sia visto da almeno due telecamere, in modo da soddisfare le condizioni di ridondanza e disparità,

necessaire per la ricostruzione, istante per istante, della posizione nello spazio di ogni marker.

### **2.6.2 Preparazione della Prova**

Sulla base del modello prestabilito del soggetto da analizzare, i markers vengono riconosciuti e classificati e, dopo aver corretto eventuali errori di distorsione tramite procedure di calibrazione, il sistema ricostruisce le traiettorie dei punti e consente di estrarre i parametri di interesse, quali ad esempio la velocità e le variazioni angolari.

Per una corretta ricostruzione tridimensionale e per una buona taratura del sistema è, quindi, fondamentale una procedura di calibrazione all'inizio di una serie omogenea di acquisizioni cinematiche, che prevede la determinazione dello spazio di lavoro, del sistema di riferimento e dei parametri interni ed esterni relativi alle telecamere ed alla piattaforma dinamometrica.

La fase di preparazione del paziente, che precede la fase di acquisizione vera e propria consiste nelle seguenti operazioni:

- Applicazione dei markers;
- Rilevazione dei dati anagrafici e misure antropometriche.

La seconda delle sottofasi sopra citate (rilevazione dei dati anagrafici e misure antropometriche) è necessaria per la stima dei centri di rotazione dell'anca, del ginocchio e della caviglia, dati indispensabili per la ricostruzione dei punti interni di riferimento.

I parametri misurati sono i seguenti:

- Peso;
- Larghezza del bacino;

- Altezza del bacino (ottenuta facendo sedere il soggetto su un piano rigido e misurando la distanza che intercorre tra la cresta iliaca superiore ed il piano di appoggio);
- Distanza verticale tra le spine iliache posteriori e la cresta iliaca superiore;
- Lunghezza della coscia (distanza tra il grande trocantere ed il condilo laterale del femore);
- Lunghezza della gamba (distanza tra i marcatori del condilo laterale femorale e del malleolo laterale);
- Diametro del ginocchio (distanza intracondilare);
- Diametro della caviglia (distanza intramalleolare);
- Larghezza del piede (distanza tra la prima e la quinta testa metatarsale);
- Lunghezza del piede (distanza tra il tallone e l'alluce)
- Altezza del malleolo dal suolo (con il piede appoggiato a terra per tutta la sua lunghezza)
- Distanza orizzontale tra il malleolo laterale ed il tallone (misurata con il piede appoggiato a terra per tutta la sua lunghezza)

La fase di acquisizione vera e propria prosegue con le prove locomotorie che consistono nel fare eseguire al paziente un certo numero di passaggi su un percorso prestabilito e nella registrazione delle grandezze sopra definite.

### **2.6.3 La Modellazione del Corpo Umano**

Per rappresentare in modo chiaro il movimento degli arti e delle articolazioni occorre fare riferimento ad un modello del corpo umano.

Uno degli approcci più diffusi per schematizzare il corpo umano è quello di considerare i segmenti anatomici come “corpi rigidi” e le articolazioni tra i vari segmenti corporei come “cerniere” [15].

I vari segmenti corporei vengono individuati attraverso il posizionamento di markers su punti anatomici facilmente identificabili. A partire dalla posizione dei markers esterni, attraverso la ricostruzione dei punti interni, si arriva alla costruzione dello stick diagram (Figura 2.26), in cui ciascuno dei segmenti rappresentati schematicamente rappresenta la parte anatomica a cui si riferisce.

---



**Figura 2.26. Ricostruzione di un tipico stick diagram**

Uno dei maggiori ostacoli per un’accurata ricostruzione dei punti interni è legata al movimento relativo tra lo strato di pelle su cui è applicato il marker ed il segmento osseo che si vuole ricostruire.

Per rendere minima l'influenza di questo tipo di errori si posizionano i markers in punti sotto i quali lo strato muscolare è sottile, in modo da limitare gli spostamenti relativi marcatori-ossa.

Va inoltre specificato che la schematizzazione adottata presenta un certo grado di approssimazione anche perché si rappresentano le articolazioni come cerniere sferiche, trascurando i movimenti traslazionali, mentre in realtà il movimento relativo tra i vari segmenti corporei è di tipo roto-traslatorio.

Lo stick diagram di Figura 2.26, che mostra la posizione di ciascun segmento corporeo nel tempo e nello spazio durante le varie fasi del passo, fornisce una rappresentazione complessiva del movimento utile per le seguenti ragioni:

- si ha una visione globale della cinematica che permette un'immediata valutazione delle performance;
- si riescono ad analizzare le traiettorie dei singoli segmenti corporei, da cui si possono valutare immediatamente gli spostamenti del bacino sul piano orizzontale e frontale;
- si può valutare, subito a valle della ripresa, l'affidabilità della prova effettuata.

#### **2.6.4 I Risultati della Gait Analysis**

Per quanto riguarda l'acquisizione, questa fase inizia con la prova di standing, durante la quale viene chiesto al soggetto di rimanere fermo sulla piattaforma per qualche secondo. Questa prova permette di rilevare diverse grandezze quali ad esempio il peso, gli angoli di offset delle articolazioni, diversi per ogni soggetto, ed eventuali anomalie durante il mantenimento della postura eretta.

Successivamente, durante la prova di cammino, il sistema rileva la posizione nel tempo dei diversi markers disposti sul corpo del soggetto, arrivando alla generazione dei file contenenti le informazioni sulle coordinate tridimensionali dei markers.

Al fine di avere una chiara caratterizzazione del modo di camminare del paziente è necessaria l'acquisizione di più passi completi a diverse velocità per ciascun lato del paziente.

Per arrivare alla registrazione di dati affidabili è importante che il paziente abbia raggiunto una posizione di regime nel momento di appoggio in pedana.

La procedura di acquisizione prevede perciò la possibilità di visualizzare immediatamente i dati acquisiti dopo ogni passaggio, in modo da poter individuare subito una eventuale prova difettosa.

L'elaborazione dei dati ottenuti da una Gait Analysis genera l'andamento delle variabili nel tempo, sia dinamiche che cinematiche, come mostrato in Figura 2.27 a.

## Gait Analysis : Joint Rotations

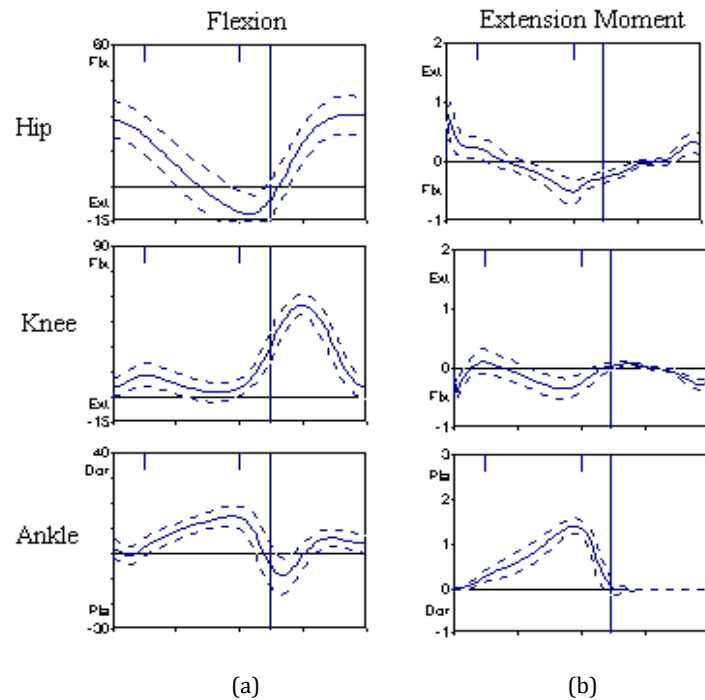


Figura 2.27. Andamenti temporali degli angoli (a) e momenti agenti (b) nelle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia di un normodotato

L'analisi cinematica si utilizza per descrivere come un segmento è orientato nello spazio rispetto ad un altro, tramite il calcolo degli angoli delle articolazioni nei tre piani dello spazio: sagittale, frontale e trasversale. I movimenti nel piano sagittale sono quelli di flessione ed estensione; nel piano frontale, invece, i movimenti sono di adduzione ed abduzione, mentre nel piano trasversale sono di intrarotazione ed extrarotazione.

Le informazioni relative all'analisi dinamica integrano quelle della cinematica del movimento, poiché permettono di analizzare in che modo, a livello dell'apparato locomotore, la contrazione muscolare sviluppa forze che influenzano le singole articolazioni, determinando il controllo dei liberi movimenti articolari.

In generale, grazie a forze muscolari, forze dei legamenti e dei tessuti molli, il corpo produce i momenti articolari interni, riportati in Figura 2.27 b, che rappresentano la risposta alle sollecitazioni date da forze esterne, che producono momenti articolari esterni.

La potenza articolare è invece il prodotto tra momento articolare e velocità angolare del movimento; questo è il motivo per cui quando la direzione del movimento coincide con la direzione del momento, si dice che l'articolazione sta generando potenza. Durante il cammino questa generazione può essere correlata ad una contrazione concentrica.

Viceversa, se le direzioni sono opposte, l'articolazione sta assorbendo potenza, cioè, nel caso del cammino, può esserci una contrazione eccentrica.



## **Capitolo 3**

# **Analisi Comparativa della Camminata Naturale e con Protesi**

### **3.1 Introduzione**

La Gait Analysis, descritta nel capitolo precedente, non viene utilizzata solo per lo studio della deambulazione di un normodotato sano o affetto da determinate patologie caratteristiche degli arti inferiori, ma trova sempre più frequentemente applicazione anche nell'analisi della deambulazione di pazienti amputati protesizzati.

Si vuole quindi descrivere, analogamente a quanto fatto nel capitolo precedente relativo alla deambulazione naturale, l'insieme dei movimenti caratteristici della camminata di un amputato transfemorale protesizzato, sia dal punto di vista della cinematica che della cinetostatica.

Stante dunque la considerazione comune della deambulazione naturale come il termine ultimo di paragone per il movimento di una protesi transfemorale, è necessario precisare che la camminata di un amputato differisce non solo per il diverso comportamento dell'arto artificiale, ma anche per quello relativo all'arto sano controlaterale.

A causa della tendenza dell'arto sano di un amputato transfemorale a compensare le inevitabili limitazioni e carenze dell'arto artificiale, esso sarà caratterizzato da un movimento sensibilmente diverso da quello che

comunemente si potrebbe immaginare paragonabile al movimento di un normodotato.

Riuscire ad effettuare un confronto tra il ciclo del passo di un normodotato e quello proprio di un amputato transfemorale garantisce dunque di prendere una certa distanza del comune pensiero che la protesi sia tanto più funzionale quanto più il suo movimento si avvicina a quello dell'arto sano.

Infatti, l'assenza di muscolatura soprattutto nel caso di amputazione transfemorale, comporta che caratteristiche fondamentali dell'arto inferiore, quale ad esempio la sensazione di stabilità, vengono attribuite alla protesi da movimenti che evidentemente non possono ricalcare fedelmente quelli di un normodotato [16].

Attraverso la Gait Analysis è dunque possibile eseguire tale confronto tra il ciclo di passo compiuto da una protesi transfemorale, dall'arto naturale controlaterale e da un secondo paziente normodotato; l'analisi del cammino, in analogia con il capitolo precedente relativo alla deambulazione naturale, viene condotta con particolare attenzione alla cinematica e cinetostatica delle tre principali articolazioni di caviglia, ginocchio ed anca.

## **3.2 L'articolazione della Caviglia**

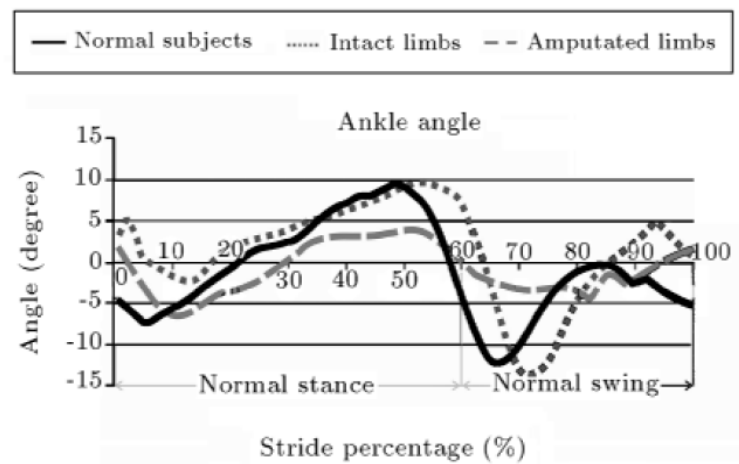
### **3.2.1 Cinematica della Caviglia**

Il primo passo consiste nella valutazione della cinematica dell'articolazione della caviglia, studiata attraverso l'utilizzo delle equazioni derivate con il metodo delle differenze finite e dalla cinematica dei corpi rigidi.

In particolare si prende come riferimento l'angolo della caviglia, valutato come l'angolo di flessione dorsale dell'articolazione; tale angolo assume un valore nullo nella posizione statica e valori negativi nella fase di flessione plantare che caratterizza la deambulazione.

L'analisi viene eseguita tramite un confronto tra le curve di variazione dell'angolo durante un ciclo di passo, ottenute sperimentalmente per: un soggetto normodotato, l'arto sano di un soggetto con amputazione transfemorale e per l'arto artificiale dello stesso soggetto.

In Figura 3.1 è riportato un grafico rappresentativo del confronto effettuato.



**Figura 3.1. Confronto dell'angolo di caviglia per un normodotato ed un soggetto amputato (arto sano ed arto artificiale)**

Si nota come i tre andamenti siano in realtà molto simili tra loro, con variazioni principalmente di ampiezza per quanto riguarda la curva relativa

all'arto amputato ed un leggero ritardo per la curva rappresentativa dell'arto sano del soggetto con amputazione.

Si riportano nella Tabella 3.1 i valori di maggior importanza per la valutazione delle tre curve.

**Tabella 3.1. Confronto degli angoli di caviglia durante il ciclo di passo**

	Soggetto normodotato		Arto sano del soggetto con amputazione		Protesi del soggetto con amputazione	
	Valore di picco	% del ciclo di passo	Valore di picco	% del ciclo di passo	Valore di picco	% del ciclo di passo
Flessione plantare (stance)	-7°	6%	-2°	13%	-6°	10%
Flessione dorsale	9°	49%	9°	53%	4°	50%
Flessione plantare (swing)	-12°	66%	-14°	72%	-	-

### 3.2.2 Cinetostatica della Caviglia

Per ottenere i valori delle forze e dei momenti agenti sulle articolazioni è stato invece impiegato il metodo della dinamica inversa secondo lo schema (Figura 3.2) e le equazioni di seguito riportate.

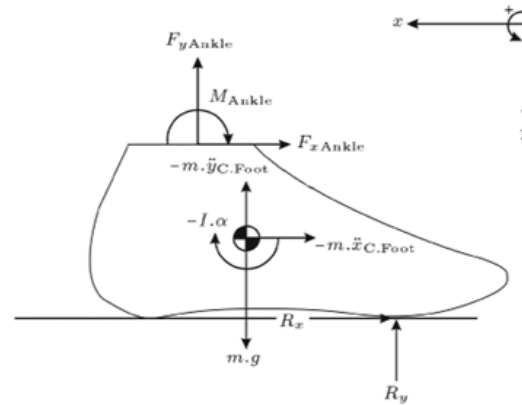


Figura 3.2. Forze e momenti agenti sull'articolazione della caviglia

$$F_{xAnkle} = (m_{Foot} \ddot{x}_{C.Foot}) - R_x \quad (3.1)$$

$$F_{yAnkle} = (m_{Foot} \ddot{y}_{C.Foot}) + (m_{Foot} g) - R_y \quad (3.2)$$

$$M_{Ankle} = (F_x y_{c,p}) - (F_y x_{c,p}) - (m_{Foot} \ddot{x}_{C.Foot} y_{C.Foot}) + (m_{Foot} \ddot{y}_{C.Foot} x_{C.Foot}) + (m_{Foot} g x_{C.Foot}) + (F_{xAnkle} y_{Ankle}) + (F_{yAnkle} x_{Ankle}) + (I_{Foot} \alpha_{Foot}) \quad (3.3)$$

Con i valori ricavati dalle precedenti equazioni di equilibrio, è possibile ottenere le tre curve rappresentative del momento agente sull'articolazione per quanto riguarda il soggetto normodotato, l'arto sano del soggetto con amputazione e l'arto protesico dello stesso soggetto (Figura 3.3).

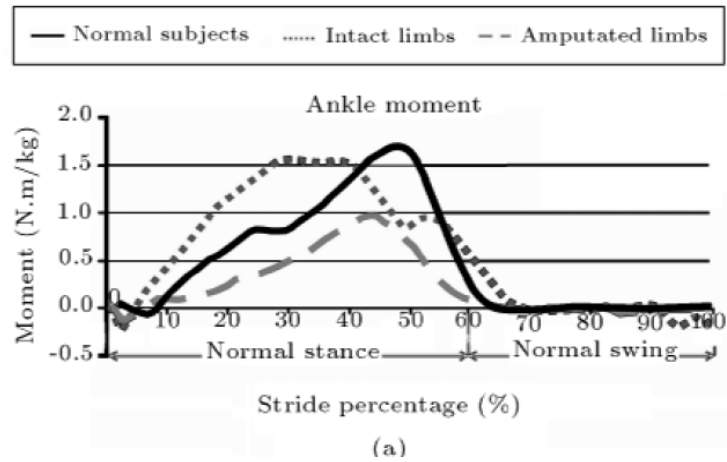


Figura 3.3. Momenti agenti sull'articolazione di caviglia

In tale analisi della cinetostatica della caviglia si assumono valori positivi per i momenti di flessione plantare e valori negativi per i rispettivi momenti di flessione dorsale.

Va sottolineato come i valori sperimentali relativi all'arto sano dei soggetti con amputazione considerati siano in realtà molto differenti tra loro, determinando una regione piana tra il 30% ed il 40% del ciclo di passo.

I valori relativi all'arto protesico risultano invece nettamente inferiori rispetto alle altre due curve.

### 3.3 L'Articolazione del Ginocchio

#### 3.3.1 Cinematica del Ginocchio

Analogamente a quanto fatto in precedenza per la caviglia, anche per il ginocchio è stata effettuata un'analisi comparativa tra i dati ottenuti sperimentalmente per un soggetto normodotato, per l'arto sano di un soggetto con amputazione transfemorale e per l'arto protesico dello stesso soggetto.

In questo caso il parametro preso come riferimento è l'angolo del ginocchio, definito come l'angolo relativo all'articolazione nel piano sagittale e considerato nullo in posizione statica e con valori negativi nelle condizioni di estensione.

Si riportano nel grafico seguente di Figura 3.3 le tre curve in esame.

