

GAIT ANALYSIS AN INTRODUCTION

MICHAEL W. WHITTLE

FOURTH EDITION

Per Elsevier:

Questo libro è dedicato a:

Wendy

Jim e Maeve

Sally, Garrie, Samuel e Gregory

Robert e Mia

Tracey, Jermaine e Will

Editore: Heidi Harrison

Redattore associato: Siobhan Campbell

Responsabile di produzione: Elouise Ball

Progetto: Andy Chapman

Illustratore: Robert Britton

Acquirente dell'illustrazione: Merlyn Harvey

BUTTERWORTH
HEINEMANN
ELSEVIER

Un marchio di Elsevier Limited

Prima pubblicazione 1990

Seconda edizione 1996

Ristampato nel 1997

Terza edizione 2002

Ristampato nel 2003 (due volte), 2004, 2005

Quarta edizione 2007

© 2007, Elsevier Ltd

Nessuna parte di questa pubblicazione può essere riprodotta, archiviata in un sistema di recupero dati o trasmessa in alcuna forma o con alcun mezzo, elettronico, meccanico, fotocopia, registrazione o altro, senza la previa autorizzazione degli Editori. Le autorizzazioni possono essere richieste direttamente all'Health Sciences Rights Department di Elsevier, 1600 John F. Kennedy Boulevard, Suite 1800, Philadelphia, PA 19103-2899, USA; telefono: (+1) 215 239 3804; fax: (+1) 215 239 3805; o e-mail: healthpermissions@elsevier.com. È inoltre possibile completare la richiesta online tramite la homepage di Elsevier (www.elsevier.com), selezionando "Supporto e contatti" e quindi "Copyright e autorizzazioni".

Codice ISBN 10: 0 7506 8883 1

Codice ISBN 13: 9 780 7506 8883 3

Catalogazione nei dati di pubblicazione della British Library Un record

di catalogo per questo libro è disponibile presso la British Library.

Catalogazione dei dati di pubblicazione della Biblioteca del Congresso Un record di catalogo per questo libro è disponibile presso la Biblioteca del Congresso.

Nota

Né l'Editore né gli Autori si assumono alcuna responsabilità per eventuali perdite, lesioni e/o danni a persone o cose derivanti da o correlati all'uso del materiale contenuto in questo libro. È responsabilità del medico curante, basandosi sulla competenza e sulle conoscenze indipendenti del paziente, determinare il trattamento e il metodo di applicazione migliori per il paziente.

Stampato in Cina

ELSEVIER your source for books,
journals and multimedia
in the health sciences

www.elsevierhealth.com

Working together to grow
libraries in developing countries

www.elsevier.com | www.bookaid.org | www.sabre.org

ELSEVIER

BOOK AID
International

Sabre Foundation

The
publisher's
policy is to use
paper manufactured
from sustainable forests

Ringraziamenti

Desidero ringraziare in particolare mia moglie Wendy per il suo incoraggiamento, il suo supporto e la sua tolleranza durante la preparazione di questo libro. Un ringraziamento particolare va anche a Karen Hood, Jeannette Beach e Locke Davis, che lavorano con me nel laboratorio di analisi del cammino e mi hanno insegnato moltissimo sull'analisi clinica del cammino. Il CD-ROM allegato a questo libro contiene dati generosamente forniti da Nancy Denniston e dai suoi colleghi del Children's Hospital di Denver, e alcuni testi scritti da Chris Kirtley. Il programma informatico Polygon, utilizzato per preparare la presentazione multimediale interattiva del cammino, è stato fornito grazie alla generosità di Vicon Peak Ltd. Altri tre gruppi hanno contribuito in diversi modi alla realizzazione di questo libro: i miei colleghi di facoltà, gli studenti a cui inseguo e i pazienti che abbiamo visitato in laboratorio. Vorrei infine ringraziare gli amministratori dell'Università del Tennessee a Chattanooga per il loro supporto.

Prefazione alla quarta edizione

L'analisi del cammino è lo studio sistematico della deambulazione umana, che utilizza l'occhio e il cervello di osservatori esperti, con l'ausilio di strumenti per la misurazione dei movimenti corporei, della meccanica corporea e dell'attività muscolare. Negli individui con patologie che compromettono la capacità di camminare, l'analisi del cammino può essere utilizzata per formulare diagnosi dettagliate e pianificare il trattamento ottimale.

Negli ultimi anni, l'analisi del cammino ha raggiunto la maturità e in diversi centri viene ora utilizzata di routine per fornire la migliore assistenza possibile a determinate categorie di pazienti, in particolare quelli affetti da paralisi cerebrale. Poiché i benefici di questo approccio sono ormai ampiamente consolidati, è auspicabile che il suo utilizzo continui a diffondersi, in modo che molti altri possano beneficiare delle migliori decisioni terapeutiche che si possono prendere grazie all'analisi del cammino.

Sono felice di credere che le prime tre edizioni di questo libro abbiano contribuito a questo processo, fornendo un testo la cui comprensione non richiede un elevato livello di preparazione accademica. Ho sentito persone da tutto il mondo che hanno trovato il libro utile e questo mi rende molto gratificante.

La prossima fase dell'evoluzione dell'analisi del cammino si auspica possa includere miglioramenti nella facilità e velocità di raccolta e interpretazione dei dati, nonché una riduzione del costo delle attrezzature e del livello di competenza necessario per utilizzarle. Sono stati compiuti progressi significativi in tutti questi aspetti dalla pubblicazione della terza edizione del libro nel 2002, ma è evidente che vi siano ancora margini di miglioramento.

Si spera che l'inclusione di un CD-ROM con dati sull'andatura "reale" in questo libro possa: offrire al lettore una migliore opportunità di comprendere questo affascinante argomento.

Michael W. Whittle
2007

Prefazione

alla prima edizione

L'analisi del cammino è lo studio sistematico della deambulazione umana. È spesso utile nella gestione medica delle patologie che colpiscono l'apparato locomotore. Negli ultimi anni, l'interesse per l'argomento è cresciuto, in particolare tra i professionisti e gli studenti di fisioterapia, bioingegneria, neurologia e riabilitazione. La maggior parte dei libri precedenti sull'argomento è stata scritta per specialisti e non è quindi adatta a studenti o lettori comuni. Ho cercato di scrivere un manuale introduttivo, con l'obiettivo di fornire al lettore una solida base sull'argomento, senza presupporre un background o un livello di conoscenze pregresse specifici.

Il Capitolo 1 è dedicato alle scienze di base alla base dell'analisi del cammino: anatomia, fisiologia e biomeccanica. L'obiettivo è fornire al lettore neofita di queste materie il minimo necessario per comprendere appieno l'analisi del cammino. Dovrebbe inoltre fornire un corso di aggiornamento per coloro che hanno già acquisito tali conoscenze ma le hanno dimenticate, oltre a essere una comoda fonte di materiale di riferimento. I Capitoli 2 e 3 trattano rispettivamente del cammino normale e del cammino patologico, mostrando la notevole efficienza del normale processo di deambulazione e i vari modi in cui può essere influenzato da patologie.

Il Capitolo 4 è dedicato ai metodi di misurazione, sottolineando che l'analisi del cammino non deve essere necessariamente difficile o costosa, ma che i sistemi più complessi forniscono informazioni dettagliate che non possono essere ottenute in nessun altro modo. L'ultimo capitolo, il Capitolo 5, tratta le applicazioni dell'analisi del cammino. Questo è il settore in cui si prevedono i maggiori progressi in futuro. La letteratura in materia è fortemente orientata alla ricerca piuttosto che all'applicazione clinica, ma il valore della metodologia si sta gradualmente affermando in diverse condizioni cliniche.

Ho deliberatamente evitato di citare tesi e atti di convegni, poiché potrebbero essere difficili da reperire. Il Capitolo 1 non contiene alcun riferimento bibliografico, poiché tutto il contenuto dovrebbe essere facilmente reperibile nei normali libri di testo. Ho limitato il numero di riferimenti bibliografici citati nel resto del libro, non per ignoranza o pigrizia, ma piuttosto nel tentativo di identificare solo i riferimenti più importanti su argomenti specifici. Questi a loro volta porteranno ad altri riferimenti, qualora il lettore desiderasse approfondire l'argomento. Chi non lo conoscesse dovrebbe chiedere al proprio bibliotecario informazioni sullo Science Citation Index, che utilizza riferimenti bibliografici chiave del passato per identificare pubblicazioni più recenti nello stesso campo.

In questo libro ho utilizzato le unità di misura del Sistema Internazionale (SI). Non mi scuso per questo: chiunque lavori in questo campo dovrebbe usare le unità di misura della scienza, piuttosto che quelle del supermercato! Tuttavia, le conversioni sono riportate nell'Appendice 2.

Poiché le origini di questo libro sono internazionali, si spera che possa attrarre un pubblico internazionale. È stato scritto durante i miei ultimi mesi all'Università di Oxford, nel Regno Unito, e i miei primi mesi all'Università del Tennessee a Chattanooga, negli Stati Uniti. Attinge a materiale di riferimento proveniente da entrambe le sponde dell'Atlantico e alcune parti sono state scritte durante i miei viaggi attraverso quell'oceano!

Michael W. Whittle

Chattanooga, Tennessee

Maggio 1990

Scienze di base

1

Ogni movimento volontario, inclusa la deambulazione, è il risultato di un processo complesso che coinvolge cervello, midollo spinale, nervi periferici, muscoli, ossa e articolazioni. Prima di analizzare in dettaglio il processo della deambulazione, i possibili problemi e come può essere studiato, è necessario avere una conoscenza di base di tre discipline scientifiche: anatomia, fisiologia e biomeccanica. Ci auguriamo che questo capitolo fornisca i rudimenti di queste materie a coloro che non le conoscono già, che riveda l'argomento a coloro che le conoscono già e che offra anche una comoda fonte di materiale di riferimento.

ANATOMIA

Non è intenzione di questo libro insegnare in dettaglio l'anatomia dell'apparato locomotore, che è ampiamente trattata in molti altri libri (ad esempio Palastanga *et al.*, 1989). Le note che seguono forniscono solo una panoramica dell'argomento, che dovrebbe tuttavia essere sufficiente per la comprensione dell'analisi del cammino. I nomi anatomici per le diverse parti del corpo variano leggermente da un libro di testo all'altro; per quanto possibile, è stato utilizzato il nome più comune. La sezione inizia con la descrizione di alcuni termini anatomici di base e prosegue descrivendo ossa, articolazioni, muscoli e sistema nervoso. Sebbene arterie e vene siano essenziali per il funzionamento dell'apparato locomotore, non verranno descritte in questa sede poiché generalmente influenzano il cammino solo indirettamente, attraverso il loro ruolo nel fornire ossigeno e nutrienti a nervi e muscoli e nell'eliminare i prodotti di scarto.

Termini anatomici di base

I termini anatomici che descrivono le relazioni tra le diverse parti del corpo si basano sulla *posizione anatomico*, in cui una persona è in posizione eretta, con i piedi uniti e le braccia lungo i fianchi, con i palmi delle mani rivolti in avanti. Questa posizione, insieme ai piani di riferimento e ai termini che descrivono le relazioni tra le diverse parti del corpo, è illustrata nella Figura 1.1.

Per descrivere le direzioni in relazione al centro del corpo si utilizzano sei termini. Questi sono meglio definiti con un esempio:

1. L'ombelico è *anteriore*
2. I glutei sono *posteriori*
3. La testa è *superiore*
4. I piedi sono *inferiori*
5. La *sinistra* è ovvia
6. Lo è anche la *destra*.

La superficie anteriore del corpo è *ventrale* e quella posteriore è *dorsale*. La parola *dorso* viene utilizzata sia per il dorso della mano che per la superficie superiore

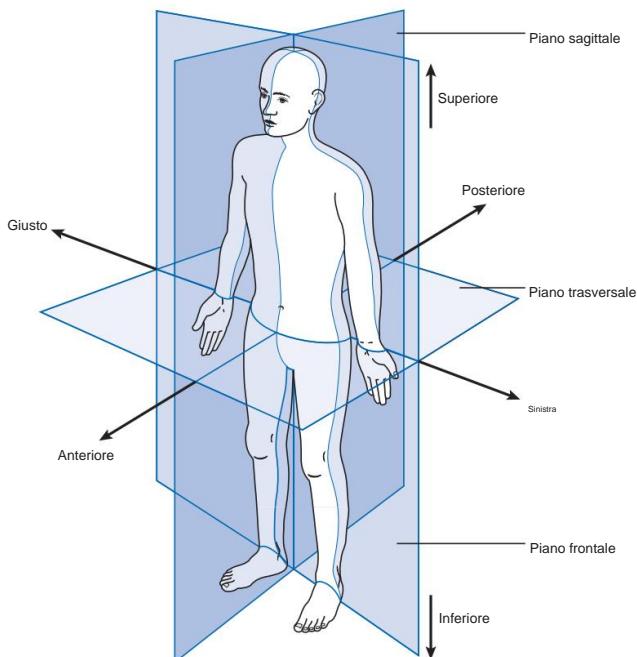


Fig. 1.1 La posizione anatomico, con tre piani di riferimento e sei direzioni fondamentali.

del piede. I termini *cefalico* (verso la testa) e *caudale* (verso la coda) sono talvolta usati al posto di superiore e inferiore.

All'interno di una singola parte del corpo, vengono utilizzati sei termini aggiuntivi per descrivere le relazioni:

1. *Mediale* significa verso la linea mediana del corpo: l'alluce è sulla linea mediale
lato del piede
2. *Laterale* significa lontano dalla linea mediana del corpo: il mignolo si trova sul lato laterale
del piede
3. *Prossimale* significa verso il resto del corpo: la spalla è la parte prossimale del braccio 4.

Distale significa
lontano dal resto del corpo: le dita sono la parte distale
della mano

5. Le strutture *superficiali* sono vicine alla superficie. 6.

Le strutture *profonde* sono lontane dalla superficie.

Il movimento degli arti viene descritto utilizzando piani di riferimento:

1. Un piano *sagittale* è qualsiasi piano che divide una parte del corpo in porzioni destra e sinistra; il piano *mediano* è il piano sagittale della linea mediana, che divide l'intero corpo in metà destra e metà sinistra. 2. Un piano *frontale*
divide una parte del corpo in porzioni anteriore e posteriore. 3. Un piano
trasversale divide una parte del corpo in porzioni superiore e inferiore.

Il termine *piano coronale* è equivalente a piano frontale e il piano trasversale può anche essere chiamato *piano orizzontale*, sebbene sia orizzontale solo quando ci si trova in posizione eretta.

La maggior parte delle articolazioni può muoversi solo su uno o due di questi tre piani. Le direzioni di questi movimenti per l'anca e il ginocchio sono illustrate nella Figura 1.2 e per la caviglia e il piede nella Figura 1.3. I movimenti possibili sono i seguenti:

1. La *flessione* e *l'estensione* avvengono sul piano sagittale; nella caviglia questi movimenti sono chiamati rispettivamente *dorsiflessione* e *plantarflexione*.
2. L'*abduzione* e *l'adduzione* avvengono sul piano frontale. 3. La
rotazione *interna* ed *esterna* avvengono sul piano trasversale; sono anche chiamate
rispettivamente rotazione *mediale* e *laterale*, termine che si riferisce al movimento della
superficie anteriore.

Altri termini utilizzati per descrivere i movimenti delle articolazioni o dei segmenti corporei sono:

1. *Varo* e *valgo*, che descrivono un'angolazione di un'articolazione verso o lontano dalla linea mediana, rispettivamente; le ginocchia valghe sono in valgo, le gambe arcuate sono in varo

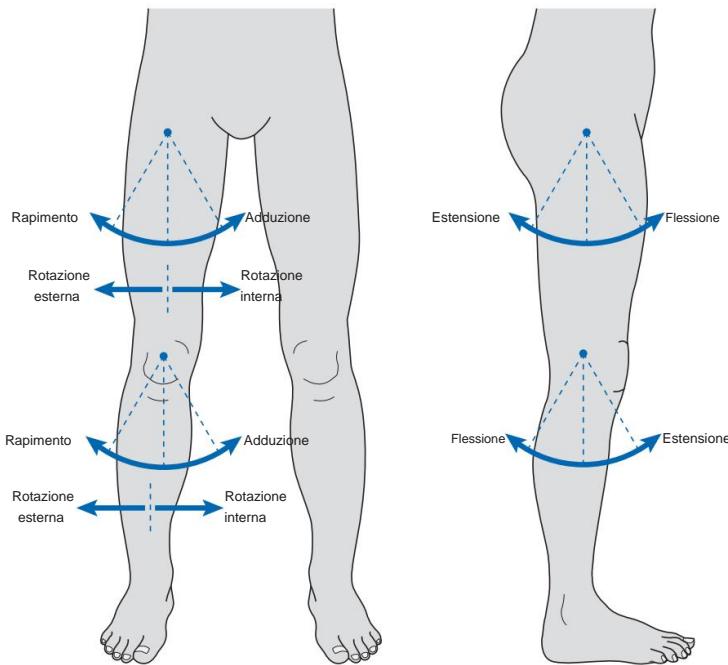


Fig. 1.2 Movimenti dell'articolazione dell'anca (sopra) e dell'articolazione del ginocchio (sotto).

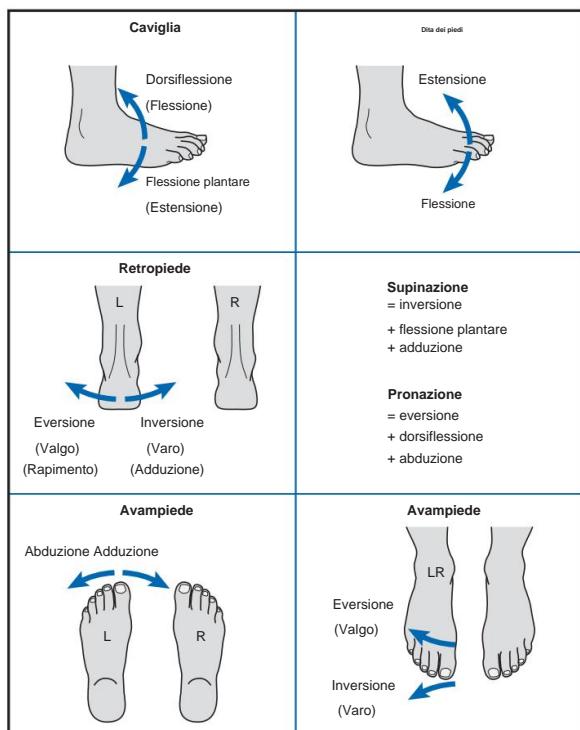


Fig. 1.3 Movimenti della caviglia, delle dita del piede, del retropiede e dell'avampiede.