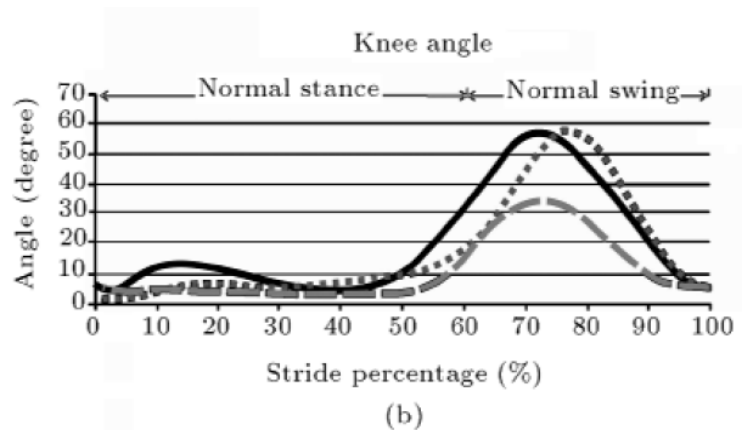


Figura 3.4. Confronto dell'angolo di ginocchio per un normodotato ed un soggetto amputato (arto sano ed arto artificiale)

Si nota un andamento generale con due picchi principali, rispetto ai quali risultano visibili, anche in questo caso, il ritardo della curva relativa all'arto sano del soggetto con amputazione e le minori variazioni di ampiezza della curva rappresentativa dell'arto protesico.

Sono riportati in Tabella 3.2 i valori di maggiore importanza estrapolabili dal grafico.

**Tabella 3.2. Confronto degli angoli di ginocchio durante il ciclo di passo**

	Soggetto normodotato		Arto sano del soggetto con amputazione		Protesi del soggetto con amputazione	
	Valore di picco	% del ciclo di passo	Valore di picco	% del ciclo di passo	Valore di picco	% del ciclo di passo
<b>Flessione (stance)</b>	13°	14%	7°	20%	-	-
<b>Flessione (swing)</b>	56°	72%	57°	78%	34.5°	73%

Va sottolineato come la parte protesica resti in realtà in estensione nella fase iniziale di appoggio, riducendo la curva ad un unico picco.



### 3.3.2 Cinetostatica del Ginocchio

I principi della dinamica inversa sono stati applicati anche per l'analisi cinetostatica dell'articolazione del ginocchio, secondo lo schema di seguito riportato.

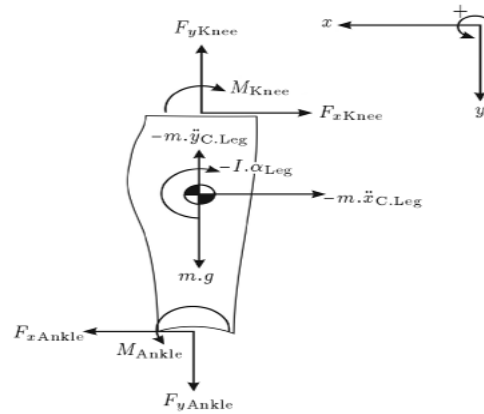


Figura 3.5. Forze e momenti agenti sull'articolazione del ginocchio

In riferimento al modello riportato in Figura 3.5 sono state quindi scritte le equazioni di equilibrio della dinamica per la parte di attacco del ginocchio con la tibia.

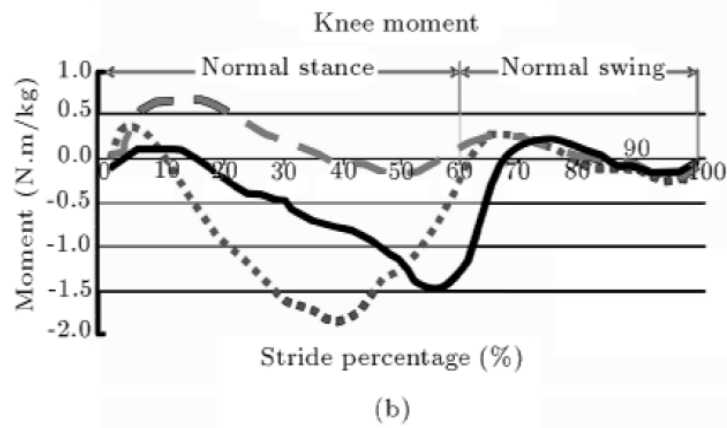
$$F_{xKnee} = (m_{Leg} \ddot{x}_{C.Leg}) + F_{xAnkle} \quad (3.4)$$

$$F_{yKnee} = (m_{Leg} \ddot{y}_{C.Leg}) + (m_{Leg} g) + F_{yAnkle} \quad (3.5)$$

$$\begin{aligned}
 M_{Knee} = & -M_{Ankle} - (F_{xAnkle}y_{Ankle}) + (F_{yAnkle}x_{Ankle}) + (F_{xKnee}y_{Knee}) + \\
 & - (F_{yKnee}x_{Knee}) - (m_{Leg}\ddot{x}_{C.Leg}y_{C.Leg}) + (m_{Leg}\ddot{y}_{C.Leg}x_{C.Leg}) + \\
 & + (m_{Leg}g x_{C.Leg}) + (I_{Knee}\alpha_{Leg})
 \end{aligned}
 \tag{3.6}$$

In base a tali equazioni è stato quindi possibile ricavare gli andamenti dei momenti agenti sull'articolazione secondo i dati ottenuti sperimentalmente dai soggetti in esame.

Si riporta in Figura 3.6 il grafico relativo alle tre curve di interesse.



**Figura 3.6. Momenti agenti sull'articolazione di ginocchio**

Anche in questo caso i valori di momento positivi e negativi indicano rispettivamente le fasi di estensione e flessione del ginocchio.

Si nota come per gli arti relativi al soggetto con amputazione i valori di momento iniziale di estensione siano sensibilmente più alti rispetto a quelli della curva relativa al soggetto normodotato.

La successiva fase di flessione risulta invece molto larga per l'arto sano del soggetto con amputazione e decisamente più stretta per l'arto protesico.

### **3.4 L'Articolazione dell'Anca**

#### **3.4.1 Cinematica dell'Anca**

Il parametro di riferimento per l'analisi della cinematica dell'anca è dato dall'angolo che tale articolazione forma nel piano sagittale con l'attacco del femore. Come nei precedenti casi tale angolo viene considerato nullo in posizione statica ed assume valori positivi nella fase di flessione e valori negativi in quella di estensione.

Si riportano di seguito, in Figura 3.7, gli andamenti delle curve relative ad un soggetto normodotato, all'arto sano di un paziente con amputazione transfemorale ed alla protesi dello stesso soggetto.

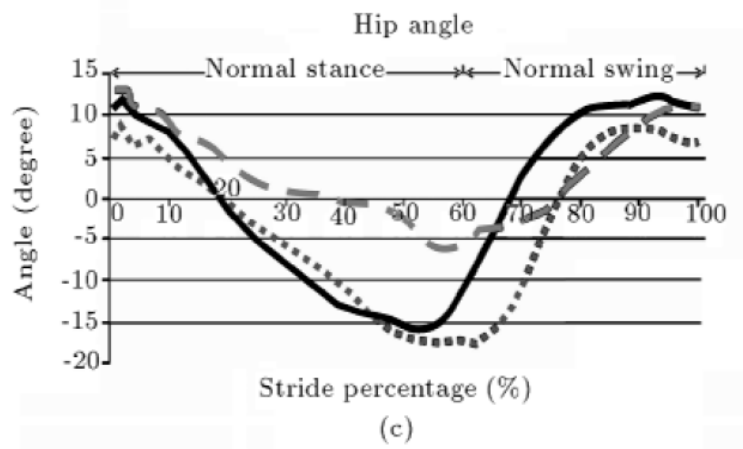


Figura 3.7. Confronto dell'angolo di anca per un normodotato ed un soggetto amputato (arto sano ed arto artificiale)

Si nota come l'andamento relativo all'arto protesico sia sensibilmente diverso rispetto agli altri due.

Si riportano anche in questo caso, in Tabella 3.3, i valori maggiormente rappresentativi delle tre curve.

**Tabella 3.3. Confronto degli angoli di anca durante il ciclo di passo**

	Soggetto normodotato		Arto sano del soggetto con amputazione		Protesi del soggetto con amputazione	
	Valore di picco	% del ciclo di passo	Valore di picco	% del ciclo di passo	Valore di picco	% del ciclo di passo
<b>Flessione (stance)</b>	12°	1%	9°	1%	13°	1%
<b>Estensione</b>	-16°	53%	-17°	62%	-6°	58%
<b>Flessione (swing)</b>	12°	80%	9°	85%	-	-

I valori sopra riportati mostrano come la cinematica dell'anca presenti, rispetto alle altre articolazioni, una più lunga fase di estensione durante il ciclo di passo.

Si nota inoltre come gli andamenti relativi al soggetto normodotato e all'arto sano del soggetto con amputazione siano molto simili, con valori di picco inferiori per quanto riguarda il secondo.

Risulta essere sensibilmente diversa invece la curva relativa all'arto protesico.

### 3.4.2 Cinetostatica dell'Anca

In ultimo è stata quindi fatta un'analisi delle cinetostatica dell'anca, il cui modello è riportato in Figura 3.8, facendo sempre riferimento al modello ed alle equazioni della dinamica inversa.

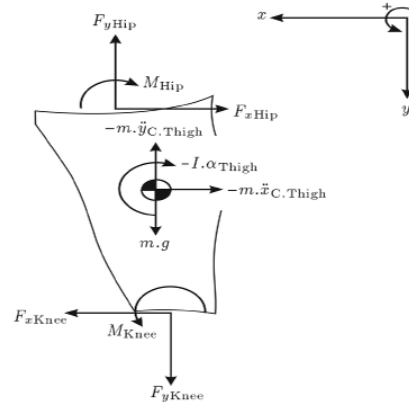


Figura 3.8. Forze e momenti agenti sull'articolazione dell'anca

Come per il ginocchio, il momento agente sull'articolazione dell'anca è stato calcolato secondo le equazioni di equilibrio della dinamica imposte sul lato di attacco con il femore.

$$\begin{aligned}
 M_{Hip} = & -M_{Knee} - (F_{xKnee}y_{Knee}) + (F_{yKnee}x_{Knee}) + (F_{xHip}y_{Hip}) + \\
 & - (F_{yHip}x_{Hip}) - (m_{Thigh}\ddot{x}_{C.Thigh}y_{C.Thigh}) + (m_{Thigh}\ddot{y}_{C.Thigh}x_{C.Thigh}) + \\
 & + (m_{Thigh}g x_{C.Thigh}) + (I_{Hip}\alpha_{Thigh})
 \end{aligned} \quad (3.7)$$

Si riportano in Figura 3.9 le curve rappresentative della variazione di tale momento durante il ciclo di passo per un soggetto normodotato, per l'arto sano di un soggetto con amputazione e per l'arto protesico dello stesso soggetto.

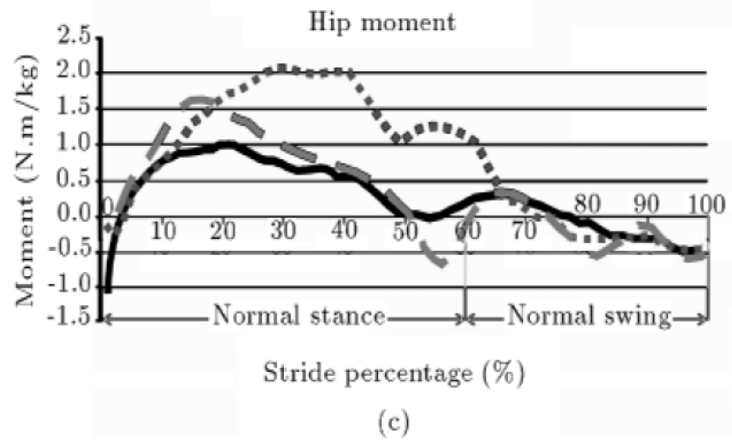


Figura 3.9. Momenti agenti sull'articolazione di ginocchio

I momenti di estensione e flessione sono sempre distinti rispettivamente tra valori positivi e negativi.

Si nota come in tutte e tre le curve nella parte finale resti una piccola oscillazione dei valori di momento fino alla fine del ciclo di passo.

Per quanto riguarda invece le curve relative agli arti del soggetto amputato va sottolineato il fatto che il momento assuma per la maggior parte del ciclo valori di estensione. Si nota inoltre come per l'arto sano si ottengano nuovamente valori sensibilmente più alti rispetto a quelli relativi all'arto protesico.

### 3.5 Importanza della Posizione del CIR Femore-Tibia

Il ginocchio rappresenta sicuramente la più complessa articolazione dell'arto artificiale; tuttavia la cinematica di tale articolazione, soprattutto in relazione al moto che avviene nel piano sagittale, è di fondamentale importanza nell'analisi della deambulazione protesica, in quanto ne determina la stabilità.

Si vuole dunque, in primo luogo, porre l'attenzione su quella che rappresenta la condizione necessaria e sufficiente affinché, esercitando un momento di estensione, l'arto potrà essere esteso (Figura 3.10 a) mentre, esercitando un momento di flessione, potrà essere flesso (Figura 3.10 c).

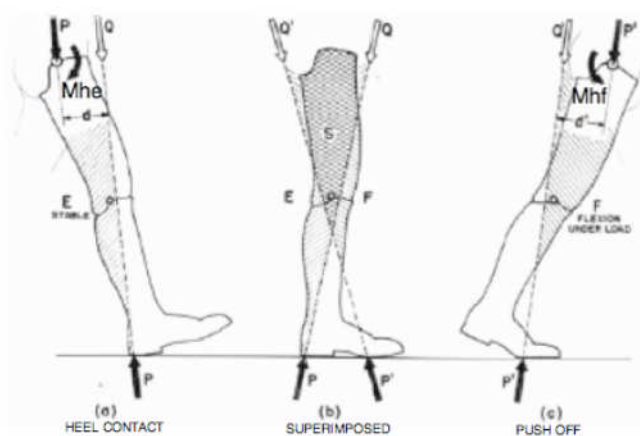


Figura 3.10. Diagramma di controllo della stabilità

Ipotizzando sempre il senso del moto da sinistra verso destra, condizione necessaria (e sufficiente) affinché l'arto possa essere esteso è che la linea



del carico sia davanti al CIR femore-tibia. Al contrario, condizione necessaria e sufficiente affinché l'arto possa essere flesso è che la linea di carico sia in posizione arretrata rispetto al CIR.

Per dimostrare quanto precedentemente affermato, è necessario ricordare e precisare che la tibia ed il piede di una protesi di un amputato transfemorale non possono essere attivati e controllati da quelli che sono comunemente considerati i "motori" del corpo umano, cioè i muscoli, poiché la muscolatura al di sotto del femore è assente.

Osservando la Figura 3.10 a risulta immediatamente evidente che le forze P e Q costringono la tibia ed il femore, che ruotano attorno al CIR (raffigurato in questo caso con una coppia rotoidale), in una posizione di estensione; questo fenomeno deriva dal fatto che la linea di carico, coincidente con la linea PQ, passa anteriormente al CIR rispetto al senso di marcia.

È altrettanto evidente che se tale linea di carico passasse dietro al CIR, tibia e femore sarebbero costretti a flettersi, come illustrato in Figura 3.10 b.

Quindi un momento di estensione (Mhe), che viene esercitato dal paziente al fine di estendere l'arto, a causa delle motivazioni precedentemente esposte, riesce a provocare l'estensione desiderata solo nel caso in cui la linea di carico è anteriore al CIR. In caso contrario, ovvero di passaggio della linea di carico dietro al CIR, il paziente, che vorrebbe estendere l'arto inferiore negli istanti successivi imponendo un momento Mhe, si ritroverebbe in realtà nella condizione di poterlo solo flettere, cioè di aumentare negli istanti successivi il valore dell'angolo di ginocchio.

In modo del tutto analogo, un momento di flessione (Mhf), che viene esercitato dal paziente al fine di flettere l'arto inferiore, può in realtà indurre tale movimento di flessione solo se la linea di carico è posteriore al CIR. In caso contrario, cioè di passaggio della linea di carico davanti al CIR, il paziente, che vorrebbe flettere l'arto negli istanti successivi esercitando un

momento Mhf, si ritroverebbe in realtà nella condizione di poter solo estendere l'arto.

Quanto descritto rappresenta il senso del controllo della stabilità: permettere al paziente di effettuare il movimento desiderato per evitare che la protesi si comporti in maniera inaspettata, provocando un cammino non controllato e, quindi, un disagio all'amputato che rischia di incorrere in cadute ed ulteriori traumi.

### **3 . 6 La Zona di Possibilità di Controllo della Stabilità**

A questo punto risulta utile ribadire il fatto che le fasi del cammino della protesi di arto inferiore di un amputato sono purtroppo profondamente diverse dalle fasi del cammino naturale, descritte nel capitolo precedente, in quanto quest'ultime non sono riproducibili con protesi passive.

Infatti, come si potrà constatare nei capitoli successivi, simulare il cammino naturale con una protesi passiva, nelle diverse fasi di estensione e di flessione dell'arto, è impossibile.

Per offrire la massima stabilità possibile al paziente, l'unica soluzione è quella di compiere tutta la fase di appoggio, dall'istante iniziale di contatto del tacco a quello finale del distacco del piede da terra, con l'arto completamente esteso (il femore va in battuta sulla tibia contro un riscontro) e flettere solo nell'istante finale della fase di appoggio, cioè nell'istante iniziale della fase di volo. In alternativa, nelle protesi più evolute è possibile avere nell'istante iniziale della fase di appoggio l'arto flesso, come accade nel cammino naturale, e poi mandare la protesi nella posizione di estensione massima.

Nella fase di volo è assolutamente necessario che l'arto sia flesso per evitare che, nella fase di richiamo all'indietro, il piede strisci a terra; questo è il motivo per il quale alla fine della fase di appoggio si ha in ogni caso la flessione dell'arto.

Con riferimento alla Figura 3.10, vengono descritte tre distinte situazioni caratteristiche del ciclo di passo dal punto di vista della stabilità:

- (a) heel contact: viene esercitato un momento di estensione dell'anca per mantenere l'equilibrio al contatto del tacco. L'estensione è però possibile solo quando la linea di carico (linea PQ) è davanti al CIR tibia-femore, poiché la forza P e la forza Q costringono a "chiudere" l'angolo di ginocchio. Quindi l'area E è quella dove può trovarsi il CIR per avere estensione e controllare la stabilità in heel contact.
- (c) istante finale della fase di appoggio/inizio della fase di volo (push off): viene esercitato un momento di flessione per ottenere l'equilibrio nel punto di distacco del piede da terra. Il ginocchio riesce a flettere volontariamente sotto il carico solo se il CIR femore-tibia è collocato davanti alla linea P'Q', poiché la forza P' e la forza Q' costringono ad "aprire" l'angolo di ginocchio. Quindi l'area F è quella dove può trovarsi il CIR per avere flessione e quindi controllare la stabilità in push off.
- (b) al fine di illustrare la possibilità di controllo della stabilità da parte del paziente, vengono combinati i due grafici (a) e (c): le due aree di controllo della stabilità E ed F sono sovrapposte e definiscono un'area comune S, chiamata zona di possibilità di controllo della stabilità. Se il CIR si trova nella zona S, infatti, il paziente è in grado di esercitare una flessione in heel contact ed un'estensione in fase di push off, esercitando rispettivamente un momento Mhf ed Mhe, e quindi spostando la linea di carico dietro e davanti al CIR

esercitando un momento d'anca opportuno. Negli istanti intermedi tra heel contact e push off la linea di carico può trovarsi dietro o davanti al CIR in base al movimento relativo tra l'arto e la linea di carico.