2. *Pronazione e supinazione*, che sono rotazioni attorno all'asse longitudinale dell'avambraccio o del piede; la pronazione di entrambe le mani porta i pollici insieme, la supinazione porta i mignoli insieme (promemoria: puoi tenere *la zuppa* in mano se i palmi sono rivolti verso l'alto)

3. *L'inversione* dei piedi avvicina le piante dei piedi; *l'eversione* fa sì che le piante dei piedi si avvicinino. punta lontano dalla linea mediana.

La terminologia relativa al piede è spesso confusa e carente di standardizzazione. Questo libro ha adottato quella che è probabilmente la convenzione più comune (Fig. 1.3), in cui il termine *pronazione* viene utilizzato per un movimento combinato che consiste principalmente in eversione, ma include anche una certa dorsiflessione e abduzione dell'avampiede. Analogamente, la supinazione è principalmente inversione, ma include anche una certa flessione plantare e adduzione dell'avampiede. Questi movimenti rappresentano una "torsione" dell'avampiede rispetto al retropiede. Tuttavia, alcuni esperti considerano pronazione e supinazione come i movimenti di base e eversione e inversione come i movimenti combinati.

Ossa

Si potrebbe sostenere che quasi tutte le ossa del corpo prendono parte al movimento.

Tuttavia, da un punto di vista pratico, è generalmente necessario considerare solo le ossa del bacino e delle gambe, illustrate nella Figura 1.4.

Il *bacino* è formato dall'osso sacro, dal coccige e dalle due ossa anonime. L' osso sacro è costituito dalle cinque vertebre sacrali, fuse insieme. Il *coccige* è la "coda" vestigiale, composta da tre o cinque vertebre rudimentali. L' osso *anonimo* su ciascun lato è formato dalla fusione di tre ossa: l' *ileo*, l'*ischio* e il *pube*. L'unico vero movimento tra le ossa del bacino avviene a livello dell'articolazione sacroiliaca e questo movimento è generalmente molto limitato negli adulti. È quindi ragionevole, ai fini dell'analisi del cammino, considerare il bacino come un'unica struttura rigida. La superficie superiore dell'osso sacro si articola con la quinta vertebra lombare della colonna vertebrale. Su ciascun lato della parte inferiore del bacino si trova l'*acetabolo*, che è la parte prossimale dell'articolazione dell'anca, essendo la cavità in cui si inserisce la testa del femore.

Il *femore* è l'osso più lungo del corpo. La testa femorale sferica si articola con l'*acetabolo pelvico* per formare l'articolazione dell'anca. Il collo del femore si estende verso il basso e lateralmente dalla testa femorale per incontrare la diafisi dell'osso, che continua verso il basso fino all'articolazione del ginocchio. Alla giunzione tra collo e diafisi si trovano due protuberanze ossee, dove si inseriscono diversi muscoli: il grande trocantere lateralmente, palpabile sotto la pelle, e il piccolo trocantere medialmente. L'osso si allarga all'estremità inferiore per formare i condili mediale e laterale. Questi costituiscono la parte prossimale dell'articolazione del ginocchio e presentano un solco tra di essi anteriormente, che si articola con la rotula.

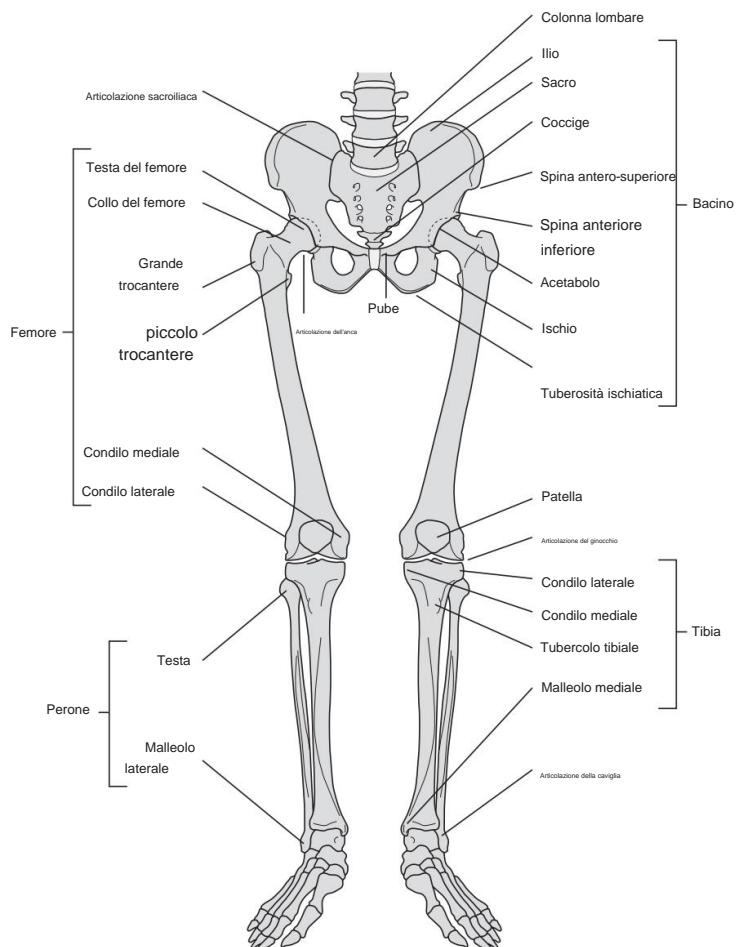


Fig. 1.4 Ossa e articolazioni degli arti inferiori.

La *rotula* è un osso sesamoide; vale a dire, è inserita in un tendine, in questo caso il massiccio tendine del quadricipite, che al di sotto della rotula è noto come tendine rotuleo. La superficie anteriore della rotula è sottocutanea (immediatamente sotto la pelle); la sua superficie posteriore si articola con la superficie anteriore dell'estremità inferiore del femore per formare il

Articolazione femoro-rotulea. La rotula ha un'importante funzione meccanica: spostare in avanti il tendine del quadricipite, migliorandone così la leva.

La *tibia* si estende dall'articolazione del ginocchio a quella della caviglia. La sua estremità superiore si allarga nei condili mediale e laterale, con una superficie superiore quasi piatta che si articola con il femore. Il tubercolo tibiale è una piccola prominenza ossea sulla parte anteriore della tibia, dove si inserisce il tendine rotuleo.

La superficie anteriore della tibia è sottocutanea. L'estremità inferiore della tibia forma la superficie superiore e mediale dell'articolazione della caviglia, con una proiezione mediale sottocutanea chiamata malleolo mediale.

Il perone è adiacente alla tibia sul suo lato laterale. Per la maggior parte della sua lunghezza è un osso piuttosto sottile, sebbene sia allargato ad entrambe le estremità, con l'estremità superiore nota come testa. L'estremità inferiore allargata forma la parte laterale dell'articolazione della caviglia, con una proiezione laterale sottocutanea nota come malleolo laterale. Tibia e perone sono in contatto tra loro alle estremità superiore e inferiore, formando le articolazioni tibio-fibulari. I movimenti di queste articolazioni sono molto limitati e non saranno considerati ulteriormente. Uno strato di tessuto fibroso, noto come membrana interossea, si trova tra le ossa.

Il piede è una struttura molto complicata (Fig. 1.5), che è meglio considerare come composto da tre parti:

1. Il *retropiede*, che è costituito da due ossa, una sopra l'altra. 2. Il *mesopiede*, che è costituito da cinque ossa, strettamente collegate tra loro. 3. L' *avampiede*, che è costituito dai cinque metatarsi e dalle dita.

L' *astragalo*, o astragalo, è la parte superiore delle due ossa del retropiede. La sua superficie superiore forma l'articolazione della caviglia, articolandosi superiormente e medialmente con la tibia e lateralmente con il perone. Inferiormente, l'astragalo si articola con il calcagno attraverso l'articolazione sottoastragalica. Anteriormente, si articola con l'osso più mediale e superiore del mesopiede: lo scafoide.

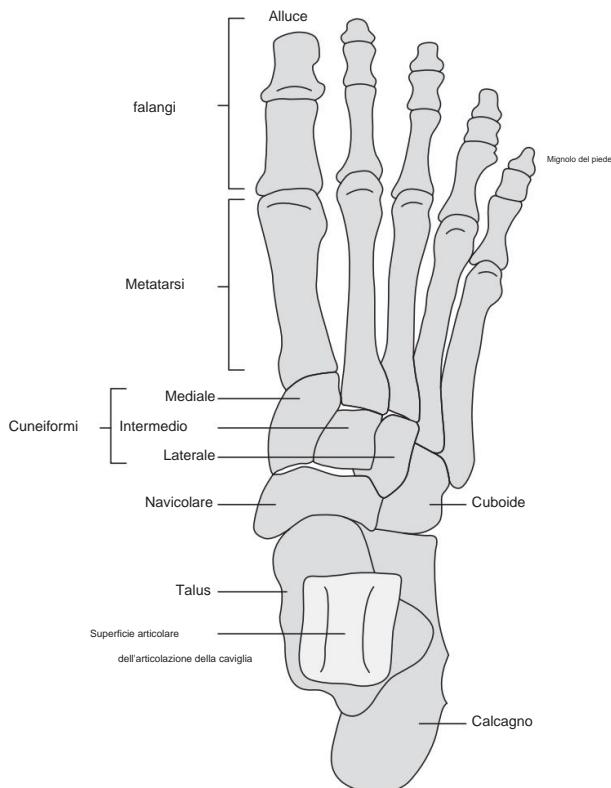


Fig. 1.5 Ossa del piede destro, viste dall'alto.

Il *calcagno* o osso calcico si trova sotto l'astragalo e si articola con esso

Attraverso l'articolazione sottoastragalica. La sua superficie inferiore trasmette il peso corporeo al suolo attraverso uno spesso strato di grasso, tessuto fibroso e pelle: il tallone. La superficie anteriore si articola con la parte più laterale e inferiore del mesopiede.
ossa – il cuboide.

Il mesopiede è costituito da cinque ossa:

1. Lo *scafoide*, che è mediale e superiore 2. Il *cuboide*, che è laterale e inferiore 3. Tre ossa *cuneiformi* (mediale, intermedio e laterale), che giacciono in una fila, distale allo scafoide.

I cinque *metatarsi* sono approssimativamente paralleli tra loro: i due laterali si articolano con il cuboide e i tre mediali con le tre ossa cuneiformi.

Le *falangi* sono le ossa delle dita dei piedi; ce ne sono due nell'alluce e tre in ciascuna delle altre dita. L'alluce è anche chiamato alluce .

Articolazioni e legamenti

Un'articolazione si verifica quando un osso è a contatto con un altro. Da un punto di vista pratico, possono essere suddivise in articolazioni sinoviali, in cui possono verificarsi movimenti significativi, e vari altri tipi di articolazioni in cui possono verificarsi solo piccoli movimenti. Poiché l'analisi del cammino si occupa normalmente solo di movimenti piuttosto ampi, la descrizione che segue riguarda solo le articolazioni sinoviali. In un'articolazione *sinoviale*, le estremità ossee sono ricoperte di *cartilagine* e l'articolazione è circondata da una *capsula sinoviale*, che secerne il *liquido sinoviale lubrificante*. La maggior parte delle articolazioni è stabilizzata dai *legamenti*, che sono bande di tessuto fibroso relativamente anelastico che collegano un osso all'altro. La *fascia* è un tipo speciale di legamento, essendo una lamina continua di tessuto fibroso.

L' articolazione *dell'anca* è l'unica vera articolazione a sfera e cavità del corpo, con la sfera che costituisce la testa del femore e la cavità che costituisce l'acetabolo del bacino. I movimenti estremi sono impediti da una serie di legamenti che corrono tra il bacino e il femore, da una capsula che circonda l'articolazione e da un piccolo legamento – il legamento rotondo – che unisce il centro della testa del femore al centro dell'acetabolo. L'articolazione è in grado di compiere movimenti di flessione, estensione, abduzione, adduzione, rotazione interna ed esterna (Fig. 1.2).

L' articolazione *del ginocchio* è costituita dai condili mediale e laterale del femore, in alto, e dai corrispondenti condili della tibia, in basso. Le superfici articolari sui lati mediale e laterale sono separate, rendendo l'articolazione del ginocchio, di fatto, due articolazioni affiancate. I condili femorali sono curvi sia in avanti che all'indietro, mentre i condili tibiali sono quasi piatti. Lo "spazio" che questo lascerebbe attorno al punto di contatto viene riempito, su ciascun lato, da un

'menisco', comunemente chiamato 'cartilagine', che agisce distribuendo il carico e riducendo la pressione nel punto di contatto.

Il movimento dell'articolazione è controllato da cinque legamenti che, tra loro, esercitano un controllo molto stretto sui movimenti del ginocchio:

1. Il legamento collaterale mediale (MCL), che impedisce al lato mediale dell'articolazione si apre (cioè si oppone all'abduzione o al valgismo)
2. Il legamento collaterale laterale (LCL) si oppone in modo simile all'adduzione o al varo. 3. La capsula articolare posteriore, che impedisce l'iperestensione (eccessiva estensione) dell'articolazione. 4. Il legamento crociato anteriore (LCA), al centro dell'articolazione, tra i condili; è attaccato alla tibia anteriormente e al femore posteriormente.
Impedisce alla tibia di muoversi in avanti rispetto al femore e aiuta a prevenire la rotazione eccessiva
5. Il legamento crociato posteriore (PCL), anch'esso al centro dell'articolazione, è attaccato alla tibia posteriormente e al femore anteriormente e impedisce alla tibia di muoversi all'indietro rispetto al femore, contribuendo inoltre a limitare la rotazione.

I legamenti crociati anteriore e posteriore prendono il nome dalla posizione in cui si inseriscono sulla tibia. Sembrano agire insieme come quello che gli ingegneri chiamano un "collegamento a quattro bracci", che impone una combinazione di scorrimento e rotolamento sull'articolazione e sposta il punto di contatto in avanti quando l'articolazione si estende e all'indietro quando si flette. Ciò significa che l'asse attorno al quale ruota il...

La flessione e l'estensione dell'articolazione non sono fisse, ma cambiano con l'angolo di flessione o estensione. Pollo *et al.* (2003) hanno contestato questa descrizione, affermando che si verifica solo nel ginocchio scarico e che durante la deambulazione, la tibia si muove all'indietro rispetto al femore mentre il ginocchio si flette.

Nell'individuo normale, i movimenti del ginocchio sono flessione ed estensione, con una piccola quantità di rotazione interna ed esterna. Abduzione e adduzione significative si osservano solo nei ginocchi lesionati. Quando il ginocchio raggiunge la completa estensione, si verifica una rotazione esterna di alcuni gradi: il cosiddetto meccanismo di rotazione automatica o "svitamento".

L' articolazione *femoro-rotulea* si trova tra la superficie posteriore della rotula e la superficie anteriore del femore. La superficie articolare è costituita da una superficie poco profonda Cresta a V sulla rotula, che si inserisce in un solco poco profondo tra i condili mediale e laterale. Il movimento principale è lo scorrimento della rotula su e giù in questo solco, rispettivamente durante l'estensione e la flessione del ginocchio. Questo fa sì che diverse aree della rotula entrino in contatto con diverse parti delle superfici articolari del femore. Si verifica anche un certo movimento medio-laterale della rotula.

L' articolazione *della caviglia* o talocrurale ha tre superfici: superiore, mediale e laterale. La superficie superiore è l'articolazione principale dell'articolazione; è cilindrica e formata dalla tibia superiormente e dall'astragalo inferiormente. La superficie articolare mediale si trova tra l'astragalo e la faccia interna del malleolo mediale della tibia.

Di conseguenza, la superficie articolare laterale si trova tra l'astragalo e la superficie interna del malleolo laterale del perone.

I legamenti principali dell'articolazione della caviglia sono quelli tra tibia e perone, che impediscono a queste due ossa di allontanarsi, e i legamenti collaterali su entrambi i lati, tra i due malleoli e sia l'astragalo che il calcagno, che mantengono le superfici articolari a contatto. L'articolazione della caviglia, essendo cilindrica, ha un solo tipo di movimento significativo – dorsiflessione e plantarflessione – corrispondente alla flessione ed estensione delle altre articolazioni.

L' *articolazione sottoastragalica* o astragalo-calcaneare si trova tra l'astragalo superiormente e il calcagno inferiormente. Ha tre superfici articolari: due anteriori e una mediale e Una posteriore e una laterale. Un gran numero di legamenti collegano le due ossa tra loro e a tutte le ossa adiacenti. L'asse dell'articolazione è obliquo, principalmente in avanti ma anche verso l'alto e medialmente. Da un punto di vista funzionale, l'importanza dell'articolazione sottoastragalica risiede nel fatto che consente l'abduzione e l'adduzione (movimento in valgo/varo) del retropiede. Quando si esegue l'analisi del passo, è solitamente impossibile distinguere tra il movimento a livello dell'articolazione della caviglia e quello che avviene a livello dell'articolazione sottoastragalica ed è ragionevole fare riferimento al movimento che avviene a livello del "complesso caviglia/sottoastragalica". Questo movimento, in individui normali, include dorsiflessione, flessione plantare, abduzione e adduzione del retropiede, oltre a una piccola rotazione attorno all'asse longitudinale della gamba.