Nel caso in cui l'amputato abbia una scarsa capacità di generare un momento d'anca opportuno oppure preferisca utilizzare meno tale muscolatura, si ha una drastica riduzione della zona di possibilità di controllo S. Infatti a parità di forza scambiata con il terreno P, se un paziente riesce a generare un momento ridotto, il braccio d del momento Mhe, o d' nel caso di Mhf, sarà inferiore.

---

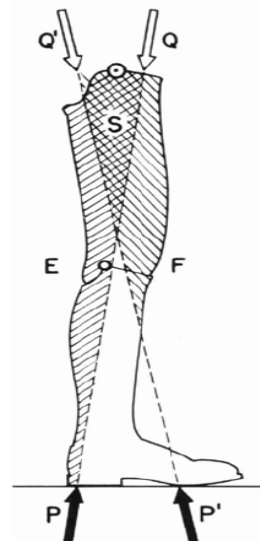


Figura 3.11. Condizione di momento d'anca ridotto, non c'è possibilità di controllo della stabilità

In Figura 3.11 è visibile la restrizione dell'area S rispetto alla condizione riportata in Figura 3.10 dovuta ad un momento d'anca sviluppabile inferiore; l'amputato ha quindi un Mhe massimo ed un Mhf massimo inferiori a quelli di un normodotato.

### **3.7 Limiti della Deambulazione con Arto Artificiale**

Un ginocchio protesico composto da una coppia rotoidale non è adatto per una protesi passiva, proprio perché non utilizzabile da pazienti con ridotto campo S di possibilità di controllo della stabilità. È per questo motivo che si è scelto, per la tesi in esame, di prendere in considerazione un ginocchio policentrico, grazie al quale è possibile soddisfare anche pazienti con ridotte capacità muscolari. Tra le possibili protesi di ginocchio policentriche si è scelto di analizzare quella a quadrilatero articolato.

In questo tipo di protesi la posizione del CIR dipende dall'angolo che si forma tra tibia e femore (angolo di ginocchio).

#### **3.7.1 Le Fasi di Heel Contact e Push Off**

Se si decidesse di compiere tutta la fase di appoggio con l'arto completamente esteso, bisognerebbe valutare la posizione del CIR solo per il valore dell'angolo di ginocchio uguale a zero.

Essendo tuttavia a conoscenza che nel cammino naturale alla fase iniziale relativa all'heel contact (da 0% a 10% del ciclo di cammino) corrisponde un angolo di ginocchio compreso tra i 0° e 20°, ed alla fase di push off (da 50% a 62% del ciclo di cammino) un angolo pari ad un valore compreso tra 0° e

70°, al fine di imitare con la protesi per quanto più possibile la locomozione naturale sarebbe necessario iniziare la fase di appoggio con l'arto leggermente flessso, portarlo in estensione completa e poi fletterlo nuovamente in push off. A tal fine risulterebbe dunque necessario valutare la posizione del CIR nei diversi angoli di flessione tibia-femore, ovvero per diversi valori dell'angolo di ginocchio.

Per quanto detto nel precedente paragrafo, tuttavia, il CIR in heel contact deve essere dietro la linea di carico per permettere il movimento di estensione successivo, mentre il CIR in push off deve essere davanti alla linea di carico per permettere il successivo movimento di flessione.

### **3.7.2 La Fase Intermedia di Appoggio**

Si vuole infine porre l'attenzione sulla verifica di come la protesi si comporta nelle fasi intermedie della fase di appoggio, cioè quelle comprese tra le due fasi limite precedentemente analizzate di heel contact e push off.

In prima battuta si potrebbe pensare che, se la stabilità del paziente viene assicurata dalle condizioni limite precedentemente descritte, la cosa migliore sarebbe quella di riuscire ad imitare al meglio il cammino naturale, osservando gli angoli di piega che si formano tra tibia e femore in un normodotato.

In Figura 3.12 viene riportato l'andamento medio dell'angolo di ginocchio nella fase di appoggio nel cammino naturale.

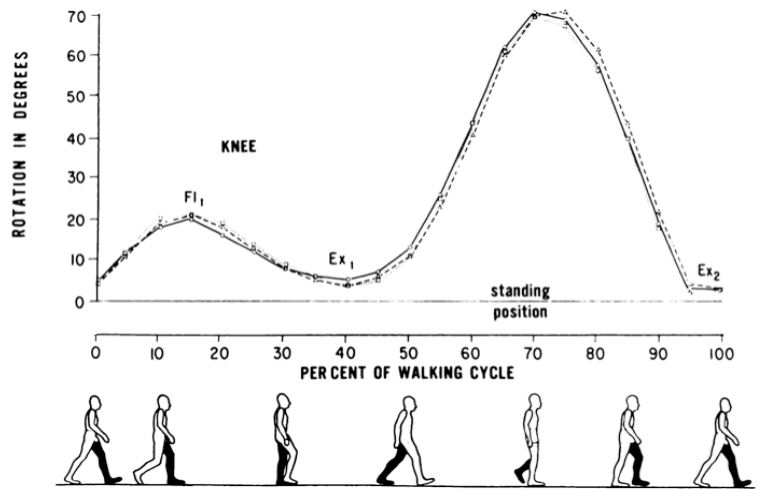


Figura 3.12. Andamento dell'angolo di ginocchio nella fase di appoggio

Si può notare come da 0% a 15% circa del ciclo di passo la funzione dell'angolo di ginocchio è crescente, ovvero la derivata prima della funzione è positiva: l'angolo si apre e si ha la flessione dell'arto.

Dal 15% al 40% circa del ciclo del cammino la funzione è decrescente, la sua derivata prima è negativa, l'angolo si chiude e si ha estensione dell'arto. Infine, dal 40% al 62% circa, la funzione è nuovamente crescente, quindi, per le stesse motivazioni precedenti, si ha ancora flessione dell'arto.

È stato già abbondantemente spiegato che, al fine di avere flessione in una protesi passiva di arto inferiore per un amputato transfemorale, la linea di carico deve essere posteriore al CIR femore-tibia, mentre per avere estensione deve essere anteriore al CIR.

Nella realtà, però, a causa della mancanza dei muscoli della mezzeria del femore (circa) in poi, per un amputato è impossibile riprodurre gli stessi angoli di un normodotato durante la fase di appoggio della locomozione.

Anche se per assurdo si riuscissero ad ottenere le stesse fasi di estensione e flessione, non sarebbe possibile controllare il valore dell'angolo di flessione nel tempo: la velocità angolare di flessione, e conseguentemente l'intero arto protesico, risulterebbe fuori controllo.

Quindi se da un lato si è certi che l'arto deve essere in flessione durante le fasi iniziale e finale dell'appoggio, dall'altro è necessario accettare che durante l'intera fase di appoggio non si possa ricalcare l'alternanza delle fasi del cammino naturale: se si avesse flessione durante la fase intermedia della fase di appoggio, a causa della mancanza dei muscoli e dell'utilizzo di una protesi passiva, tale flessione sarebbe incontrollata (non sarebbe possibile stabilire il valore dell'angolo di ginocchio nei vari istanti del ciclo di cammino).

Si deve quindi concludere che la stabilità nel supporto del carico riesce ad essere garantita solo se l'arto resta nella configurazione di massima estensione per tutta la durata della fase di appoggio, fatta eccezione degli istanti finali di push-off in cui inizia un movimento di flessione per iniziare la fase di volo.

Per i motivi sopra illustrati, la linea di carico deve mantenersi davanti al CIR per quasi tutta la durata della fase di appoggio, a partire dall'istante iniziale di heel contact, mentre deve mantenersi dietro al CIR nella fase finale di push-off: in questo modo si ottiene l'alternanza delle due fasi caratteristiche di una locomozione con protesi transfemorale passiva, composta dalla completa estensione per tutta la fase di appoggio ed una breve flessione che interessa solo la parte conclusiva della fase di appoggio.



## **Capitolo 4**

# **Criteri di Valutazione delle Prestazioni della Protesi**

### **4.1 Introduzione**

Avendo precedentemente presentato, non solo la cinematica di una protesi transfemorale, ma anche i limiti che tale arto artificiale impone nei possibili movimenti del paziente, è necessario precisare che il setup, operazione di regolazione della protesi che verrà descritta in dettaglio nel successivo capitolo, permette entro determinati limiti di ottimizzare le prestazioni della protesi, adattandola, inoltre, alle esigenze del singolo individuo.

Stante la possibilità di avere, dunque, diverse regolazioni della stessa protesi, capaci di determinare sensibili variazioni in termini di prestazioni cinematiche della protesi stessa, è necessario definire quelli che sono i criteri attualmente in uso per definire uno standard di accettabilità delle prestazioni di un arto inferiore artificiale per amputati transfemorali. Avendo precedentemente presentato, non solo la cinematica di una protesi transfemorale, ma anche i limiti che tale arto artificiale impone nei possibili movimenti del paziente, è necessario precisare che il setup, operazione di regolazione della protesi che verrà descritta in dettaglio nel successivo capitolo, permette entro determinati limiti di ottimizzare le prestazioni della protesi, adattandola, inoltre, alle esigenze del singolo individuo.

Stante la possibilità di avere, dunque, diverse regolazioni della stessa protesi, capaci di determinare sensibili variazioni in termini di prestazioni cinematiche della protesi stessa, è necessario definire quelli che sono i criteri attualmente in uso per definire uno standard di accettabilità delle prestazioni di un arto inferiore artificiale per amputati transfemorali.

## **4.2 L'Approccio Empirico**

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 sono relative in maniera più evidente alle difficoltà nella corsa e al cammino su lunghe distanze o su terreni sconnessi, così come agli impedimenti nel tornare ai livelli di impiego precedenti l'amputazione.

Sicuramente tali limitazioni possono essere imputate non solo 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.

Pertanto, per una valutazione accurata delle prestazioni di una protesi e, conseguentemente, degli accorgimenti da adottare nel setup della stessa, devono essere prese in considerazione varie informazioni utili allo scopo:

- Approccio qualitativo: si basa sostanzialmente su questionari posti al paziente sul proprio 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 la regolazione 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: empiricamente è noto 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; la misura dei parametri temporali della camminata fornisce in modo semplice ed immediato un'indicazione del livello di simmetria del cammino, informazione che può considerarsi correlata all'entità delle anomalie presenti.

Risulta evidente che le informazioni che si riescono ad ottenere con questo approccio non sono ad un livello di precisione tale da garantire, con una sola operazione di setup, la corretta regolazione della protesi: sarà piuttosto necessaria una sequenza di operazioni di tentativo, tese ad approssimare in modo sempre più preciso la soluzione ottimale per il paziente.

Un diverso modo di effettuare il setup e renderlo il più possibile prevedibile e quantificabile consiste nell'utilizzare strumenti anche virtuali di supporto quali un simulatore grafico che sfrutta la variabilità dei parametri considerati significativi.

Attualmente, dell'insieme dei parametri che rientrano nell'operazione di setup di una protesi e nel conseguente raggiungimento di determinate prestazioni, non si riesce a quantificare la significatività di ognuno.

### **4.3 L'Analisi Quantitativa**

Attraverso l'utilizzo di strumenti come piattaforme di forza, elettrogoniometri ed elettromiografi, una serie di studi di ricerca hanno conseguito l'obiettivo di definire un'analisi quantitativa delle prestazioni di un'andatura con arto inferiore protesico.

Si riporta un elenco delle informazioni considerate di maggior interesse nella fase di regolazione di una protesi e soprattutto di valutazione delle prestazioni della stessa:

- **Analisi delle reazioni vincolari:** le forze agenti sul piede in appoggio vengono associate ad un modello dell'arto inferiore e ad un sistema capace di localizzare la posizione e l'orientamento delle ossa principali, permettendo di risalire alle azioni (forze e momenti) che agiscono sulla protesi; l'analisi dei carichi viene sfruttata per verificare le sollecitazioni agenti sulla protesi, le forze complessivamente richieste ai muscoli 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;

- 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; generalmente è stato notato che 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; le asimmetrie rivelate dall'analisi del moto delle articolazioni possono rivelarsi significative anche quando visivamente appare una buona qualità cinematica della camminata;
- Identificazione del centro di massa: la conoscenza del moto del centro di massa è notevolmente significativa per una valutazione globale degli scambi di energia meccanica che avvengono durante il cammino; occorre tener 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 tale analisi è proprio la riduzione di questo lavoro positivo; 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 [17]. Questo metodo è ultimamente molto utilizzato per fornire un'indicazione precisa ed 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; 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 che è in grado di ridurre significativamente il consumo energetico. E' infine interessante notare che un'amputazione transtibiale bilaterale produce minore inefficienza di un'amputazione transfemorale monolaterale.

#### **4.4 Introduzione all'Analisi Qualitativa**

Nonostante le evidenti potenzialità dell'approccio matematico descritto nel paragrafo precedente, è doveroso evidenziare che la medicina moderna, tuttavia, tende a fare principalmente affidamento su un'analisi del cammino basata sull'osservazione della forma della protesi, del suo allineamento e delle potenziali funzionalità di movimento che essa è capace di conferire al singolo paziente.

Questa procedura, evidentemente molto più semplice ed immediata, richiede solo un'esperienza tale, da parte dell'osservatore, da produrre una corretta intuizione ed una sufficiente comprensione del comportamento della protesi, in modo che queste siano, ai fini di una successiva ottimizzazione della regolazione, delle informazioni clinicamente utili.

Nell'attuale uso comune, quindi, l'osservazione dell'analisi del cammino è lo strumento capace di individuare le alterazioni della camminata (rispetto ad una camminata "standard" di un normodotato) e la determinazione delle cause associate ad ognuna di tali deviazioni.

A seguito di tale procedura il tecnico ortopedico riesce agevolmente a suggerire e pianificare le azioni correttive più idonee a migliorare il setup attuale della protesi osservata.

Le fasi della procedura di analisi del cammino sono le seguenti:

- Osservazione: è essenziale osservare la protesi da almeno due distinti punti di vista. Nel piano sagittale sono visibili in modo particolare i movimenti laterali, mentre nel piano frontale si pone maggiormente l'attenzione sui movimenti in direzione delle parti anteriore e posteriore del corpo;
- Identificazione delle alterazioni della camminata: la "deviazione di andatura" è definita come una qualsiasi altra andatura caratteristica che si differenzia dal modello normale. Per quello che riguarda il comune modo di pensare, la caratteristica più rilevante di una locomozione normale è rappresentata dalla simmetria del passo; risulta dunque di immediata comprensione come, nel caso di amputato unilaterale, l'identificazione delle alterazioni sia incentrata sull'asimmetria della camminata, ovvero sulla differenza di movimento che caratterizza il lato protesi ed il lato dell'arto naturale.

- Determinazione delle cause: in quest'ultima fase è necessario andare ad indagare le cause delle alterazioni della camminata precedentemente identificate. Nonostante per pazienti protesizzati sia elevatissima la probabilità di riscontrare le cause di tali anomalie nell'allineamento non ottimale della protesi o in un non suo corretto utilizzo, non è possibile escludere a priori che le cause delle anomalie possano risiedere in una limitazione del movimento del paziente che prescindono dalla presenza della protesi: limitazione del movimento di una o più articolazioni, debolezza muscolare, patologie concomitanti, paura generata da un globale senso di instabilità, ecc.

Nei paragrafi seguenti (4.5, 4.6) sono descritte le undici più comuni alterazioni della camminata caratteristiche di un paziente protesizzato con amputazione transfemorale e le rispettive possibili cause [18]; le prime sei deviazioni riportate derivano dall'osservazione della camminata dal punto di vista del piano frontale, mentre le restanti cinque sono relative al piano sagittale.

## **4.5 Le Alterazioni della Deambulazione nel Piano Frontale**

### **4.5.1 Flessione Laterale del Tronco**

Come mostrato in Figura 4.1, l'amputato si piega in direzione dell'arto artificiale quando la protesi è in fase di appoggio. Il fenomeno si presenta solitamente dopo qualche passo ed è facilmente osservabile ponendosi in posizione arretrata rispetto al paziente.





---

**Figura 4.1. Flessione laterale del tronco**

Le possibili cause sono:

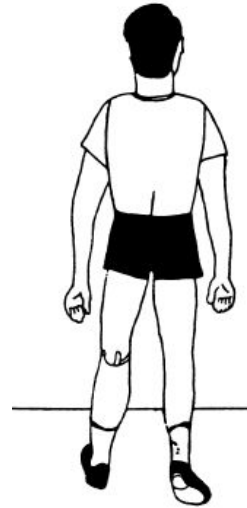
- Mancanza di forza negli adduttori dell'anca: spostando il baricentro del corpo verso la protesi, la flessione laterale contrasta il fenomeno di diminuzione del bacino sul lato sano.
- Errato allineamento dell'invaso della protesi: l'efficacia del movimento degli adduttori dell'anca, che tende a stabilizzare il bacino, viene ridotta notevolmente dal non corretto allineamento dell'invaso; la conseguente tendenza del bacino a proiettarsi verso il lato dell'arto sano viene dunque controbilanciata dalla flessione laterale del tronco.
- Sostegno insufficiente della parete laterale dell'invaso della protesi: se la parete laterale dell'invaso non è in grado di frenare il movimento laterale del femore, il bacino tenderà a cadere sull'arto

sano in fase statica. Per controllare questa tendenza, l'amputato si proietta dal lato opposto durante il ciclo di passo.

- Dolore sulla faccia laterale del femore a causa dell'eccessiva pressione all'interfaccia invasore-moncone: piegandosi verso il lato della protesi il paziente riesce a ridurre tale pressione alleviando quindi il dolore.
- Errore di dimensionamento dei segmenti della protesi: se la protesi risulta troppo corta per il paziente, quest'ultimo tenderà necessariamente a compensare questa differenza attraverso la flessione laterale del tronco.

#### **4.5.2 Larghezza del passo**

Durante la camminata, la larghezza della base della camminata è significativamente più elevata rispetto al range normale (5-10 cm). Il fenomeno è ben visibile osservando il paziente da dietro, come in Figura 4.2, nell'intervallo di tempo in cui si trova nella fase di appoggio bipodale.



---

**Figura 4.2. Larghezza del passo in appoggio bipodale, vista posteriore**

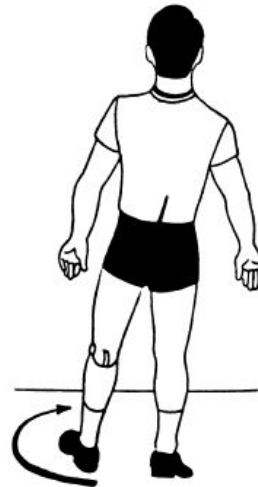
Le possibili cause sono:

- Dolore o fastidio nella zona inguinale: il disagio può avere origine sia da fattori quali infezioni della pelle, sia all'eccessiva pressione esercitata dal bordo dell'invaso. In ogni caso l'amputato cerca di ottenere sollievo allargando la base della camminata e quindi spostando il bordo dell'invaso della protesi dalla zona dolorosa.
- Errore di dimensionamento dei segmenti della protesi: una protesi eccessivamente lunga rispetto alle caratteristiche antropometriche del paziente rende difficile mantenere l'arto protesico in posizione eretta direttamente sotto l'anca durante la fase di appoggio; questa difficoltà viene risolta allargando la base di appoggio bipodale.

- Sensazione di insicurezza: l'amputato compensa questa sensazione allargando la base di appoggio durante la camminata.

#### 4.5.3 Circonduzione

Con riferimento alla Figura 4.3, durante la fase dinamica della camminata la protesi, nel momento in cui si porta in avanti, oscilla compiendo un percorso laterale curvilineo.



---

**Figura 4.3. Oscillazione laterale della protesi in fase di circonduzione**

Le possibili cause del fenomeno sono:

- Insufficiente flessione del ginocchio a causa di insicurezza o paura da parte dell'amputato;

- Eccessivo attrito nella fase di bloccaggio del ginocchio, che limita, completamente o in parte, la flessione del ginocchio stesso;
- Inadeguata dimensione dell'invaso: se l'invaso è troppo piccolo, il moncone si trova in una posizione più alta di quella corretta.

#### 4.5.4 Volteggio

L'amputato solleva il proprio corpo in modo evidente durante la fase dinamica della camminata ed il piede sano è caratterizzato da un'eccessiva flessione plantare.

---



---

Figura 4.4. Flessione plantare eccessiva del piede naturale a causa del volteggio

Il fenomeno descritto è visibile indifferentemente sia da dietro che da una posizione laterale, come riportato in Figura 4.4, rispetto al paziente, e può essere causato da:

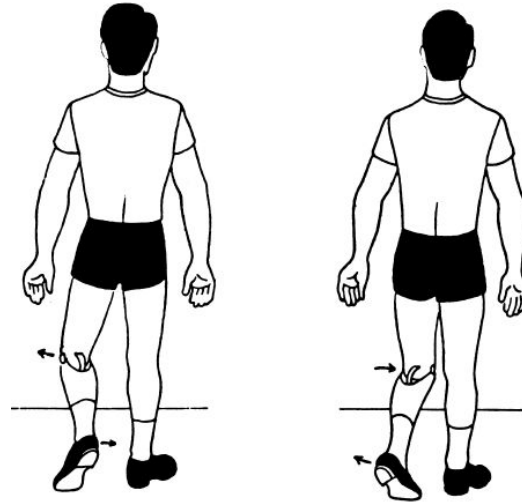
- Insufficiente attrito nel ginocchio protesico: nel modello normale (di una camminata con entrambi gli arti inferiori sani) la massima elevazione del corpo si verifica quando l'arto di supporto è al centro della fase statica di appoggio e l'altro arto oscilla per portarsi in avanti.

Quando nel ginocchio protesico l'attrito è insufficiente, la flessione è maggiore e, quindi, il sollevamento del tallone è eccessivo e l'arto artificiale richiede un tempo maggiore per portarsi in avanti ed iniziare il passo; a causa di tale ritardo, il corpo non si trova nella configurazione di massima elevazione nell'istante in cui il piede protesico è nel punto più basso dell'oscillazione, ma presenta un anticipo rispetto a questa configurazione. L'amputato si trova dunque costretto a guadagnare del tempo, dando origine al fenomeno del volteggio.

- Lunghezza eccessiva della protesi: l'amputato ha la necessità di guadagnare dello spazio in modo che il piede protesico si trovi nel punto più basso dell'oscillazione quando l'arto sano è al centro della fase statica di supporto, dando luogo al fenomeno del volteggio.

#### **4.5.5 Falcia della tibia**

A conclusione della fase di appoggio il tallone del piede protesico si sposta lateralmente rispetto all'asse verticale del corpo come evidenziato in Figura 4.5.



**Figura 4.5. Falcata della tibia**

Questo fenomeno può essere causato da:

- Errato allineamento del tallone rispetto al ginocchio nel piano trasversale;
- Muscolatura debole che lascia liberamente ruotare l'arto intorno al femore;
- Invasatura eccessivamente stretta o non correttamente sagomata in modo da accogliere i muscoli al suo interno: l'elevata pressione all'interfaccia moncone-invaso provoca la rotazione della protesi intorno all'asse longitudinale.

#### 4.5.6 Rotazione del piede

La causa del fenomeno della rotazione esterna del piede è riscontrabile in un inadeguato irrigidimento dell'articolazione della caviglia protesica.

---



---

**Figura 4.6. Rotazione esterna del piede**

Il fenomeno riportato in Figura 4.6 è visibile nel momento stesso in cui il tallone entra a contatto con il terreno.

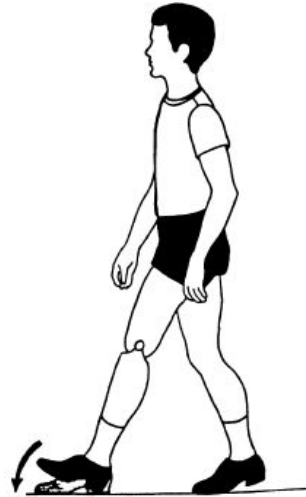


## 4.6 Le Alterazioni della Deambulazione nel Piano Sagittale

### 4.6.1 Urto della pianta del piede

Come evidenziato in Figura 4.7 il piede, prima di arrivare a contatto con il terreno, flette troppo rapidamente e colpisce il pavimento con uno schiaffo.

---



---

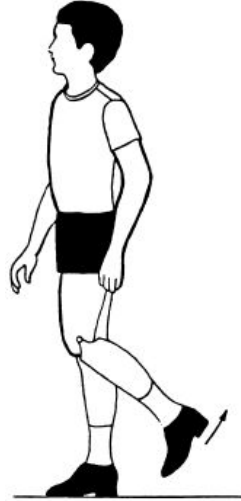
Figura 4.7. "Schiaffo" del piede sul terreno

Il fenomeno è dovuto al fatto che la flessione plantare non offre sufficiente resistenza al movimento del piede, che quindi sbatte a terra scaricando tutto il peso che il corpo trasferisce alla protesi durante il ciclo di passo.

#### 4 . 6 . 2 Innalzamento del tallone

Normalmente accade che un tallone protesico raggiunga una posizione più alta rispetto a quella raggiunta dal tallone del piede naturale, e che tale punto di arrivo sia ad una quota comunemente considerata eccessiva (Figura 4.8).

---



---

**Figura 4.8. Innalzamento eccessivo del tallone**

Tuttavia può accadere anche il contrario, ovvero che il tallone protesico resti in una posizione più bassa rispetto a quella del tallone naturale.

Un'altezza del tallone esagerata, durante la fase di risalita dietro l'asse del corpo, può essere generata dalle seguenti cause:

- Attrito insufficiente nel ginocchio protesico;

- Forte flessione dell'anca che garantisce che il ginocchio sia completamente teso quando il tallone è a contatto con il terreno.

#### **4.6.3 Urto a fine estensione del ginocchio**

Al termine della fase dinamica del passo, quando il ginocchio raggiunge la sua massima estensione evidenziata in Figura 4.9, la protesi ha un arresto improvviso caratterizzato da un impatto percepibile sia dal punto di vista visivo che acustico.



---

**Figura 4.9. Urto a fine estensione del ginocchio**

Le cause di questo fenomeno possono essere:

- Attrito insufficiente nel ginocchio protesico, che, quindi, non è in grado di permettere un'azione smorzante nella fase conclusiva del ciclo di passo;
- Sensazione di insicurezza o paura da parte dell'amputato, che quindi tende ad estendere bruscamente l'anca, portando il ginocchio a completa estensione.

#### **4 . 6 . 4 Lunghezza non uniforme del passo**

Con il termine "passo" ci si riferisce alla distanza che intercorre tra due posizioni successive dello stesso piede, sia esso naturale o protesico. Se tale lunghezza non è costante ma varia durante la camminata, lo si può osservare durante i periodi successivi di doppio supporto, ponendosi in posizione laterale rispetto al paziente.

Le cause che possono innescare questo fenomeno sono:

- Dolore o insicurezza, che provocano nell'amputato il desiderio di trasferire il più velocemente possibile il proprio peso dalla protesi alla gamba sana;
- Limitazione del campo di estensione dell'anca, che viene compensata da una lunghezza del passo ridotta sul lato dell'arto sano;
- Attrito insufficiente al ginocchio: l'eccessiva oscillazione dell'arto protesico produce una lunghezza del passo maggiore rispetto a quella che caratterizza l'arto naturale.

#### 4 . 6 . 5 Lordosi lombare evidente

La lordosi lombare caratterizzata in Figura 4.10 viene comunemente considerata esagerata quando la protesi è in fase statica ed il tronco può appoggiarsi posteriormente.

---



---

**Figura 4.10. Lordosi lombare “esagerata”**

Le cause di tale fenomeno sono:

- Contrattura durante la flessione dell'anca: il bacino tende ad inclinarsi verso il basso ed in avanti perché il centro di gravità del corpo si trova in posizione avanzata rispetto al punto di appoggio (punto teorico intorno al quale si equilibrano le forze di sostegno); una contrattura in flessione aggrava la tendenza del bacino ad inclinarsi anteriormente perché i muscoli flessori dell'anca

esercitano una forza di trazione verso il basso e verso avanti quando il femore raggiunge la sua massima estensione.

- Estensori dell'anca deboli: gli estensori hanno il compito di aiutare a frenare la tendenza del bacino ad inclinarsi in avanti; l'amputato tende, dunque, a portare il bacino in avanti per sopperire all'inadeguatezza degli estensori e stabilizzare il ginocchio.
- Muscoli addominali deboli: i muscoli addominali riescono a frenare la tendenza del bacino ad inclinarsi in avanti; tuttavia, se tali muscoli sono troppo deboli per svolgere tale funzione, il tronco riuscirà ad appoggiarsi posteriormente, andando ad aumentare la lordosi dell'amputato.

## **4.7 Possibili Criteri di Confronto con l'Arto Naturale**

### **4.7.1 Consumo Metabolico**

Il primo dei possibili criteri di confronto tra la deambulazione di un normodotato e quella propria di un amputato unilaterale transfemorale è basato sul dispendio di energia determinato dal ciclo del passo.

È tuttavia necessario tenere in considerazione le difficoltà di tale approccio riconosciute e non ancora risolte dalla comunità scientifica: non è infatti ipotizzabile che il consumo energetico di un amputato che compie un ciclo di passo sia paragonabile a quello di un soggetto sano.

Mediamente è stato riscontrato un aumento del costo energetico di circa l'88% rispetto a quello necessario per una deambulazione con arti inferiori naturali; l'enorme delta che intercorre tra le due deambulazioni può

derivare dalla deambulazione asimmetrica, dall'aumento del lavoro nei vari apparati muscolari dell'arto residuo e dell'arto sano, dai movimenti anomali del tronco e dal ridotto controllo dell'attività motoria dell'arto protesico.

Sono stati individuati [19] sei parametri fondamentali che influenzano il consumo metabolico di un soggetto protesizzato impegnato nella deambulazione: variazioni di rotazione del bacino, inclinazione pelvica, flessione del ginocchio durante la fase di oscillazione intermedia, movimento del piede e della caviglia, movimento del ginocchio, spostamento laterale del bacino.

Tali determinanti si basano su due principi fondamentali:

- ogni movimento che determina lo spostamento del centro di massa oltre i normali limiti massimi di escursione comporta una spesa eccessiva di energia;
- qualsiasi movimento brusco o irregolare, anche nel caso in cui determini uno spostamento del centro di massa che resti confinato nel rispettivo range di movimento, rappresenta un eccessivo consumo di energia metabolica.

Nel dettaglio:

- Rotazione del bacino: i legamenti pelvici ed i muscoli dell'anca combinano la loro azione per far avanzare la posizione del bacino, facendolo ruotare di circa 4° dal lato della gamba oscillante; durante poi l'oscillazione dell'arto controlaterale il bacino ruota nella direzione opposta tornando, prima nella posizione neutra di allineamento orizzontale, e poi ruotando nuovamente di 4° nella direzione dell'arto oscillante. Complessivamente il range di movimento del bacino prevede una rotazione totale di 8°.

La rotazione del bacino comporta implicitamente un effetto analogo ad un allungamento dell'arto oscillante, nel momento stesso in cui

quest'ultimo sta per entrare in contatto con il suolo; complessivamente si stima che questo fenomeno riesca ad evitare uno spostamento del bacino verso l'alto, durante l'immediatamente successiva fase di periodo intermedio di appoggio, di 0.95 cm;

- Inclinazione pelvica: nel periodo intermedio della fase statica il centro di massa del corpo raggiunge la massima altezza durante l'intero ciclo di passo; tale posizione sarebbe ancora più elevata se il bacino non si inclinasse, nel piano sagittale, di 5° verso la posizione anteriore del corpo riducendo l'altezza del baricentro di circa mezzo centimetro, impostando una configurazione che permette una funzionale conservazione dell'energia;
- Flessione del ginocchio durante il periodo intermedio della fase statica: l'arto arriva a contatto con il terreno con il relativo ginocchio che si trova in una configurazione di quasi completa estensione; i gradi di flessione residui fanno in modo che nel periodo intermedio della fase statica il baricentro del corpo sia più basso di 1.1cm rispetto ad alla configurazione di ginocchia completamente stese. Tale riduzione di altezza del centro di massa va a sommarsi a quella precedentemente descritta dovuta all'inclinazione pelvica ed alla rotazione del bacino, portando così il totale risparmio di spostamento del bacino verso l'alto ad un valore di circa 2.1cm. Tale risparmio fa in modo che, ad uno spostamento teorico verso l'alto del bacino di 7.5cm, corrisponde nella realtà uno spostamento di soli 5cm circa.

I fenomeni sopra elencati, che permettono un risparmio di energia durante il ciclo del passo, così come descritti comporterebbero una serie di movimenti bruschi che rischierebbero di risultare



addirittura controproducenti dal punto di vista del consumo metabolico del soggetto in esame.

Pertanto si utilizzano dei meccanismi di movimento che, invece, hanno il compito di attenuare questi fenomeni mantenendone tuttavia i vantaggi relativi al risparmio di energia:

- Movimento di piede e caviglia: nel momento iniziale del contatto del piede con il suolo la posizione della caviglia è elevata a causa del braccio di leva del tallone a contatto con il terreno. All'avanzare della fase di appoggio la pianta del piede va a contatto con il terreno e, contemporaneamente, il tallone assume una posizione più elevata; tuttavia, anche se il tallone si alza, la caviglia mantiene la sua posizione elevata per tutta la fase di appoggio, in modo da permettere che il centro di massa resti in posizione costante per tutta la fase di appoggio, senza essere costretto ad abbandonare la sua posizione di picco dopo un brevissimo lasso di tempo;
- Movimento del ginocchio: il movimento del ginocchio è intrinsecamente associato a quello precedentemente descritto di piede e caviglia, nel senso che, fino alla fase di pre-oscillazione dell'arto in appoggio, ad ogni depressione della caviglia corrisponde direttamente un'estensione del ginocchio che permette ancora al centro di massa del corpo di mantenere la sua posizione statica per il più lungo intervallo di tempo possibile;
- Spostamento laterale pelvico: per evitare straordinarie esigenze di bilanciamento, il bacino si sposta dal lato dell'arto in appoggio. Normalmente la base di appoggio in fase statica (distanza tra i due centri di caviglia) è di circa 5-10 cm, a cui corrisponde una richiesta di spostamento laterale del bacino in fase dinamica di 2.5 cm verso

entrambi i lati. Una base di appoggio più larga aumenta la stabilità ma comporta un costo energetico maggiore rispetto allo standard.

La cinematica di un ciclo del passo propria di un amputato transfemorale unilaterale è influenzata da diversi fattori; non tutti questi parametri sono strettamente correlati alla tipologia dei componenti della protesi modulare indossata (invaso, ginocchio e caviglia) o alla qualità dell'allineamento eseguito, è necessario tenere in considerazione anche che la cinetica della deambulazione viene necessariamente condizionata anche dalla "qualità" dell'amputazione chirurgica, dalle condizioni dell'arto sano e da altri fattori specifici dell'amputato, quali l'età e la causa dell'amputazione.

La maggior parte delle anomalie caratteristiche del cammino di un paziente protesizzato sono dovute a compensazioni che il soggetto esercita per sopperire alle limitazioni di movimento che la protesi gli impone ed alla riduzione di massa muscolare e delle forze generate dalla muscolatura dell'anca rimanente.

#### **4.7.2 Analisi Temporale**

Alcuni dei principali parametri di giudizio della qualità della deambulazione naturale sono caratterizzati da grandezze temporali, quali velocità di avanzamento, lunghezza del passo e cadenza (numero di passi per unità di tempo). Tali parametri temporali del ciclo del passo possono, dunque, essere utilizzati per definire un confronto tra una camminata naturale ed una deambulazione media di un amputato transfemorale unilaterale.

La velocità media di una camminata "comoda" di un paziente protesizzato risulta essere circa il 29% inferiore rispetto a quella di un soggetto sano, mentre una camminata veloce è inferiore di solo l'11%. La spiegazione del fatto che il delta che intercorre tra un protesizzato ed un soggetto sano non

sia costante al variare della velocità della camminata è da ricercare nella ridotta cadenza del passo di un amputato transfemorale rispetto ad un soggetto normale. L'eccessiva lentezza di una camminata comoda rischia di risultare, per l'amputato transfemorale, talmente lontano dalla configurazione di ciclo di passo metabolicamente più efficiente, che, in alcuni casi, risulta più vantaggioso, dal punto di vista del consumo energetico, mantenere la condizione di andatura veloce.

Inoltre i soggetti protesizzati tendono a cambiare la propria velocità di deambulazione andando a variare la lunghezza del passo, piuttosto che la cadenza. Tale abitudine è dovuta all'incapacità della maggior parte delle ginocchia protesiche di variare i tempi di movimentazione in fase dinamica in risposta alla volontà del soggetto di aumentare la velocità di avanzamento.