Le articolazioni *medio-tarsiche* si trovano tra ciascuna delle ossa tarsali e le ossa immediatamente adiacenti, creando una struttura molto complessa. Il movimento della maggior parte di queste articolazioni è molto limitato, poiché i legamenti le attraversano e le superfici articolari non sono conformate per movimenti ampi. Di conseguenza, le articolazioni medio-tarsiche possono essere considerate insieme per fornire un collegamento flessibile tra il retropiede e l'avampiede, consentendo un piccolo movimento in tutte le direzioni.

Le articolazioni *tarsometatarsiche*, tra il cuboide e i cuneiformi prossimalmente e i cinque metatarsi distalmente, sono in grado di compiere solo piccoli movimenti di scorrimento, a causa delle superfici articolari relativamente piatte e dei legamenti che uniscono i metatarsi tra loro e alle ossa tarsali. Sono presenti anche superfici articolari tra metatarsi adiacenti, ad eccezione di quello mediale.

Le articolazioni *metatarso-falangee* e *interfalangee* sono costituite da una superficie prossimale convessa che si inserisce in una superficie distale poco profonda e concava. Le articolazioni metatarso-falangee consentono l'abduzione e l'adduzione, nonché la flessione e l'estensione; le articolazioni interfalangee sono limitate dai loro legamenti alla flessione e all'estensione, con un range di flessione maggiore rispetto a quello di estensione. Durante la deambulazione, il movimento più importante in questa regione è l'estensione a livello delle articolazioni metatarso-falangee.

Nessuna descrizione dell'anatomia del piede è completa senza una menzione degli archi. Le ossa del piede sono tenute insieme da strutture legamentose, rinforzate da tendini muscolari, per formare una struttura flessibile che agisce come due robuste molle curve, una accanto all'altra. Questi sono gli archi longitudinali del piede e permettono la trasmissione del peso corporeo al...

Il terreno viene scaricato principalmente attraverso il calcagno posteriormente e le teste metatarsali anteriormente. Il mesopiede trasmette relativamente poco peso direttamente al terreno perché è sollevato, in particolare sul lato mediale. L'estremità posteriore di entrambi gli archi è il calcagno. L' *arco mediale* (Fig. 1.6) si estende verso l'alto attraverso l'astragalo e poi in avanti e gradualmente di nuovo verso il basso attraverso lo scafoide e i cuneiformi fino ai tre metatarsi mediiali, che formano l'estremità distale dell'arco. L' *arco laterale* (Fig. 1.8) passa in avanti dal calcagno attraverso il cuboide fino ai due metatarsi laterali.

Muscoli e tendini

I muscoli sono responsabili dei movimenti delle articolazioni. La maggior parte dei muscoli si attacca a ossa diverse alle due estremità e attraversa un'articolazione (*muscolo monoarticolare*), due articolazioni (*muscolo biarticolare*) o più articolazioni (*muscolo poliarticolare*). In molti casi l'attacco a una delle ossa copre un'area ampia, mentre all'altra estremità si restringe in un *tendine*, che è attaccato all'

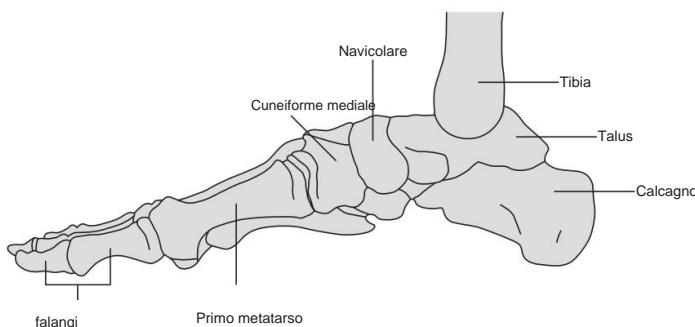


Fig. 1.6 Lato mediale del piede destro. L'arco mediale è costituito da calcagno, astragalo, scafoide, cuneiformi e tre metatarsi mediiali.

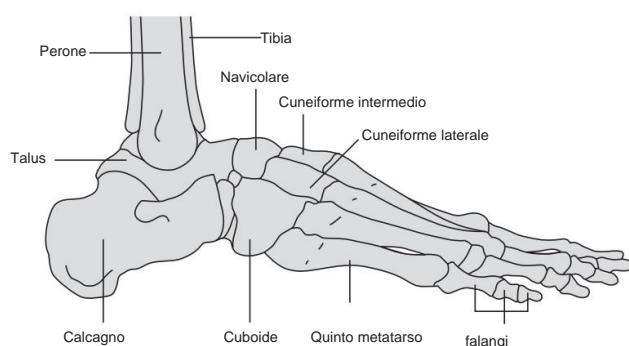


Fig. 1.7 Lato laterale del piede destro. L'arco laterale è costituito dal calcagno, dal cuboide e dai due metatarsi laterali.

altro osso. Si parla comunemente di un muscolo come se avesse un "origine" e un "inserzione", sebbene questi termini non siano sempre chiaramente definiti. Legamenti e tendini sono ovviamente simili e spesso vengono confusi. In generale, i legamenti collegano due ossa, mentre i tendini collegano i muscoli alle ossa.

La descrizione che segue fornisce brevi dettagli sui muscoli del bacino e degli arti inferiori, comprese le loro azioni principali. La maggior parte dei muscoli ha anche azioni secondarie, che possono variare a seconda della posizione delle articolazioni, in particolare nel caso dei muscoli biarticolari. I muscoli più grandi e superficiali sono illustrati nella Figura 1.8.

Muscoli che agiscono solo sull'articolazione dell'anca

1. *Il grande psoas* origina dalla parte anteriore delle vertebre lombari. *L'iliaco* origina dalla parte interna del bacino. I due tendini si uniscono per formare l' *iliopsoas*, inserito sul piccolo trocantere del femore; l'azione principale di questi due muscoli è quella di flettere l'anca.
2. *Il grande gluteo* origina dalla parte posteriore del bacino e si inserisce nella parte posteriore della diafisi del femore, vicino alla sua sommità; estende l'anca.
3. *Il gluteo medio* e *il gluteo piccolo* originano dal lato del bacino e si inseriscono nel grande trocantere del femore; abducono principalmente l'anca.
4. *L'adduttore grande*, *l'adduttore breve* e *l'adduttore lungo* originano tutti dall'ischio e dal pube del bacino. Si inseriscono lungo una linea lungo il lato mediale del femore e adducono l'anca.
5. *Il quadrato del femore*, *il piriforme*, *l'otturatore interno*, *l'otturatore esterno*, *il gemello superiore* e *il gemello inferiore* hanno origine nel bacino e si inseriscono vicino alla parte superiore del femore; tutti ruotano esternamente il femore, sebbene la maggior parte abbia anche azioni secondarie.
6. *Il muscolo pettineo* origina dal pube del bacino; decorre lateralmente e si inserisce sulla parte anteriore del femore, vicino al piccolo trocantere; flette e adduce l'anca.

La rotazione interna del femore non è stata menzionata nell'elenco precedente; viene realizzata come azione secondaria dal gluteo medio, dal gluteo piccolo, dal grande psoas, dall'iliaco, dal pettineo e dal tensore della fascia lata (descritto di seguito).

Muscoli che agiscono sulle articolazioni dell'anca e del ginocchio

1. *Il retto femorale* origina dalla spina iliaca antero-inferiore del bacino e si inserisce sul tendine del quadricipite; flette l'anca e fa parte del *quadricipite*, un gruppo di quattro muscoli che estendono il ginocchio.
2. *La fascia tensore lata* origina dal bacino vicino alla spina iliaca antero-superiore e si inserisce nel tratto ileo-tibiale, un'ampia fascia di tessuto fibroso

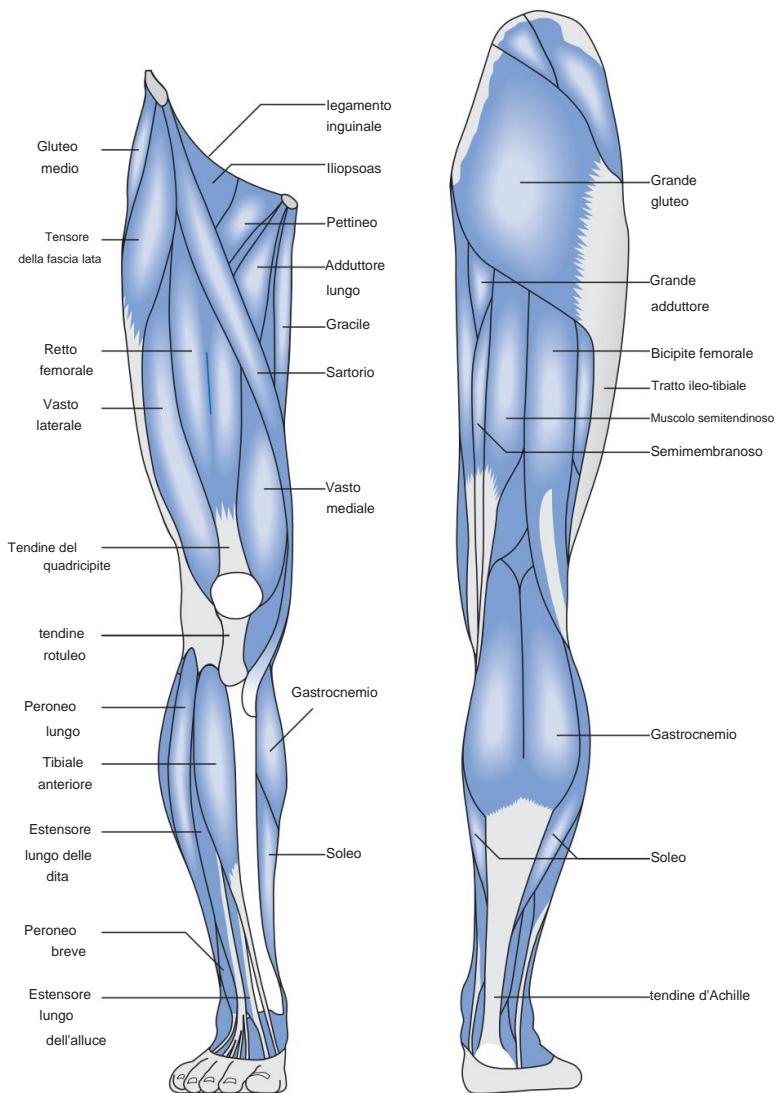


Fig. 1.8 Muscoli superficiali della gamba destra.