## Capitolo 5

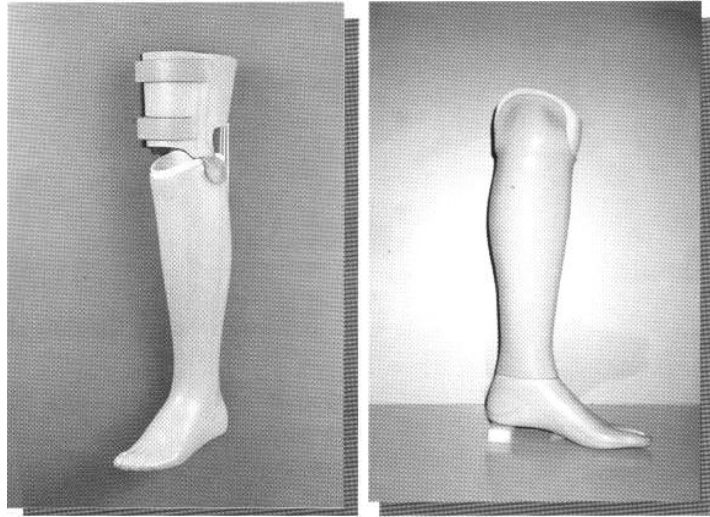
### Il Setup della Protesi

#### 5.1 Definizione, Origine ed Obiettivo del Setup

Le protesi tradizionali, o esoscheletriche, sono antecedenti, come detto, alle più innovative protesi modulari precedentemente descritte.

Tuttavia tale passaggio ad un utilizzo sostanzialmente esclusivo di protesi endoscheletriche non segna in termini assoluti un miglioramento della tecnologia e delle prestazioni nel campo delle protesi.

Le protesi tradizionali riportate in Figura 5.1, infatti, costruite partendo da prefabbricati a pareti spesse che svolgono una funzione portante determinando anche la forma dell'arto, possono anche oggi presentare dei vantaggi rispetto alle più diffuse protesi modulari.



**Figura 5.1. Protesi transfemorale esoscheletrica**

Questo accade, in modo particolare, quando fattori legati al paziente, quali le abitudini o particolari situazioni geografiche, sono controindicazioni per l'applicazione di componenti di alta tecnologia [20].

Le protesi tradizionali rimangono del resto protesi confortevoli, sicure ed affidabili.

Il sostanziale superamento della tecnologia esoscheletrica non è dunque da ricercare nel miglioramento di una di tali caratteristiche fondamentali sopra citate, ma nella possibilità, offerta da una protesi di tipo modulare, di poter separare la funzione dalla forma.

Tale separazione ha infatti permesso lo sviluppo di una molteplicità di moduli particolari come tubi, piedi, giunti, articolazioni di ginocchio e d'anca, atti a soddisfare le esigenze funzionali dell'amputato.

La protesi modulare inoltre, grazie alla possibilità di intervenire in qualsiasi momento, anche a protesi finita, modificando e correggendo la registrazione, ha aperto nuove prospettive per l'allineamento statico e dinamico.

Tali operazioni di allineamento sono oggi complessivamente riassunte in un'unica operazione definita "setup della protesi".

Il setup è dunque un'operazione di regolazione della protesi, che ha come fine ultimo la massima somiglianza funzionale dell'arto artificiale a quello reale, sia in fase statica che durante un generico atto di moto come la camminata, andando però ad ottimizzare delle caratteristiche fondamentali della protesi: comfort, stabilità.

Pertanto è del tutto evidente che, dalla progettazione al normale utilizzo, il setup rappresenta quell'operazione che permette al paziente di migliorare la propria qualità di vita; ne consegue che l'interazione tra protesi e paziente è un elemento fondamentale che deve essere preso in forte considerazione nella fase di regolazione della protesi.

## **5.2 Parametri Significativi del Setup**

A fronte della già citata importanza assoluta dell'interazione tra protesi e paziente, nonché della inevitabile necessità di personalizzare le operazioni di setup relativamente alle esigenze del singolo utente di protesi transfemorale, vengono di seguito elencati e descritti i principali parametri soggettivi da valutare per un corretto setup.

Gli elementi maggiormente significativi che devono essere considerati riguardano in modo particolare:

- Livello di amputazione: il livello di amputazione definisce quali sono gli elementi di cui la protesi deve essere dotata; è fondamentale conoscere se l'amputazione è monolaterale o bilaterale per identificare 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 in relazione all'età ed 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 determinati risultati in termini di autonomia, contribuiscono fortemente alla scelta della protesi più idonea ed al successo dell'intervento di protesizzazione, in cui la fase di setup gioca un ruolo fondamentale;
- Ambiente di utilizzo: l'ambiente sociale, culturale o lavorativo può indurre il paziente ad avere esigenze specifiche che si traducono in determinati requisiti che la protesi deve soddisfare.

Nei paesi in via di sviluppo, ad esempio, è necessario camminare su terreni sconnessi e sottoporre la protesi a notevoli sollecitazioni; oppure, in determinate aree geografiche come quelle del sud-est asiatico, per il reinserimento sociale del paziente risulta avere peso



la possibilità per lo stesso di accucciarsi o sedersi su 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, altresì, 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 (uomo o donna).

### 5.3 Problematiche Comuni nel Setup

Per lo scopo che l'operazione di setup si prefissa è necessario considerare che nel movimento fisiologico si ha l'influenza di una elevatissima molteplicità di parametri variabili [21]: le azioni acceleranti e frenanti di muscoli e tendini, l'inerzia e la posizione dell'asse istantaneo di rotazione del ginocchio ecc.

É inoltre necessario precisare che il setup non solo non è una procedura standard che consegue pienamente l'obiettivo prefissato ma è un'operazione che presenta variazioni rilevanti da un individuo all'altro e che comunque rappresenta un compromesso tra l'obiettivo di similitudine della protesi all'arto naturale ed un livello accettabile di comfort e stabilità per l'amputato [22].

Da quanto sopra risulta evidente che se tali problematiche sono presenti in fase statica, durante un atto di moto come la camminata, il loro peso è sensibilmente accentuato.

A livello macroscopico le funzioni fondamentali di un arto inferiore sono:

- Provvedere alla mobilità dell'intero corpo;
- Contrastare la forza di gravità;
- Controllare la postura durante il movimento in piano e su fondi accidentati;
- Controllare il movimento dell'alzata e della seduta.

In generale la camminata di un soggetto sano è simmetrica sia per quanto riguarda le fasi temporali che per quelle spaziali del contatto con la superficie; inoltre, un individuo sano che ha un passo simmetrico, riesce a raggiungere una velocità di spostamento dell'ordine di 1.3 m/s.

È evidente tuttavia che tale valore di riferimento presenta sensibili variazioni dovute a diversi fattori quali le caratteristiche antropometriche dell'individuo, l'età, la motivazione all'attività, lo stato di salute.

Per quanto riguarda i soggetti protesizzati, in modo particolare nel caso di amputazione transfemorale, la configurazione di camminata precedentemente descritta viene abbandonata per una diversa configurazione che consente maggiore stabilità, minor dolore e maggior senso di sicurezza.

Ciò comporta una riduzione della velocità del passo, una diminuzione del range di moto delle articolazioni ed un'attenuazione nella variazione delle azioni dinamiche cui è globalmente soggetto un individuo sano.

Un'importante conseguenza del rallentamento e/o dell'asimmetria della camminata è quella di aumentare l'energia consumata nella camminata stessa, a parità di distanza percorsa.

In condizioni normali il movimento del centro di gravità del corpo presenta una traiettoria quasi sinusoidale; la regolarità di tale andamento è segno dell'energia spesa durante il passo: non è possibile per un soggetto

---

protesizzato, a meno di forti ripercussioni sul comfort o sulla stabilità della protesi, evitare completamente movimenti bruschi.

Nei sottoparagrafi successivi (5.3.1, 5.3.2, 5.3.3) sono descritti una serie di movimenti tipici di un normodotato che, per le attuali potenzialità delle protesi meccaniche passive, risultano impossibili anche a fronte di una corretta operazione di setup.

### 5.3.1 Adattamento del Piede alla Superficie di Appoggio

Con riferimento alla Figura 5.2, un'importante funzione legata a complessi meccanismi di controllo muscolare consiste nella capacità di far assumere al piede una vasta gamma di orientamenti nel corso della camminata.

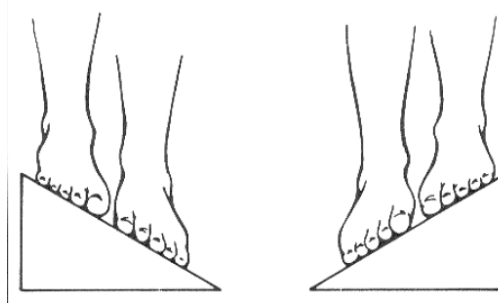


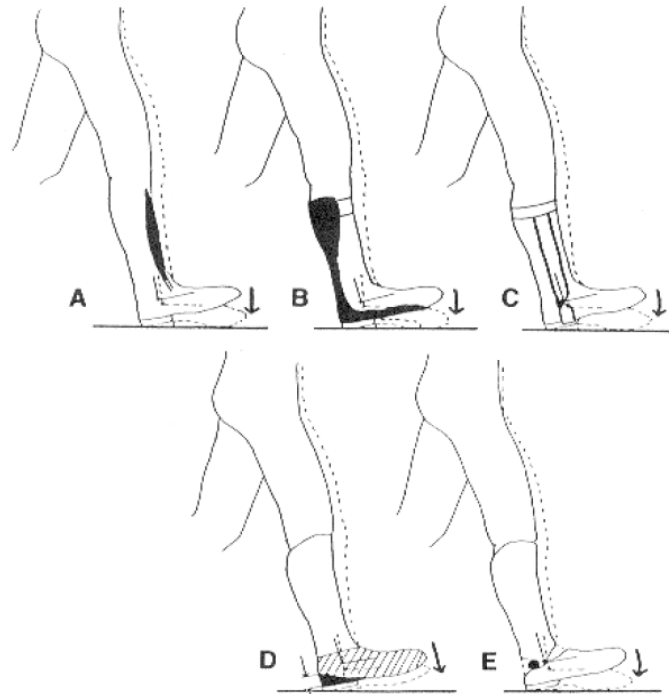
Figura 5.2. Funzione del piede nell'adattamento alla superficie

Questa funzione è molto difficile da replicare nelle protesi e, pertanto, viene frequentemente omessa.

### 5.3.2 Assorbimento degli Urti

Al pari del movimento precedentemente descritto, è altrettanto difficile da replicare artificialmente un meccanismo capace di realizzare un movimento controllato del piede attorno alla caviglia, utile all'arto per assorbire l'urto che si genera nel trasferimento del peso del corpo sull'arto stesso.

---



---

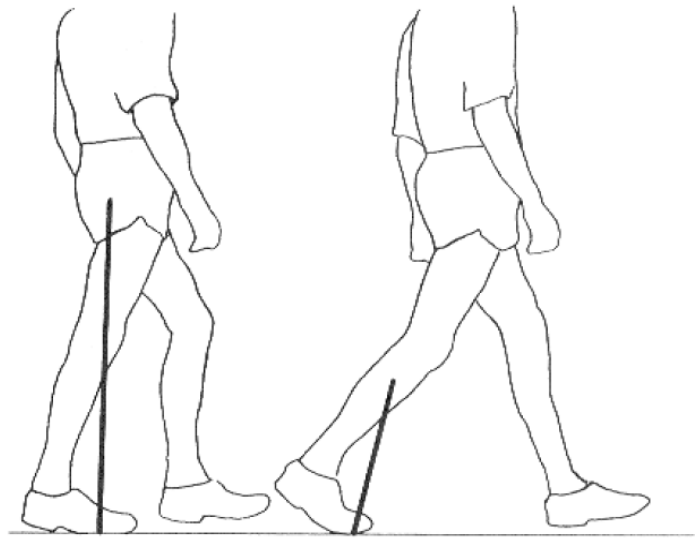
Figura 5.3. Assorbimento dell'urto da parte del piede

---

Questo fenomeno si realizza naturalmente in un arto sano, come mostrato in Figura 5.3, subito dopo il contatto piede-terreno, finché il piede non è completamente a contatto con il terreno.

### 5.3.3 Accorciamento dell'Arto

Durante la camminata, una delle funzioni del ginocchio è quella di ruotare di circa  $60^\circ$  nella fase di swing della gamba; se non si realizza questa flessione iniziale è molto difficile che si realizzi la completa flessione del ginocchio nella fase successiva del passo.



---

Figura 5.4. Accorciamento dell'arto

Pertanto la flessione nella fase di pre-swing precede la flessione completa nella fase di swing; il muscolo del fianco provvede a fornire la forza necessaria a flettere il ginocchio.

Nella protesi si cerca di replicare la flessione controllata del ginocchio che dovrà essere funzione della velocità di avanzamento.

Tuttavia un'eccessiva flessione nella fase di pre-swing fa sollevare troppo il tallone, mentre una rapida estensione del ginocchio nella fase finale di swing produce un urto in quanto il ginocchio raggiunge troppo rapidamente il suo limite di movimento.

Per tale motivo le protesi prevedono nella fase di setup un possibile irrigidimento del ginocchio che, nonostante si traduca in un maggior senso di stabilità, pone seri problemi nell'avanzamento e produce rilevanti asimmetrie sia temporali che spaziali nel movimento dell'individuo.

D'altro canto l'accorciamento dell'arto per effetto della flessione del ginocchio (Figura 5.4) è necessario in quanto la distanza tra il bacino ed il terreno è inferiore alla lunghezza della gamba con il ginocchio rigido; in particolare una gamba con ginocchio rigido evidenzia le seguenti disfunzioni nel passo:

- Circonduzione, che consiste in una flessione dell'anca per far avanzare l'arto con una traiettoria circolare;
- Sollevamento laterale dell'anca (hip hiking) per aumentare la distanza che separa il terreno dal centro del fianco;
- Sollevamento della pianta del piede (vaulting).

Tra quelle citate il vaulting è l'operazione più dispendiosa dal punto di vista energetico.

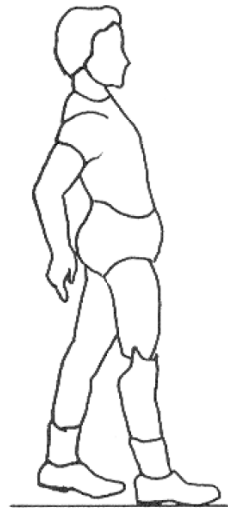
Pur se le funzioni svolte dall'anca sono meno sofisticate di quelle della caviglia e del ginocchio, è comunque difficile per una protesi riprodurle esattamente.

---

Nella fase di avanzamento, all'atto dell'appoggio del tallone, la forza di reazione del terreno si trova davanti al baricentro dell'individuo e produce una coppia che, oltre a far avanzare il soggetto, tenderebbe a far ruotare il tronco; i muscoli dell'anca hanno proprio il compito di controllare i suddetti movimenti.

#### 5.3.4 Conseguenze di un Setup Imperfetto

Se non è presente un adeguato controllo, durante la camminata, possono svilupparsi nel soggetto comportamenti compensativi quali la lordosi lombare [18].



---

Figura 5.5. Lordosi sviluppatasi per compensare scompensi dei muscoli dell'anca

Come riportato in Figura 5.5 in molti soggetti si osserva una tendenza ad inclinarsi lateralmente per sopperire a questa funzione svolta dai muscoli dell'anca; vengono osservati due differenti meccanismi compensatori: inclinazione laterale e allargamento della fase di appoggio per una maggiore stabilità.

#### **5.4 L'Operazione di Allineamento**

La generica operazione di setup di una protesi transfemorale può essere suddivisa nella sequenza di due contraddistinte fasi: l'allineamento statico e l'allineamento dinamico [23-26].

Il tecnico ortopedico è un operatore sanitario che, su prescrizione medica e successivo collaudo, opera la costruzione, l'adattamento e l'applicazione di protesi di tipo meccanico o di protesi che utilizzano l'energia esterna o energia mista (corporea ed esterna), mediante rilevamento diretto sul paziente di misure e modelli.

L'operazione di allineamento di tutti i componenti della protesi viene solitamente effettuata tramite l'utilizzo di una lamina di luce laser di riferimento; la protesi, a conclusione di tale attività, deve seguire il più possibile la conformazione dell'arto sano del paziente, tenendo conto del naturale varismo o valgismo della gamba e dell'eventuale intra-rotazione o extra-rotazione del piede.

Non sempre la protesi, a conclusione della procedura di allineamento statico, risulta ottimale per il paziente: il tecnico ortopedico modifica dunque le regolazioni dei componenti della protesi durante la successiva



---

fase di allineamento dinamico, esaminando attentamente il cammino dell'utente e seguendo le indicazioni del soggetto amputato.

Un altro elemento chiave nella funzionalità della protesi è la scelta del piede protesico che il tecnico ortopedico insieme all'utente decide di montare: i piedi si differenziano in funzione del target di utenti, tenendo conto del peso, del numero di scarpa e del livello di dinamicità del soggetto utilizzatore.

La Gait Analysis, o analisi del cammino, si è enormemente sviluppata negli ultimi anni grazie alla totale non invasività dell'esame ed alla contemporanea accuratezza delle misurazioni delle grandezze di interesse. Tale analisi consente infatti la rilevazione delle grandezze spazio-temporali, cinematiche e cinetiche che caratterizzano il movimento.

La valutazione della camminata in soggetti amputati consente di acquisire informazioni sulla postura del soggetto e sulle effettive funzionalità della protesi indossata [27].

Per le protesi sopra al ginocchio il criterio utilizzato per rendere stabile l'articolazione consiste nell'allineare l'asse del ginocchio artificiale in modo tale che la direzione del carico sopportato dall'invaso passi davanti al ginocchio e forzi l'articolazione nella configurazione estesa di fermo.

Questo criterio viene impiegato in tutte le protesi al di sopra del ginocchio e la procedura di allineamento che porta al suo soddisfacimento può essere condotta con diversi metodi.

Riprendendo la classificazione inizialmente introdotta che suddivide la regolazione di una protesi nelle due fasi di allineamento statico e dinamico, risulta utile introdurre dei concetti di carattere generale che vengono seguiti durante tali operazioni.

La posizione relativa tra il segmento coscia e l'articolazione del ginocchio è di fondamentale importanza per la funzionalità ed il comfort della protesi;

tale posizione relativa ha una forte influenza sulla stabilità piuttosto che la flessione involontaria della protesi nella fase in piedi, nonché sulle forze di reazione tra l'invaso della protesi ed il moncone.

In ogni configurazione che la protesi può assumere deve essere trovato un compromesso tra un'adeguata stabilità nella fase statica in piedi e la minor spesa possibile di energia durante la fase di deambulazione; se la spesa di energia durante la deambulazione venisse ridotta al minimo, potrebbe verificarsi una configurazione instabile del ginocchio che dovrebbe essere compensata con un uso attivo della muscolatura dell'anca con degli inevitabili svantaggi per l'utente della protesi.