Tessuto che corre lungo la parte esterna della coscia e si attacca alla testa del perone. Il muscolo abduce l'anca e il ginocchio.

3. *Il sartorio* è un muscolo a forma di cinghia che origina dalla spina iliaca antero-superiore del bacino e si avvolge attorno alla parte anteriore della coscia, per inserirsi sulla parte anteriore della tibia, sul suo lato mediale; è principalmente un flessore dell'anca.
4. *Il semimembranoso* e *il semitendinoso* sono due muscoli posteriori della coscia; entrambi hanno origine dalla tuberosità ischiatica del bacino e si inseriscono nel condilo mediale della tibia; estendono l'anca e flettono il ginocchio.
5. *Il bicipite femorale* è il terzo muscolo posteriore della coscia; ha due origini: il "capo lungo" proviene dalla tuberosità ischiatica e il "capo corto" dalla parte centrale del

la diafisi del femore. Si inserisce nel condilo laterale della tibia ed è un estensore dell'anca e un flessore del ginocchio.

6. *Il muscolo gracile* corre lungo il lato mediale della coscia, dal pube fino alla parte posteriore della tibia, sul suo lato mediale; adduce l'anca e flette il ginocchio.

Muscoli che agiscono solo sull'articolazione del ginocchio

1. *Il vasto mediale, il vasto intermedio e il vasto laterale* sono tre elementi del muscolo quadricipite. Originano tutti dalla parte superiore del femore, rispettivamente sui lati mediale, anteriore e laterale. Il quarto elemento del quadricipite è il retto femorale, descritto in precedenza. I quattro muscoli si uniscono per formare il tendine del quadricipite. Questo circonda la rotula e prosegue oltre di essa come tendine rotuleo, che si inserisce sul tubercolo tibiale.
Il quadricipite è l'unico muscolo che estende il ginocchio.
2. *Il popliteo* è un piccolo muscolo situato dietro il ginocchio; si flette e aiuta a sbloccare il ginocchio ruotando internamente la tibia all'inizio della flessione.

Muscoli che agiscono sulle articolazioni del ginocchio e della caviglia

1. *Il gastrocnemio* origina dalla parte posteriore dei condili mediale e laterale del femore; il suo tendine si unisce a quello del soleo (e talvolta anche al plantare) per formare il *tendine di Achille*, che si inserisce posteriormente al calcagno. L'azione principale di questi muscoli è la flessione plantare della caviglia, sebbene il gastrocnemio sia anche un flessore del ginocchio.
2. *Il muscolo plantare* è un muscolo molto sottile che decorre in profondità rispetto al gastrocnemio, dal condilo laterale del femore al calcagno; è un debole flessore plantare della caviglia.

Muscoli che agiscono sulla caviglia e sulle articolazioni sottoastragaliche

1. *Il soleo* origina dalla superficie posteriore della tibia, del perone e dei muscoli profondi del polpaccio. Il suo tendine si unisce a quello del gastrocnemio (e talvolta del plantare) per flettere plantarmente la caviglia. Il soleo e il gastrocnemio insieme formano il *tricipite della sura*.
2. *L'estensore lungo dell'alluce, l'estensore lungo delle dita, il tibiale anteriore e il peroneo terzo* formano il gruppo tibiale anteriore. Originano dalla faccia anteriore di tibia e perone e dalla membrana interossea. I primi due si inseriscono nelle dita del piede, di cui estendono le fibre; gli ultimi due si inseriscono nelle ossa tarsali e sollevano il mesopiede medialmente (tibiale anteriore) o lateralmente (peroneo terzo). Il tibiale anteriore è il principale dorsiflessore della caviglia; gli altri sono dorsiflessori deboli.
3. *Il flessore lungo dell'alluce, il flessore lungo delle dita, il tibiale posteriore, il peroneo lungo e il peroneo breve* sono i muscoli profondi del polpaccio e originano tutti dalla parte posteriore della tibia, del perone e della membrana interossea. I primi due sono flessori delle dita del piede; i peronei sono sul lato laterale e estroflettono il piede;

Il tibiale posteriore si trova sul lato mediale e lo inverte. Tutti e cinque i muscoli sono deboli flessori plantari della caviglia.

Muscoli all'interno del piede

1. *L'estensore breve delle dita* e gli *interossei dorsali* si trovano sul dorso del piede; il primo muscolo estende le dita, mentre i secondi le abducono e le flettono.
2. *Il flessore breve delle dita*, *l'adduttore dell'alluce* e *l'adduttore del mignolo* formano lo strato superficiale della pianta del piede; flettono le dita e abducono rispettivamente l'alluce e il mignolo.
3. *Il flessore accessorio*, *il flessore breve dell'alluce* e *il flessore breve del minimo delle dita* formano uno strato intermedio nella pianta del piede; insieme flettono tutte le dita.
4. L' *adduttore dell'alluce* è diviso in due parti: il capo obliquo e quello trasverso. adduce l'alluce.
5. Gli *interossei plantari* e i *lombicali* si trovano nello strato più profondo della pianta del piede; i primi adducono e flettono le dita, i secondi flettono le falangi prossimali ed estendono quelle distali.

I cinque gruppi di muscoli sopra menzionati sono noti nel loro insieme come *muscoli intrinseci* del piede.

Midollo spinale e nervi spinali

Il *midollo spinale* è un'estensione del cervello e svolge un ruolo attivo nell'elaborazione dei segnali nervosi. Come il cervello stesso, è costituito da sostanza bianca, costituita da fasci di fibre nervose, e da sostanza grigia, che contiene numerosi corpi cellulari e terminazioni nervose, dove avvengono le sinapsi (connessioni) tra le cellule nervose. Il midollo spinale si trova all'interno del canale spinale, formato anteriormente dai corpi vertebrali e posteriormente dagli archi neurali delle vertebre (Fig. 1.9). Le vertebre sono divise in quattro gruppi: cervicale (7 vertebre), toracica (12), lombare (5) e sacrale (5). È consuetudine utilizzare nomi abbreviati; ad esempio, la quarta vertebra toracica è nota come "T4".

Il midollo spinale è più corto del canale spinale, terminando negli adulti approssimativamente all'altezza della prima vertebra lombare (L1) e nei bambini leggermente più in basso. Oltre l'estremità del midollo spinale si trova un fascio di nervi noto come *cauda equina*, costituito dalle radici nervose che entrano ed escono dai livelli inferiori del canale spinale (Fig. 1.10). Ci sono otto radici nervose cervicali ma solo sette vertebre cervicali; ciascuna radice nervosa, tranne l'ottava, emerge al di sopra della vertebra corrispondente. Nel resto della colonna vertebrale, le radici nervose emergono al di sotto delle vertebre corrispondenti.

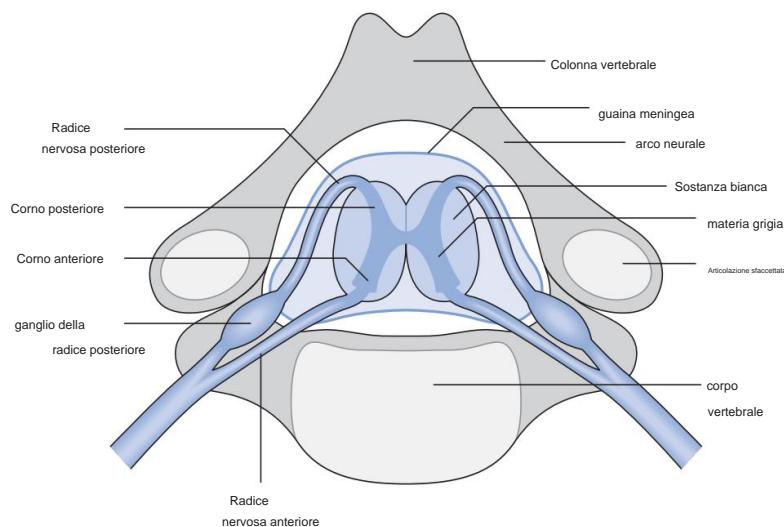


Fig. 1.9 Sezione trasversale di vertebre, midollo spinale e radici nervose.