La protesi deve potersi piegare in fase dinamica per cui il vettore che rappresenta la forza peso del paziente deve estendersi dietro l'asse comune dell'articolazione del ginocchio protesico; tuttavia per restare in posizione estesa durante la fase statica in posizione eretta è invece necessario che il vettore forza peso sia in posizione più avanzata rispetto all'asse comune del ginocchio.

Ne consegue che per la fase dinamica risulta necessaria l'applicazione, da parte del paziente, di un momento dell'anca; tuttavia, se la configurazione è "eccessivamente" stabile, l'avvio della fase dinamica comporta un grandissimo dispendio di energia che porta in alcuni casi al prematuro affaticamento o al dolore nella parte del moncone maggiormente a contatto con l'invaso della protesi.

Per le varie procedure di allineamento, comunque, è possibile intervenire meccanicamente in tre precise zone della protesi transfemorale: sul punto di attacco del femore artificiale all'invaso (Figura 5.6 a), oppure sulle quattro viti poste intorno al collegamento del ginocchio e sulle quattro viti che invece sono poste sul perimetro della giuntura caviglia (Figura 5.6 b).



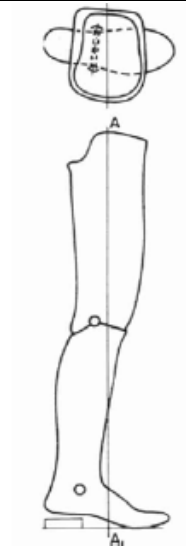
**Figura 5.6. Giunto di attacco tra invasatura e femore (a) e giunto modulare per caviglia e ginocchio (b)**

Nei paragrafi successivi (5.6.1, 5.6.2) verrà dettagliatamente descritta la funzione delle giunture riportate in Figura 5.6, nonché le ripercussioni che si possono avere sulla deambulazione di un amputato transfemorale a seguito di una regolazione sulla protesi che esse compongono.

## **5.5 L'Allineamento Statico**

### **5.5.1 Criteri di Allineamento, la Scuola Tedesca**

Per questa prima fase di regolazione della protesi il metodo tedesco prevede che la protesi sia montata con l'ausilio di un filo a piombo (alternativamente alla sopra citata lamina di luce laser) che viene teso tra il centro dell'invaso e la mezzeria del piede, così come mostrato in Figura 5.7.



**Figura 5.7. Procedure di allineamento statico - il metodo tedesco**

Per verificare la capacità dell'anca di ruotare rispetto al piede ed al tallone, si pone il tallone in una posizione leggermente elevata così da far assumere all'anca la posizione più elevata; in questo modo la configurazione assunta dalla protesi è quella che assumerebbe se dovesse ruotare attorno alla parte anteriore del piede.

La distanza tra il tallone ed il terreno è detto fattore di sicurezza; aumentando tale fattore si incrementa la rapidità con la quale il carico è trasferito alla punta anteriore del piede, ovvero la stabilità del ginocchio.

La posizione dell'asse del ginocchio rispetto alla linea verticale resta definita dalle caratteristiche cinematiche del cinematismo e del freno.

### 5.5.2 Criteri di Allineamento, la Scuola Americana

Negli Stati Uniti è stato recentemente sviluppato un metodo alternativo di allineamento rispetto a quello precedentemente descritto, nonostante anche il metodo americano preveda di considerare come riferimento fisso una linea verticale ottenuta con un filo a piombo. Tale linea, in questo caso, ha però origine dal trocantere e viene per questo motivo detta linea TKA.

Il metodo americano, riportato in Figura 5.8, prevede che l'asse del ginocchio sia dietro tale linea, mentre l'asse della caviglia vi appartenga; nel corso dell'allineamento il tallone viene tenuto a diretto contatto con il terreno in una posizione di riferimento.



Figura 5.8. Procedure di allineamento statico - il metodo americano

In ogni caso la stabilità in fase statica viene raggiunta di massima imponendo che l'asse della protesi passante per il ginocchio sia indietro rispetto all'asse del segmento coscia: questo accorgimento assicura che il vettore peso del paziente, proveniente dal suo corpo, si trovi in una posizione avanzata rispetto al ginocchio protesico durante la configurazione statica eretta in modo che la protesi rimanga in posizione estesa.

## **5.6 Le Procedure di Allineamento**

L'allineamento statico viene eseguito su vari piani: il piano frontale ed il piano sagittale. Sul piano frontale è di fondamentale importanza la conoscenza della lunghezza e della forma del moncone, caratteristiche assolutamente soggettive e variabili da paziente a paziente. L'invasatura della protesi, anch'essa a tutti gli effetti personalizzata, deve essere inclinata in modo tale da compensare le varie inclinazioni del moncone: se il moncone è varo, l'attacco del femore artificiale all'invasatura dovrà necessariamente essere caratterizzato da un contrapposto valgismo.

La variazione della posizione del punto di attacco del femore all'invaso, operazione che presenta significative complessità, viene presa in considerazione solo qualora sia necessario avere una regolazione consistente; per piccole regolazioni si riescono ad ottenere ottimi risultati andando ad agire sulle viti poste nei punti cardinali del ginocchio e della caviglia.

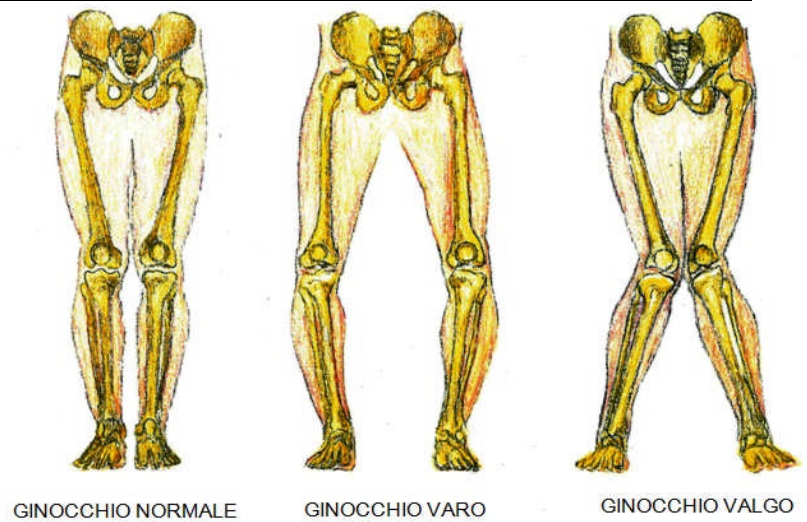
Il controllo di un corretto allineamento statico viene ovviamente eseguito non solo ascoltando attentamente le impressioni dell'utente della protesi

ma anche seguendo una empirica ed intuitiva regola di allineamento: in posizione statica eretta deve potersi tracciare una linea retta verticale che congiunga la rotula artificiale, il centro dell'invaso e l'alluce del piede protesico.

### **5.6.1 Regolazione del Ginocchio**

Stringendo la vite destra del ginocchio la protesi tende ad assumere la configurazione indicata in Figura 5.9 ("Ginocchio normale") che rispecchia la corretta anatomia dell'arto sano, naturalmente affetto da un lieve valgismo.

Tuttavia, se tale regolazione viene eccessivamente amplificata è estremamente probabile che in fase dinamica la deambulazione sarà caratterizzata dallo sgradevole fenomeno della falciata: portandosi indietro, la tibia tende a muoversi verso l'esterno.



---

**Figura 5.9. Possibili configurazioni del ginocchio [28]**

Sempre allo stesso scopo di evitare il fenomeno della falciata e di rispecchiare nel modo più esatto possibile l'anatomia dell'arto reale, la rotula del ginocchio artificiale deve essere ruotata leggermente verso l'esterno.

Anche sul piano sagittale lo scopo dell'allineamento statico risulta essere quello di rispecchiare il più possibile l'anatomia dell'arto sano.

Andando dunque ad agire sulle due viti, anteriore e posteriore, del ginocchio artificiale è possibile regolare l'estensione o la flessione della protesi.





**Figura 5.10. Ginocchio protesico in flessione**

Stringendo maggiormente la vite posteriore rispetto a quella anteriore, la protesi assume la configurazione di flessione indicata in Figura 5.10.

### **5.6.2 Regolazione della Caviglia**

Per quanto riguarda la regolazione della giunzione rappresentativa della caviglia, si può affermare che essa sia una regolazione di minor importanza rispetto al fondamentale setup del ginocchio precedentemente descritto.

Normalmente le viti laterali vengono tenute con un avvitamento uniforme in modo da rendere la caviglia simmetrica e quindi sul piano frontale non viene fatto alcun tipo di regolazione.

Sul piano sagittale, invece, la regolazione delle due viti, anteriore e posteriore visibili in Figura 5.11, permette di scegliere l'altezza del tacco del piede protesico.



---

**Figura 5.11. Tacco del piede protesico di altezza regolabile**

Questa è una regolazione capace di adattare la protesi alla tipologia di scarpa scelta dal paziente.

## **5.7 L'Allineamento Dinamico**

L'allineamento dinamico riguarda tutte quelle operazioni di regolazione delle protesi che hanno influenza nella fase di deambulazione dell'utente.

Il problema è evidentemente più complesso di quello riguardante l'allineamento statico; inoltre, l'accuratezza della regolazione che si riesce ad ottenere ed i rispettivi vantaggi o svantaggi per il paziente sono notevolmente influenzati dalle scelte relative alla componentistica della protesi stessa.

In modo particolare è fondamentale la scelta della tipologia di ginocchio artificiale che si vuole utilizzare, scelta che risulta essere determinante nelle possibilità di utilizzo della protesi: ad amputati che desiderino mantenere uno stile di vita particolarmente attivo è molto più adatta una

protesi con ginocchio pneumatico o idraulico. Questa discriminante è dovuta al fatto che tali tipologie di ginocchio offrono la possibilità di regolare non solo l'estensione ma anche la flessione.

In Figura 5.12 viene riportata la sequenza delle fasi tipiche di un ciclo di passo; nella fase di contatto, la forza di reazione del terreno viene applicata sull'area del tallone su una linea che non passa per l'articolazione; questo accade perché l'arto controlaterale è ancora a contatto con il terreno e, con la spinta dell'avampiede, produce una forza in avanti. In questa fase è dunque necessario, come nella fase statica eretta, che il ginocchio sia allineato posteriormente a tale linea.

Nella fase centrale del passo ci si trova in una situazione in cui la forza di reazione del terreno giace sulla linea di carico; anche in questa configurazione è particolarmente importante l'arretramento dell'asse del ginocchio che crea il necessario momento di estensione.

Alla fine della fase di appoggio l'arto si inclina in avanti velocemente ma questo accade più rapidamente di quanto succede per la forza di reazione. Infatti, l'aumento di estensione dell'anca con ginocchio esteso ed il contemporaneo spostamento del peso sull'arto controlaterale creano un effetto frenante.

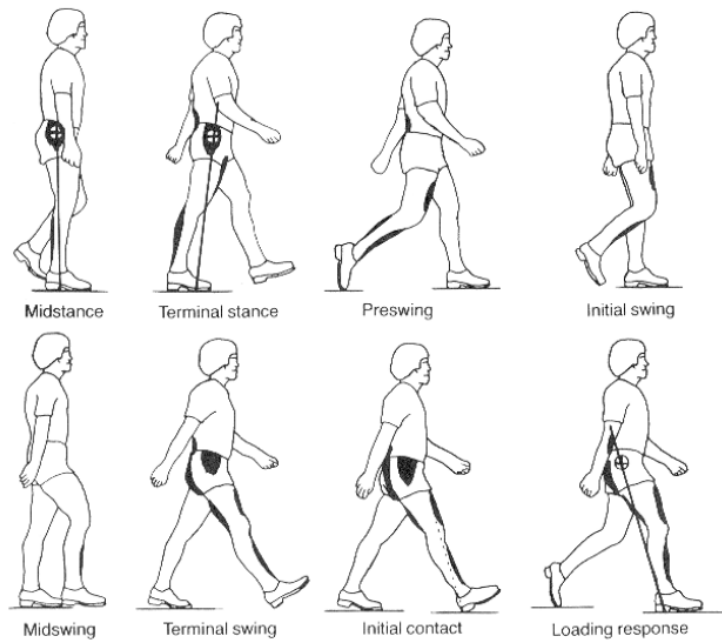
Trovare l'allineamento precedentemente descritto in una protesi con ginocchio a freno automatico o frizione indossata da una persona che non abbia forza nei flessori e negli estensori dell'anca è praticamente impossibile perché per dare la necessaria stabilità sarebbe necessario arretrare l'asse talmente tanto da non permettere più la flessione alla fine della fase di appoggio.

In una persona con buona tonicità muscolare dell'anca il movimento attivo estensorio al momento del contatto del tallone crea un momento che tira indietro il ginocchio fino al blocco in estensione: l'amputato è garantito in

sicurezza ed un blocco meccanico si oppone alla caduta in avanti del paziente.

Il momento di flessione dell'anca all'istante dello stacco dell'avampiede dal terreno crea un momento rotatorio nel ginocchio che facilita la flessione.

---



---

**Figura 5.12. Fasi tipiche di un ciclo di passo**

In un movimento a pendolo libero la protesi fletterebbe molto di più dell'arto controlaterale e arriverebbe con forza, ed in ritardo sul ritmo del passo, in estensione.

Per questo motivo un ginocchio protesico che abbia la pretesa di regolare la fase dinamica ha la necessità di avere un meccanismo capace di frenare l'eccessiva flessione ed accelerare l'estensione.

Inoltre, un ginocchio a freno automatico o frizione, per inerzia o gravità non raggiungerebbe la completa estensione o tornerebbe subito in flessione: in questo modo al momento del contatto del tallone con il terreno, all'inizio della fase di appoggio, il paziente si troverebbe a ginocchio flesso e le sue possibilità di cadute risulterebbero elevatissime.

Il ginocchio, completamente esteso durante la fase di appoggio del cammino, serve infatti per garantire la sicurezza e la stabilità; durante la fase di pendolamento, un amputato deve flettere il ginocchio di più di una persona non amputata.



## **Capitolo 6**

# **Effetti del Setup sulla Stabilità di Protesi con Ginocchio a Quadrilatero Articolato**

### **6.1 Scelta del Modello**

Si vuole a questo punto trovare un modello valido dell'articolazione di ginocchio di una protesi esterna. Per conseguire tale scopo non è tuttavia possibile prescindere, come sarà evidente in seguito, dal modello completo dell'intero arto inferiore, a partire dall'articolazione d'anca fino ad arrivare al piede.

Da un punto di vista biomedico osservando la cinetostatica del meccanismo risulta ottimale, ai fini del controllo della stabilità dell'arto da parte dell'amputato, l'utilizzo di un quadrilatero articolato semplice (con le aste laterali non incrociate).



**Figura 6.1. Ginocchio a quadrilatero articolato**

Il modello in esame ha lo scopo di stabilire quali sono gli effetti del setup di una protesi transfemorale (con ginocchio policentrico a quadrilatero articolato riportato in Figura 6.1) sulla stabilità della protesi stessa.

L'analisi della stabilità della protesi durante la fase di deambulazione risulta più corretta se inserita in un'ottica di analisi comparativa, ovvero di confronto di diverse configurazioni di setup, rispetto ad una configurazione iniziale sicuramente stabile.

Affinchè la protesi risulti stabile durante l'intera durata del ciclo di passo, deve verificarsi che il centro di istantanea rotazione (CIR) del ginocchio deve trovarsi in posizione avanzata o arretrata rispetto alla linea di carico, a seconda che l'arto artificiale sia in flessione o in estensione rispettivamente. È sperimentalmente riscontrato che, dal punto di vista della stabilità, una corretta deambulazione assistita da protesi transfemorale deve prevedere una prolungata fase iniziale di estensione della protesi (fino a circa il 50%



del ciclo di passo), concludendo la fase di appoggio del ciclo di passo (da 0% a 65%) con una flessione del ginocchio (nel restante 15% della fase di appoggio).

Prescindendo dall' "estetica" della camminata, è necessario comunque precisare che se l'arto fosse sempre in completa estensione durante la fase di appoggio del ciclo di passo, la stabilità del paziente non sarebbe comunque compromessa in alcun modo; l'unica possibile causa di instabilità è infatti quella dovuta ad una flessione anticipata del ginocchio (prima del 50% del ciclo di passo).

## **6.2 Modello Utilizzato nella Fase di Appoggio**

Il modello della protesi di arto inferiore utilizzato nella fase di appoggio è quello riportato in Figura 6.2:

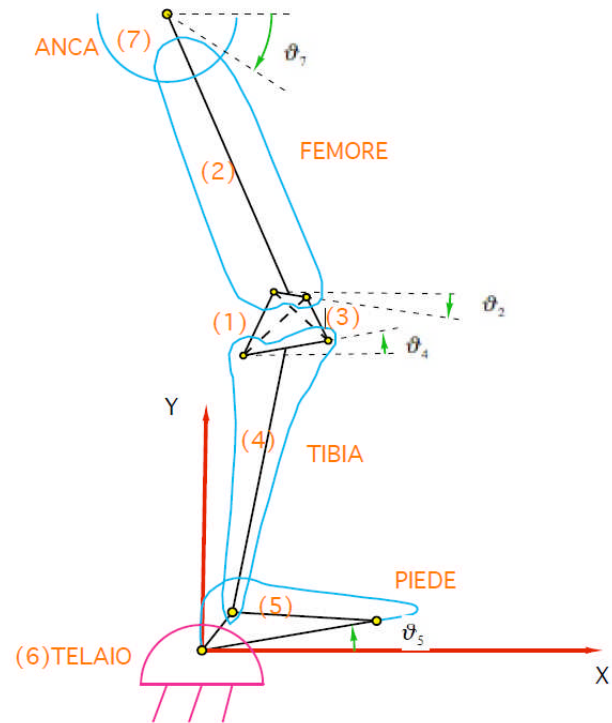


Figura 6.2. Modello della protesi di arto inferiore utilizzato nella fase di appoggio

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

### 6.2.1 Composizione del Modello

Il modello è costituito da sette membri diversi:

*membro 1*: una delle due aste laterali del quadrilatero;

*membro 2*: femore;

*membro 3*: una delle due aste laterali del quadrilatero;

*membro 4*: tibia;

*membro 5*: piede;

*membro 6*: telaio;

*membro 7*: anca.

Vengono volutamente omissi i membri che costituiscono il sistema di equilibrio delle forze interne scambiate nell'articolazione di ginocchio e caviglia, in quanto sono ritenuti ininfluenti ai fini degli argomenti trattati.

Definendo  $C1$  come il numero di coppie rotoidali presenti nel meccanismo che vincolano due gradi di libertà lasciandone libero uno, e  $C2$  come il numero di coppie rotoidali che ne vincolano uno lasciandone liberi due, attraverso la formula di Groubler è possibile ricavare il numero di gradi di libertà (gdl) del meccanismo piano in esame:

$$gdl = 3(m - 1) - 2C1 - 2C2 = 4 \quad (6.1)$$

Dove  $m$  rappresenta il numero di membri che costituisce il meccanismo.