L'organizzazione dei *neuroni* (cellule nervose) del midollo spinale e dei nervi periferici è estremamente complessa. È possibile fornirne qui solo una breve panoramica, sebbene ulteriori dettagli saranno forniti nella sezione di fisiologia più avanti in questo capitolo. I neuroni principali responsabili della contrazione muscolare discendono dall'encefalo come *motoneuroni superiori* nei tratti "descendenti" del midollo spinale. Al livello spinale appropriato, entrano nella sostanza grigia e si collegano con i *motoneuroni inferiori*, chiamati anche neuroni *efferenti*. Gli assoni (fibre nervose) di queste cellule escono dal midollo spinale attraverso la *radice anteriore*, si uniscono ad altre radici spinali e poi si dividono in nervi sempre più piccoli, raggiungendo infine il muscolo stesso.

Le fibre nervose passano anche nella direzione opposta, dai muscoli, dalla pelle e da altre strutture al midollo spinale. Entrano nel midollo spinale dalla *radice posteriore*, dopo aver attraversato il *ganglio della radice posteriore*, un rigonfiamento che contiene i corpi cellulari dei neuroni. Questi neuroni *afferenti* trasmettono molti tipi diversi di informazioni sensoriali. Alcuni si collegano con le fibre nervose che risalgono il midollo spinale fino all'encefalo nei tratti "ascendenti", mentre altri formano sinapsi con altre cellule nervose allo stesso livello spinale o a livelli adiacenti.

Le connessioni presenti nel midollo spinale sono responsabili dei riflessi spinali, di cui parleremo più avanti.

Quando il midollo spinale viene danneggiato da un incidente o da una malattia, le conseguenze dipendono sia dal livello spinale in cui si è verificato il danno sia dal fatto che il midollo sia stato sezionato totalmente o parzialmente. Un'ampia varietà di disabilità può derivare dalla distruzione incompleta del midollo spinale. Se il midollo è completamente sezionato, i motoneuroni superiori non sono in grado di controllare i gruppi muscolari a quel livello o al di sotto di esso, perdendo così il controllo volontario di tali muscoli. Si verifica anche una perdita totale della sensibilità al di sotto del livello del danno.

Tuttavia, a livelli inferiori all'area danneggiata, di solito si ha la conservazione di

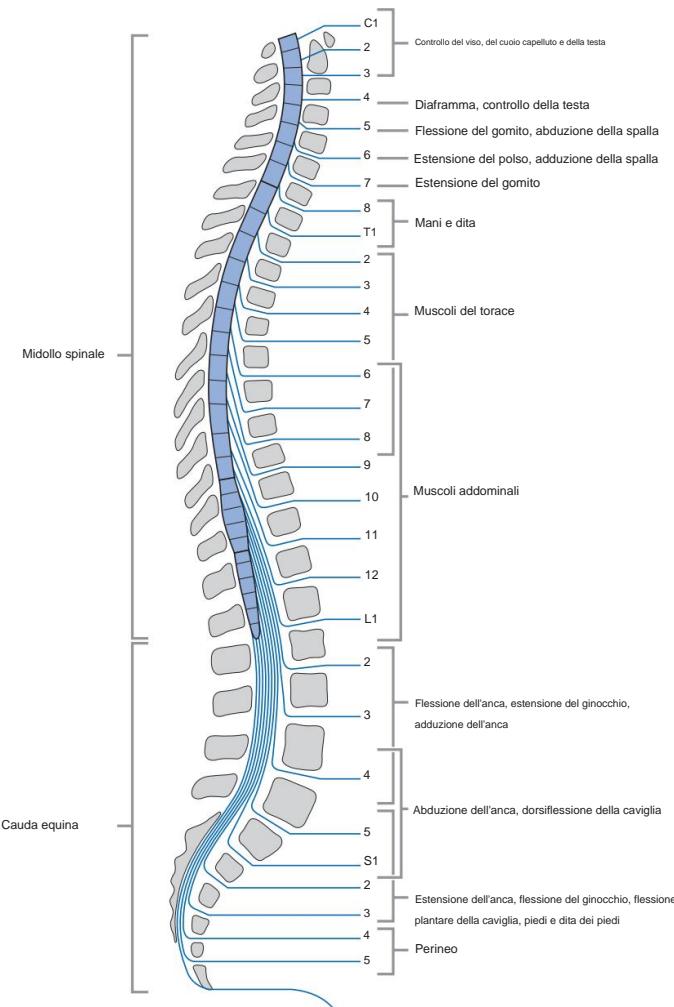


Fig. 1.10 Midollo spinale e nervi spinali, con le principali funzioni svolte.

i motoneuroni inferiori, i nervi sensoriali e i riflessi spinali. Una lesione alla colonna vertebrale al di sotto di L1 danneggerà la cauda equina, piuttosto che il midollo spinale. La cauda equina è composta da motoneuroni inferiori e fibre sensoriali e un danno a essa produce un quadro clinico completamente diverso da quello di un danno al midollo spinale stesso.

I pazienti paralizzati a livello della colonna cervicale sono *tetraplegici* o *tetraplegici*, con paralisi di braccia e gambe. In caso di lesione cervicale al di sopra di C4, anche il diaframma è paralizzato, rendendo difficile o impossibile la respirazione e le probabilità di sopravvivenza sono scarse. A livello cervicale inferiore, una parte della funzionalità del braccio o della mano è preservata. Quando il danno al midollo spinale è a livello toracico o lombare, solo le gambe sono paralizzate e il paziente è *paraplegico*. Quando è danneggiata solo la cauda equina, il paziente ha una paraplegia incompleta e può essere in grado di camminare indossando una qualche forma di ortesi (un supporto esterno,

Noto anche come tutore o calibro). Il termine "ortesi" era un tempo sinonimo di "ortesi", ma l'uso attuale lo limita alle solette ortopediche, utilizzate all'interno delle scarpe. I pazienti con paralisi limitata a un lato del corpo sono definiti *emiplegici*. A volte il suffisso "-paretico" può essere utilizzato al posto di "-plegico", a indicare una paralisi incompleta.

L'area cutanea servita dai nervi sensoriali provenienti da una specifica radice spinale è nota come *dermatomero*. La distribuzione dei dermatomeri per tutti i nervi spinali è mostrata nella Figura 1.11. Nelle gambe, la superficie anteriore è innervata dai segmenti spinali superiori e quella posteriore da quelli inferiori; è probabile che la perdita di sensibilità a livello dei glutei e del perineo segua una lesione spinale a quasi tutti i livelli.

nervi periferici

Emergendo dal midollo spinale, le radici spinali provenienti da livelli adiacenti formano una rete nota come *plesso*. I nervi periferici che emergono da tale plesso contengono solitamente fibre nervose provenienti da diverse radici spinali adiacenti.

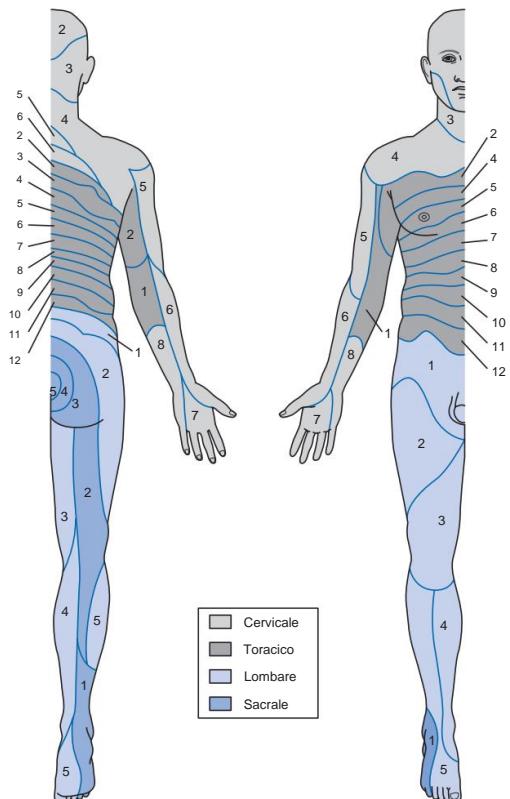


Fig. 1.11 Distribuzione sensoriale (dermatomeri) delle radici dei nervi spinali.

i nervi periferici che innervano i muscoli della deambulazione provengono tutti da *plesso lombare* o *plesso sacrale*. La Tabella 1.1 fornisce brevi dettagli sul movimento e distribuzione sensoriale dei nervi che originano dal plesso lombare e dalla Tabella 1.2 le informazioni corrispondenti per il plesso sacrale (a volte chiamato *plesso lombosacrale*).

FISIOLOGIA

Anche in questo caso, il testo che segue ha solo lo scopo di fornire una panoramica dei più aspetti importanti della fisiologia che si applicano all'andatura. Ci sono molti buoni libri di testo sull'argomento; l'autore ne utilizza uno di Guyton (1991).