### 6.2.2 Parametri del Modello

Si definiscono ora le variabili fondamentali del modello:

$\theta_5$  : angolo che il piede (membro 5) forma con il pavimento (asse  $x$ ), ha direzione positiva come indicato in Figura 6.1 ed individua in ogni istante la posizione del piede;

$\theta_4$  : angolo che la tibia (membro 4) forma con il pavimento (asse x), ha direzione positiva come indicato in Figura 6.1 e, unitamente all'angolo  $\theta_5$ , individua in ogni istante la posizione della tibia;

$\theta_2$  : angolo che il femore (membro 2) forma con il pavimento (asse x), ha direzione positiva come indicato in Figura 6.1 e, unitamente agli angoli  $\theta_4$  e  $\theta_5$ , individua in ogni istante la posizione del femore;

$\theta_7$  : angolo che un riferimento preso sull'anca (membro 7) forma con il pavimento (asse x), ha direzione positiva come indicato in Figura 6.1 e, unitamente a tutti gli angoli precedentemente citati, individua in ogni istante la posizione dell'anca. In realtà il valore di  $\theta_7$  verrà trascurato nel resto dell'elaborato in quanto la trattazione viene prevalentemente incentrata sull'articolazione di ginocchio.

$\theta_1$  e  $\theta_3$  : angoli che i membri 1 e 3, rispettivamente, formano con il pavimento (asse x)

Di conseguenza il numero di equazioni necessarie a descrivere il moto è pari a due, ovvero al numero dei parametri (sei) meno il numero di gdl del sistema (quattro).

Assegnato il valore degli angoli  $\theta_7$ ,  $\theta_5$ ,  $\theta_4$ , e  $\theta_2$  si determinano le due equazioni che permettono di calcolare  $\theta_1$  e  $\theta_3$ .

In Figura 6.3 è visibile quale direzione viene assunta positiva per i parametri utilizzati per l'individuazione della posizione dei quattro membri che compongono il quadrilatero.

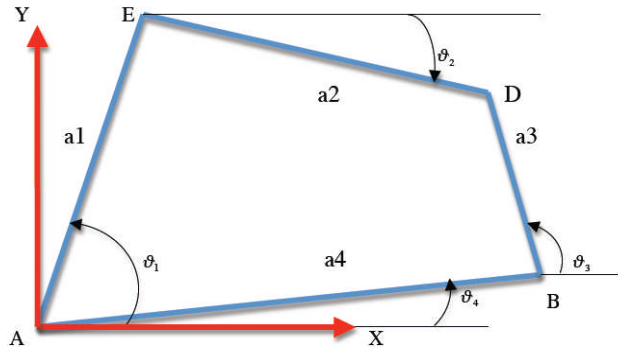


Figura 6.3. Quadrilatero articolato semplice

Dal punto di vista dello studio della stabilità della protesi, è importante precisare che risulta sufficiente un modello matematico che sia valido per la sola fase di appoggio, ovvero dallo 0% al 65% del ciclo di passo.

Nella successiva fase di volo, infatti, la stabilità dell'amputato non dipende più dalle prestazioni dell'arto protesico, ma solo dal controlaterale arto sano.

## 6.3 Geometria del Modello

### 6.3.1 Dati in Ingresso

Si vuole a questo punto descrivere la geometria dell'intero meccanismo di protesi di arto inferiore riportato in Figura 6.4, caratterizzata dal ginocchio a quadrilatero articolato illustrato nel paragrafo precedente, che verrà in

seguito utilizzata per fare delle considerazioni relative al controllo della stabilità da parte del paziente.

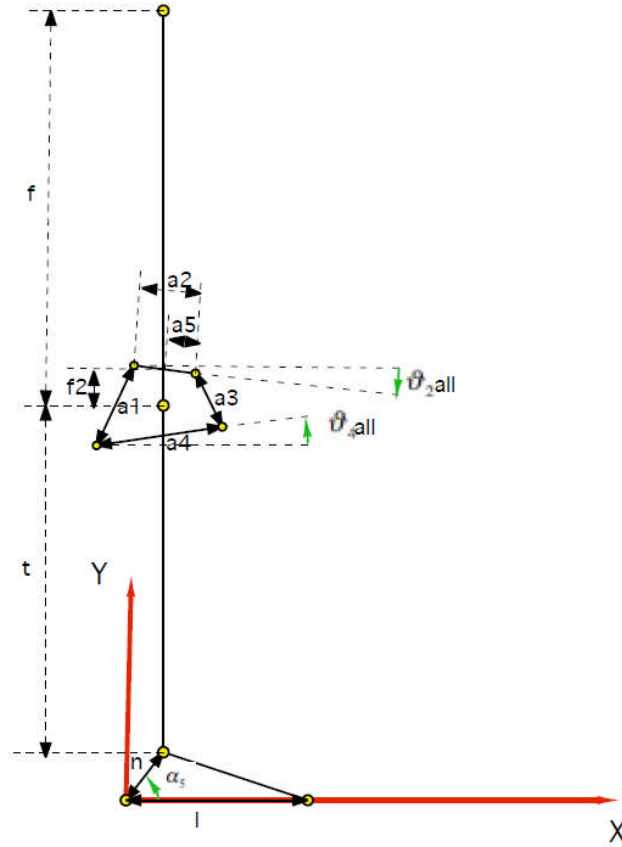


Figura 6.4. Dati iniziali del modello di protesi con ginocchio a quadrilatero articolato

I dati iniziali, da definire a priori rispetto alla definizione del modello di arto inferiore, sono:

$f$ : lunghezza del femore naturale;

$t$ : lunghezza della tibia naturale;

$\theta_{2,all}$ : valore di  $\theta_2$  nella posizione di allineamento;

$\theta_{4,all}$ : valore di  $\theta_4$  nella posizione di allineamento;

$a1$ : lunghezza dell'asta 1 del quadrilatero;

$a2$ : lunghezza dell'asta 2 del quadrilatero;

$a3$ : lunghezza dell'asta 3 del quadrilatero;

$a4$ : lunghezza dell'asta 4 del quadrilatero;

$f2$  ed  $a5$ : dimensioni assegnate per individuare la posizione del quadrilatero articolato rispetto alla posizione del ginocchio naturale;

$l$ : lunghezza della suola del piede;

$n$ : distanza del tallone dall'articolazione di caviglia;

$\alpha_5$ : angolo tra la suola del piede e la congiungente del tallone alla caviglia.

### 6.3.2 Parametri Calcolati

Vengono dunque ricavate le dimensioni utili nel prosieguo dell'elaborato, che sono rappresentate in Figura 6.5.

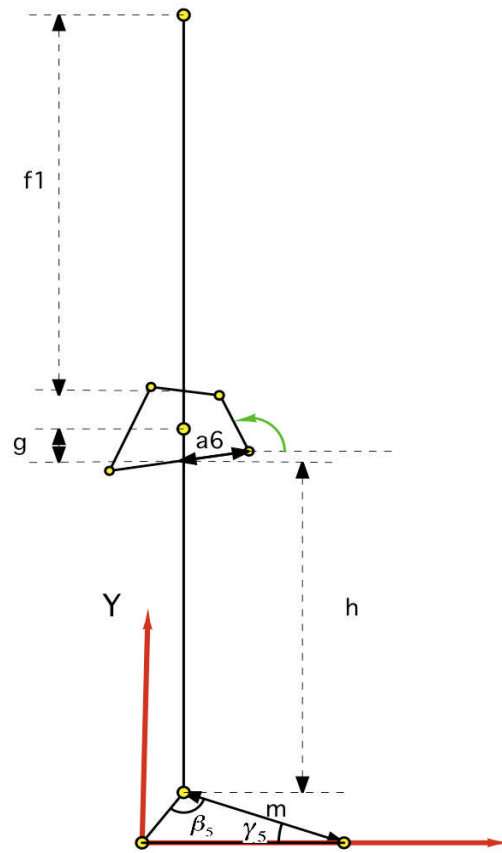


Figura 6.5. Dimensioni utili ricavabili per la protesi transfemorale

Per prima cosa è possibile calcolare la dimensione  $f1$ :

$$f1 = f - f2 \quad (6.2)$$



Dalle equazioni relative allo studio della cinematica del quadrilatero articolato di Figura 6.3 è possibile calcolare il valore dell'angolo  $\theta_{3,all}$ , ovvero il valore di  $\theta_3$  nella posizione di allineamento.

Attraverso le proiezioni di  $a_5$  ed  $a_3$  sull'asse  $x$ , è possibile ricavare il valore di  $a_6$ :

$$a_6 = \frac{a_5 \cos \vartheta_{2,all} - a_3 \cos \vartheta_{3,all}}{\cos \vartheta_{4,all}} \quad (6.3)$$

Analogamente, attraverso le proiezioni di  $a_5$ ,  $a_3$  ed  $a_6$  sull'asse  $y$ , è possibile calcolare la distanza  $g$ :

$$g = a_5 \sin \vartheta_{2,all} + a_6 \sin \vartheta_{4,all} + a_3 \sin \vartheta_{3,all} - f_2 \quad (6.4)$$

È possibile dunque ricavare la lunghezza del segmento  $h$ :

$$h = t - g \quad (6.5)$$

Attraverso il teorema di Carnot, applicato al triangolo che schematizza il piede (membro 5), è possibile calcolare  $m$ :

$$m = \sqrt{n^2 + l^2 - 2nl \cos \alpha_5} \quad (6.6)$$

Sfruttando poi il teorema dei seni, applicato allo stesso triangolo si ottiene:

$$\gamma_5 = \arcsin\left(\frac{n \sin \alpha_3}{m}\right) \quad (6.7)$$

E quindi:

$$\beta_5 = \pi - \alpha_5 - \gamma_5 \quad (6.8)$$

Viene dunque ricostruito in ambiente Matlab il modello precedentemente descritto, relativo all'arto inferiore artificiale, al fine di valutarne la stabilità durante le fasi del cammino che caratterizzano il ciclo di passo descritto nel paragrafo 2.5 (Parametrizzazione della Camminata Naturale).

#### **6.4 Variazioni di Setup della Protesi: Input del Modello**

A partire da curve sperimentali ottenute da una gait analysis condotta su un amputato transfemorale, vengono riportati in matlab 20 punti caratteristici (uno ogni intervallo di durata pari al 5% del ciclo di passo) degli andamenti degli angoli di anca, ginocchio e caviglia nel piano sagittale; tali punti vengono dunque interpolati con una "spline" che ricostruisce le leggi di moto ottenute nella gait analysis (Figura 6.6).

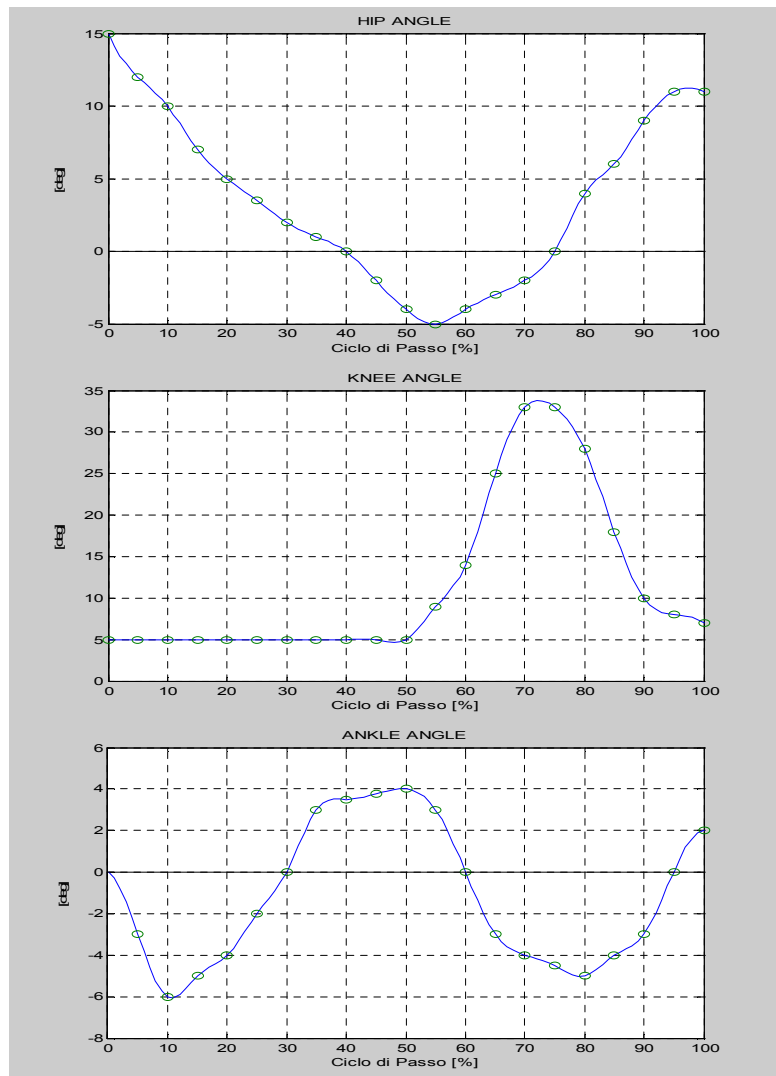
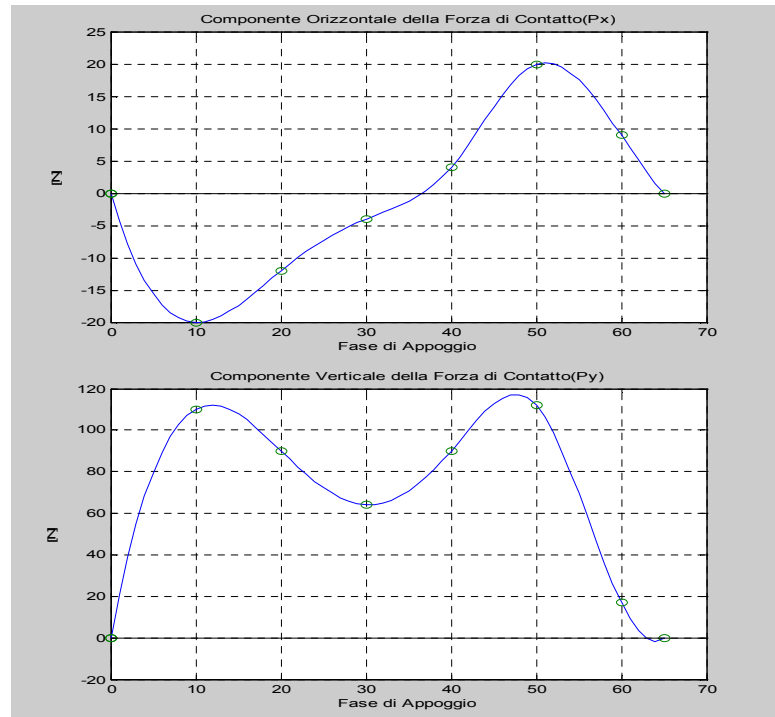


Figura 6.6. Leggi di moto delle articolazioni della protesi

In modo analogo vengono anche riprodotti gli andamenti delle componenti, orizzontale e verticale, della forza contatto piede-terreno., come mostrato in Figura 6.7.



**Figura 6.7. Andamento delle componenti orizzontale e verticale della forza di contatto**

Dal momento che la componente orizzontale della forza di contatto cambia verso nei due punti estremi della fase di appoggio (contatto del tallone e

contatto della punta del piede con il terreno), è possibile ricavare l'angolo di inclinazione della forza di contatto totale rispetto alla normale al terreno:

$$\alpha = -\arctan\left(\frac{P_x}{P_y}\right) \quad (6.9)$$

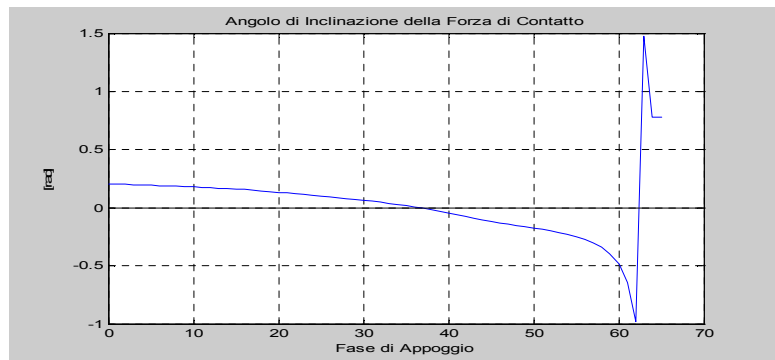


Figura 6.8. Andamento dell'angolo di inclinazione della forza di contatto

l'andamento dell'angolo  $\alpha$  riportato in Figura 6.8 risulta infatti necessario al calcolo dell'inclinazione della retta di carico, che determina, insieme alla posizione del CIR, la stabilità o meno della protesi.

Tali variabili, tuttavia, possono vedere modificato il proprio andamento dipendentemente dai dati che il programma di calcolo riceve in input da un apposito foglio Excel, riportato in Figura 6.9, nel quale è possibile modificare determinate grandezze caratteristiche del setup della protesi, rispetto a dei valori di confronto che, come è noto, caratterizzano una deambulazione stabile.

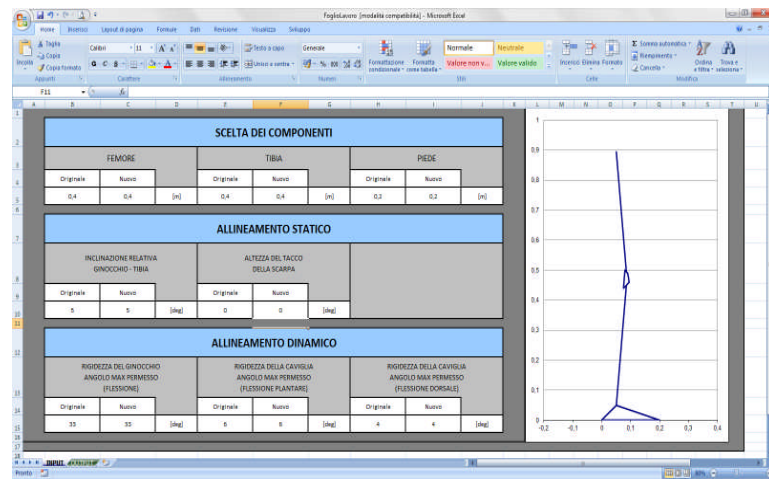


Figura 6.9. Foglio di Input del modello numerico

Le variabili del setup che possono essere modificate sono suddivise in tre gruppi:

- Caratteristiche geometriche della protesi:
  - a. Lunghezza del femore;
  - b. Lunghezza della tibia;
  - c. Lunghezza del piede (pianta del piede).
- Angoli caratteristici della configurazione di allineamento statico (allo 0% del ciclo di passo):
  - a. Inclinazione relativa ginocchio-tibia: nella configurazione di massima estensione del ginocchio non è detto che l'angolo di flessione sia effettivamente nullo; è anzi molto frequente una regolazione che preveda un angolo tra tibia e femore di 175 deg (e non di 180 deg come invece si potrebbe facilmente ipotizzare). Fisicamente questa variazione si ottiene andando ad agire sulle due

viti, anteriore e posteriore del ginocchio, che inclinano l'asse della tibia rispetto a quello del femore;

- b. Altezza del tacco della scarpa: una scarpa con il tacco di una determinata altezza può essere visto, dal punto di vista della protesi, come una corrispondente rotazione della caviglia che produce una flessione plantare del piede; è evidente che tale angolo di caviglia avrà delle dirette ripercussioni sull'inclinazione relativa ginocchio tibia sopra citata.
- Angoli caratteristici della configurazione di allineamento dinamico:
  - a. Massima escursione permessa all'angolo di ginocchio in flessione; fisicamente tale regolazione si ottiene andando a regolare il contatto tra il braccio frenante del ginocchio ed il meccanismo a cremagliera presente nel ginocchio stesso;
  - b. Massima escursione permessa all'angolo di caviglia in fase di flessione plantare;
  - c. Massima escursione permessa all'angolo di caviglia in fase di flessione dorsale.

## 6.5 Calcolo del CIR e Verifica della Stabilità

Per il calcolo della posizione del CIR del quadrilatero articolato che costituisce il meccanismo di ginocchio in esame, si considera che la tibia sia ferma durante l'intero ciclo di passo, mentre l'intero movimento di rotazione dovuto alla flessione viene compiuto dal femore (lato superiore del quadrilatero).

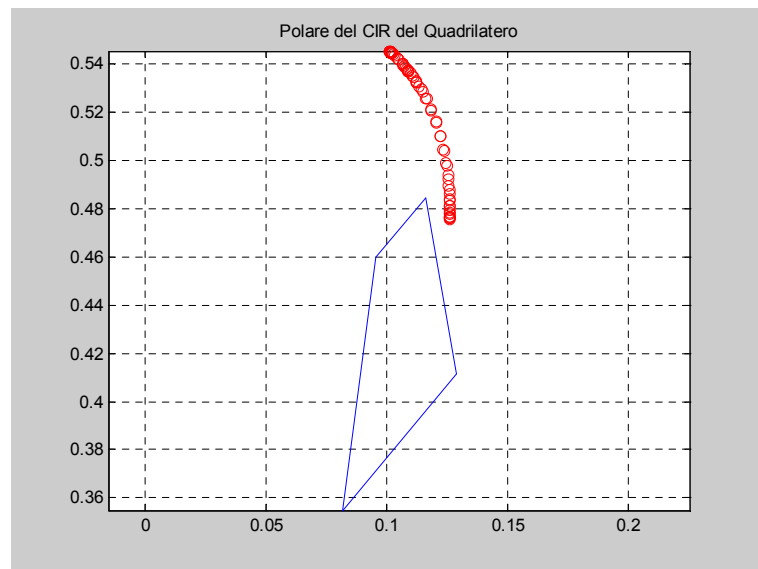


Figura 6.10. Polare del CIR del quadrilatero articolato

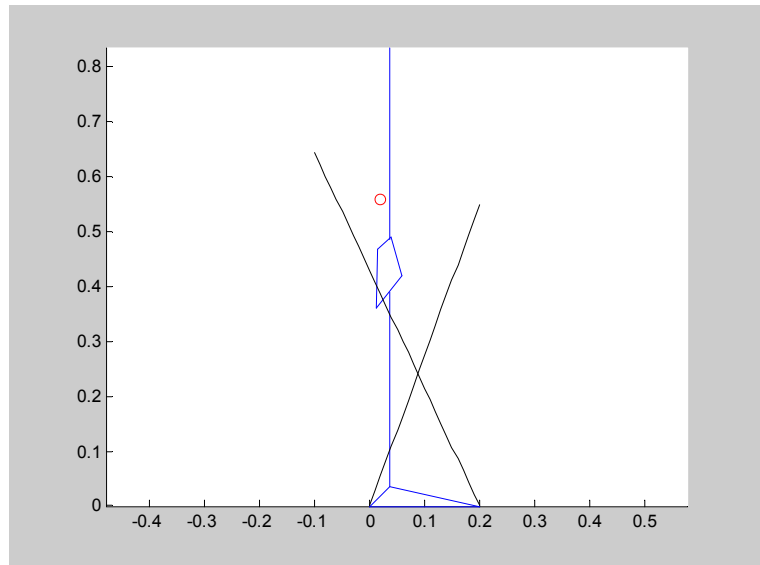
In realtà è necessario considerare che il CIR non assume esattamente le posizioni indicate dalla polare riportata nella Figura 6.10, in quanto durante la deambulazione l'arto artificiale subisce una traslazione che, inevitabilmente influenza tale polare.

Inoltre è importante considerare che, per quanto precedentemente spiegato, la coordinata x della polare del CIR è di fondamentale importanza per l'analisi della stabilità della protesi, dal momento che quest'ultima è verificata solo se la componente orizzontale della distanza tra CIR e retta di carico assume valori positivi o negativi a seconda che l'arto protesico sia in estensione o in flessione rispettivamente.

Per ovviare a questo problema, nell'analisi di stabilità, non solo viene calcolata come precedentemente illustrato l'inclinazione della forza di



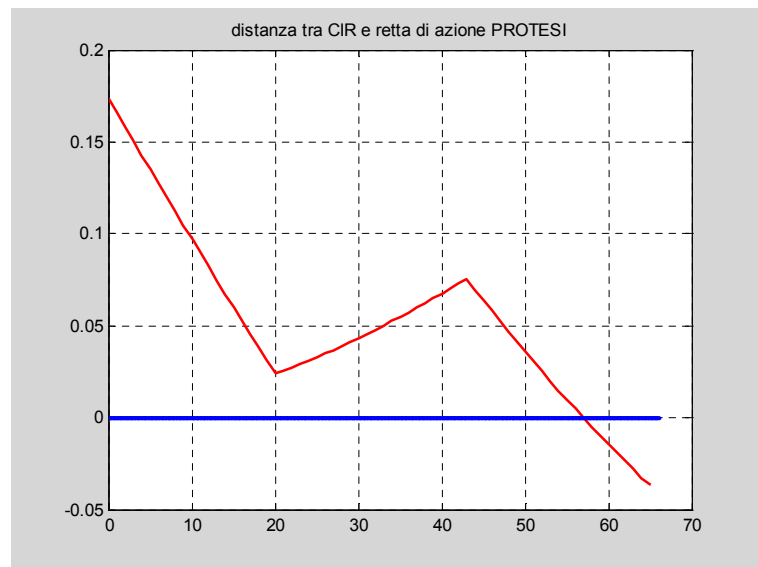
contatto piede-terreno, e quindi l'inclinazione della retta di carico (Figura 6.11), ma anche quale sarebbe lo spostamento orizzontale del CIR nei vari punti in cui esso viene considerato (il numero di punti calcolati per il CIR è pari al numero di punti utilizzati per ricostruire le leggi di moto delle articolazioni). Tale spostamento viene dunque imposto (in verso opposto sul punto di applicazione della retta di carico).



**Figura 6.11. Retta di carico nei due momenti estremi della fase di appoggio**

A questo punto, per ogni posizione calcolata del CIR durante il ciclo di passo, o meglio durante la fase di appoggio del ciclo di passo (oltre la fase di appoggio non è più possibile individuare una retta di carico), viene calcolata la componente orizzontale della distanza tra tale punto ed il punto appartenente alla retta di carico con pari valore di ordinata.

Quando il ginocchio protesico è in estensione la distanza tra CIR e retta di carico deve assumere un valore positivo, ovvero il CIR deve trovarsi in una posizione avanzata rispetto alla retta di carico; quando invece il ginocchio è in flessione la distanza tra CIR e retta di carico deve assumere un valore negativo (il CIR è in posizione arretrata rispetto alla linea di carico).  
Tale condizione rappresentativa della bontà del setup della protesi transfemorale con ginocchio a quadrilatero articolato è riassunta nel diagramma di stabilità riportato in Figura 6.12.



**Figura 6.12. Diagramma di stabilità della protesi transfemorale con ginocchio a quadrilatero articolato**

## 6.6 Output del Modello

Con riferimento al diagramma di stabilità di Figura 6.12, si può affermare che il risultato è accettabile se si ha estensione dell'arto protesico da 0% a 55% circa del ciclo di cammino (la retta d'azione è davanti al CIR) e flessione dal 55% circa al 65% del ciclo di cammino (la retta d'azione è dietro al CIR).

In realtà, prescindendo da ogni altra informazione relativa alla qualità della deambulazione, affinché la stabilità sia garantita è sufficiente che la flessione dell'arto non avvenga prima del 55% del ciclo di passo. È evidente che se la protesi mantenesse la configurazione di completa estensione per tutto il ciclo di passo dal punto di vista della stabilità tale fenomeno non avrebbe alcuna ripercussione; tuttavia la qualità della deambulazione ne risentirebbe molto.

A tal fine, terminata la parte di calcolo necessaria all'analisi della stabilità della protesi, il modello Matlab provvede automaticamente a scrivere in Excel (in un determinato foglio di output del modello illustrato in Figura 6.13) il risultato dell'analisi svolta.

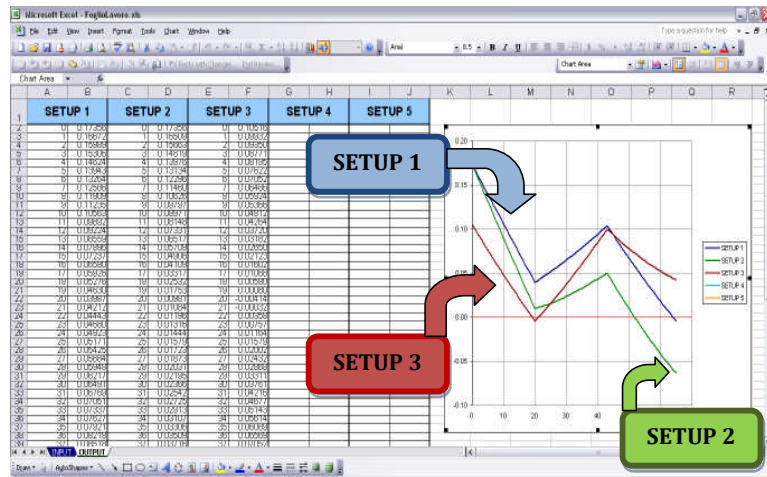


Figura 6.13. Foglio di output del modello matematico

Essendo, come precedentemente anticipato, un'analisi di tipo comparativo, il foglio di output del sistema prevede un confronto fino a cinque diverse configurazioni di setup della protesi transfemorale.

Nel caso riportato come esempio in Figura 6.13, la prima e la seconda configurazione di setup della protesi (setup 1 e setup 2) sono configurazioni che rendono la protesi stabile durante la deambulazione: l'arto affronta infatti quasi tutta la fase di appoggio (da 0% a 65% del ciclo di passo) con il ginocchio in estensione, portandosi in flessione solo nella fase conclusiva del passo (dopo il 50%). La differenza tra le due configurazioni sta nel fatto che nella seconda l'angolo di flessione massimo raggiungibile dal ginocchio è stato aumentato di 20 deg rispetto al caso precedente. Nonostante entrambe le configurazioni siano stabili durante la deambulazione, si può notare come la curva relativa al "setup 2" sia rappresentativa di una camminata più fluida ed "esteticamente" più

apprezzabile: il ginocchio va in flessione appena superato il limite inferiore del 50% del ciclo di passo, caratterizzando un movimento relativamente simile a quello di un arto naturale. La curva relativa al "setup 1", tuttavia, ha dei margini di sicurezza, dal punto di vista della stabilità, che la rendono più robusta ed adatta a pazienti che intendono affrontare nella vita quotidiana un range di movimenti significativamente più ampio.

Nel "setup 3", oltre ad incrementare la possibilità di flessione del ginocchio è stata anche dimezzata la lunghezza della tibia, portandola da 0,4m a 0,2m. Il risultato dell'analisi di tale setup è chiaro dal momento che si vede la curva in rosso intersecare l'asse dello zero a circa il 20% del ciclo di passo: in questo momento il ginocchio inizia la sua flessione e la stabilità dell'arto viene a mancare.



## Conclusioni

Lo studio degli effetti del setup sulle caratteristiche deambulatorie di un amputato transfemorale protesizzato ha evidenziato che la regolazione della protesi e la scelta dei suoi componenti ne influenzano in modo determinante la stabilità.

Per questo motivo il setup della protesi viene effettuato per successive approssimazioni fino a trovare la configurazione ottimale.

La riduzione o l'eliminazione di tali tentativi di setup effettuati direttamente sull'utente prima di trovare la configurazione ottimale consentirebbe non solo un notevole risparmio di tempo ma anche, e soprattutto, una significativa riduzione dello stress nel paziente stesso.

Infatti, la necessità durante la fase di setup di calzare e sfilare la protesi ripetutamente, di simulare determinati movimenti caratteristici con continuità e trascorrere molto tempo in piedi per verificare la stabilità della protesi comporta un disagio fisico e, in alcune particolari circostanze, anche psicologico da parte del paziente.

A tal fine è stato sviluppato un modello matematico, coerente con le leggi del moto, che consente di verificare a priori le prestazioni e la qualità della deambulazione assistita da una protesi transfemorale passiva con articolazione di ginocchio policentrico a quadrilatero articolato.

L'analisi è stata sviluppata nel piano sagittale, essendo questo il piano all'interno del quale vengono individuati i principali parametri che influenzano la qualità della camminata protesica. Tra i vari aspetti relativi ad una complessiva valutazione delle prestazioni della protesi si è scelto di focalizzare l'attenzione in modo particolare sulla possibilità di controllo

della stabilità, che rappresenta la condizione necessaria per una corretta deambulazione.

L'integrazione del modello con lo studio dei parametri agenti nel piano frontale della protesi, sebbene in modo subordinato all'analisi di stabilità eseguita, può fornire la possibilità di andare a valutare la totalità degli aspetti relativi alla qualità della camminata protesica al variare delle diverse configurazioni di setup possibili.





## Bibliografia

- [1] B.M. Kelly, P.H. Pangilinan Jr., G.M. Rodriguez Jr., Lower Limb Prosthetics. <http://emedicine.medscape.com/article/31735>.
- [2] A.F.T. Mak, M. Zhang, A.K.L. Leung, Artificial Limbs. *Comprehensive Structural Integrity*, Vol. 9, Chapter 9, 2003.
- [3] M.B. Silver-Thorn, Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design, Chapter 33, McGraw-Hill, 2004.
- [4] C.W. Radcliffe, Above-knee Prosthetics. *The Knud Jansen Lecture*, New York, 1977.
- [5] C.M. Schuch, Transfemoral Amputation: Prosthetic Management. *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*, Chapter 20B, 2002, <http://www.oandplibrary.org/alp/chap20-02.asp>.
- [6] R. Psonak, Transfemoral Prosthetics. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*, Butterworth-Heinemann, 2002, pp. 491-520.
- [7] M.J. Hsu, D.H. Nielsen, S.J. Lin-Chan, The effect of Prosthetic Foot design on Physiologic Measurement, Self-selected Walking Velocity, and Physical Activity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87, 2006, pp. 123-129.
- [8] M.Y. Zarrugh, C.W. Radcliffe, Simulation of Swing Phase Dynamics in Above-knee Prostheses. *J. Biomechanics*, 9, 1976, pp. 283-292.

- [9] C.W. Radcliffe, Four-bar Linkage Prosthetic Knee Mechanism: Kinematics, Alignment and Prescription Criteria. *Prosthetics and Orthotic International*, 18, 1994, pp. 159-173.
- [10] M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan, M. E. Wotten, Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking, *J. Orthopaedic Research*, 8, 1990, pp. 383-392.
- [11] A. Hemmerich, H. Brown, S. Smith, S. S. Marthandam, U. P. Wiss, Hip, Knee and Ankle Kinematics of High Range of Motion Activities of Daily Living, *J. Orthopaedic Research*, 24, 2006, pp. 770-781.
- [12] B. Winter, Biomechanics and Motor Control of Human Movement, John Wiley & Sons, 2009.
- [13] E. Ayyappa, Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concept and Terminology, *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 9, 1997, pp. 10-17.
- [14] E. Ayyappa, Normal Human Locomotion, Part 2: Motion, Ground Reaction Force and Muscle Activity. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 9, 1997, pp. 42-57.
- [15] S. J. Piazza, S.L. Delpt, The Influence of Muscles on Knee Flexion During the Swing Phase of Gait, *J. Biomechanics*, 29, 1996, pp.723-733.
- [16] E. Sapin, H. Goujon, F. De Almeida, P. Fodé, F. Lavaste, Functional Gait Analysis of Trans-Femoral Amputees Using Two Different Single Axis Prosthetic Knees with Swing-Phase Control: Kinematic and Kinetic Comparison of Two Prosthetic Knees, *Prosthetics and Orthotics International*, 2008, pp. 1-18.
- [17] R. L. Waters, J. Perry, D. Antonelli, H. Hislop, Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation, *The Journal of Bone and Joint Surgery (JBJS)*, 58, 1976, pp. 42-46.

- [18] N. Berger, Analysis of Amputee Gait. *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*, Chapter 14, 2002, <http://www.oandplibrary.org/alp/chap14-01.asp>.
- [19] J. B. Saunders, B. T. Inman, H. D. Eberhart, Major Determinants in Normal and Pathological Gait, *The Journal of Bone and Joint Surgery (JBJS)*, 35, 1953, pp. 543-558.
- [20] J. Andrysek, Lower-Limb Prosthetic Technologies in the Developing World: A Review of Literature from 1994-2010. *Prosthetics and Orthotics International*, 34, 2010, pp 378-398.
- [21] C.W. Radcliffe, Functional Considerations in the Fitting of Above-knee Prostheses. *Artificial Limbs*, 2, 1955, pp. 35-60..
- [22] S. Cuccurullo, Physical Medicine and Rehabilitation Board Review. NY: *Demos Medical Pub*, 2004.
- [23] M.D. Geil, Variability among Practitioners in Dynamic Observational Alignment of a Transfemoral Prosthesis. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 14, 2002, pp. 159-164.
- [24] S. Blumentritt, A New Biomechanical Method for Determination of Static Prosthetic Alignment. *Prosthetics and Orthotic International*, 21, 1997, pp. 107-113.
- [25] M.S. Zahedi, W.D. Spence, S.E. Solomonidis, J.P. Paul, Alignment of Lower-limb Prostheses. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 23, 1986, pp. 2-19.
- [26] J. Sabolich, Contoured Adducted Trochanteric-controlled Alignment Method (CAT-CAM): Introduction and Basic Principles. *Clinical Prosthetics and Orthotics*, 1985, pp. 9-15.

- [27] S.M.H.J. Jaegers, J.H. Arendzen, H.J. de Jongh, Prosthetic Gait of Unilateral Transfemoral Amputee: a Kinematic Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76, 1995, pp. 736-743.
- [28] <http://www.patologieortopediche.com>.