Tabella 1.1 Distribuzione dei nervi che originano dalla regione lombare plesso

Nervo	Origine	Motore	Sensoriale
Nervi lombari anteriori	L2–3	Grande psoas	—
Ilioipogastrico	T12–L1	Parete addominale	Parete addominale Glutei laterali
Ilioinguinale	T12–L1	Parete addominale	Parete addominale coscia superiore Genitali
Genitofemorale	L1–2	Genitali	coscia superiore (anteriore) Genitali
Cutaneo femorale laterale	L2–3	—	coscia superiore (laterale)
Femorale	L2–4	Iliaco Pettineo Sartorio Reatto femorale Vasto laterale	coscia anteriore coscia mediale Gamba mediale Piede mediale Articolazione dell'anca
—Safeno	L2–4	—	Vasto intermedio Articolazione del ginocchio Vasto mediale Gamba mediale Piede mediale
Otturatore	L2–4	Otturatore esterno Mediale della coscia Pettineo Adduttore lungo Adduttore breve Grande adduttore Gracile	Articolazione del ginocchio Articolazione dell'anca Articolazione del ginocchio

Tabella 1.2 Distribuzione dei nervi che originano dal sacro plesso

Nervo	Origine	Motore	Sensoriale
Gluteo superiore	L4–S1	Gluteo medio Gluteo medio Tensore della fascia lata	—
Gluteo inferiore	L5–S2	Grande gluteo	—
Nervo del piriforme	S1–2	Piriforme	—
Nervo del quadrato del femore L4–S1		Articolazione dell'anca del quadrato femorale	
Nervo dell'otturatore interno L5–S2		Gemello inferiore Otturatore interno –	
		Gemello superiore	
Perforazione cutanea	S2–3	—	Gluteo mediale
Cutaneo posteriore	S1–3	—	Gluteo inferiore Coscia posteriore parte superiore del polpaccio
Sciatico	L4–S3	Bicipite femorale Semimembranoso Muscolo semitendinoso	Articolazione del ginocchio
– Tibiale	L4–S3	Grande adduttore Gastrocnemio Plantare Soleo Popliteo Tibiale posteriore Flettere il muscolo lungo Flex hall longus	gamba inferiore (posteriore) Piede posteriore Piede laterale Articolazione del ginocchio Articolazione della caviglia
– –Plantare mediale		Abduttore dell'alluce Flex dig brevis Flex hall brevis	Piede mediale dita distali dei piedi articolazioni tarsali
– –Plantare laterale		Muscoli rimanenti Piede laterale di piede	articolazioni tarsali
– –Peroneo comune	L4–S2	–	Articolazione del ginocchio
– –Peroneo superficiale		Peroneo lungo Peroneo breve	gamba anteriore Piede dorsale
– –Peroneo profondo		Tibiale anteriore Sala esterna longus Ext dig brevis Ext dig longus Peroneo terzo	Alluce Secondo dito del piede Articolazione della caviglia articolazioni tarsali
Pudendo	S2–4	Perineo	Genitali

Nervi

Si è già parlato della cellula nervosa o *neurone*, l'elemento base del sistema nervoso. Sebbene i neuroni in diverse parti del sistema nervoso i sistemi variano notevolmente nella struttura, sono tutti costituiti da quattro elementi di base (Fig. 1.12): *dendriti*, *corpo cellulare*, *assone* e *terminazioni presinaptiche*. Gli impulsi nervosi sono

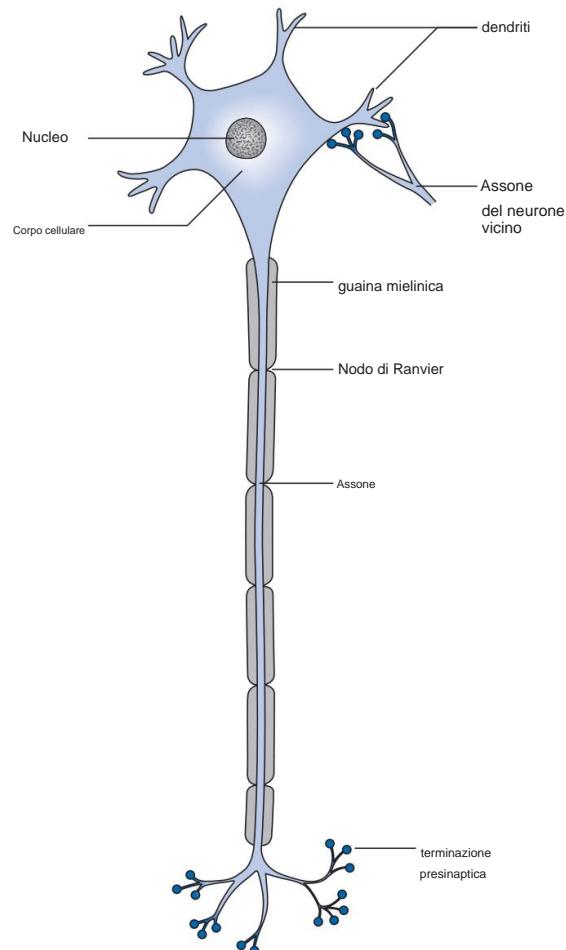


Fig. 1.12 Struttura di un neurone.

Condotti dai dendriti al corpo cellulare e da lì lungo l'assone fino alle terminazioni presinaptiche. Queste contengono piccolissime quantità di una sostanza chimica nota come *neurotrasmettore*, che viene rilasciata e attraversa un piccolo spazio noto come *sinapsi*, per stimolare il dendrite di un altro neurone. All'interno del cervello e del midollo spinale, i dendriti sono stimolati a produrre impulsi nervosi dagli assoni di altre cellule e, a loro volta, l'impulso nervoso inviato lungo l'assone stimola i dendriti di altri neuroni. I nervi periferici contengono *motoneuroni*, i cui assoni stimolano le fibre muscolari, e *neuroni sensoriali*, in cui i dendriti sono stimolati dagli organi di senso.

Il cervello e il midollo spinale sono costituiti da milioni di neuroni, collegati tra loro in una rete vasta e complessa. Un singolo nervo periferico è costituito dagli assoni e dai dendriti di centinaia o addirittura migliaia di singoli neuroni.

neuroni. I tessuti del cervello, del midollo spinale e dei nervi periferici contengono anche un certo numero di altri tipi di cellule note come *neuroglia*, le cui funzioni

servono a fornire supporto fisico ai neuroni o a svolgere diverse funzioni di manutenzione.

I *motoneuroni superiori* originano in diverse aree del cervello, ma in particolare in un'area nota come corteccia motoria, e attraversano il midollo spinale fino al livello appropriato, attraversando l'altro lato a un certo punto del loro percorso. All'interno del corno anteriore della materia grigia, i motoneuroni superiori stabiliscono sinapsi con i motoneuroni inferiori, così come con un gran numero di altri neuroni, che prendono parte al complesso sistema di controllo motorio.

I *motoneuroni inferiori* o neuroni efferenti hanno origine nelle corna anteriori del midollo spinale, che emerge dalle radici spinali anteriori, si estende lungo i nervi periferici fino ai muscoli. L'assone di solito si ramifica all'estremità distale, dove si accoppia con le cellule muscolari in corrispondenza di diverse *placche motrici*. L'impulso nervoso provoca la contrazione del muscolo, attraverso un processo che verrà descritto in seguito.

I *nervi sensoriali* originano dagli organi di senso della pelle, delle articolazioni, dei muscoli e di altre strutture. L'organo di senso stesso stimola l'estremità del dendrite del neurone afferente. Il dendrite di solito inizia con una serie di rami; questi si uniscono e risalgono lungo il nervo periferico per entrare nella radice posteriore del midollo spinale. Il corpo cellulare si trova nel *ganglio della radice posteriore* (Fig. 1.9) e l'assone si estende da questo ganglio fino al midollo spinale stesso, terminando solitamente nel corno posteriore della sostanza grigia, dove fa sinapsi con altri neuroni. Oltre alle familiari sensazioni di tatto, temperatura, dolore e vibrazione, i nervi sensoriali trasportano anche segnali *proprioettivi*, che vengono utilizzati per il feedback nel controllo degli arti. Questi segnali includono la posizione delle articolazioni e la tensione nei muscoli e nei legamenti.

Il termine "*impulso nervoso*" è stato utilizzato in precedenza senza alcuna spiegazione ed è ora di colmare questa lacuna. La natura dell'impulso nervoso è un po' difficile da comprendere, trattandosi di un processo elettrochimico complesso.

Esistono diverse concentrazioni di ioni tra l'interno delle cellule (di tutti i tipi) e il fluido extracellulare circostante. (Gli ioni sono atomi o molecole che hanno guadagnato o perso uno o più elettroni, diventando elettricamente carichi.) Lo strato esterno di una cellula è noto come *membrana cellulare*; è in gran parte impermeabile agli ioni sodio e quelli che penetrano vengono "pompati" fuori. L'interno della cellula contiene grandi ioni caricati negativamente, come le proteine, che non sono in grado di attraversare la membrana cellulare. L'elevata concentrazione di ioni sodio caricati positivamente all'esterno della cellula, e di ioni negativi al suo interno, causa una compensazione automatica, che si traduce in un'elevata concentrazione di ioni potassio all'interno della cellula e di ioni cloruro all'esterno. L'interno della cellula ha quindi maggiori concentrazioni di potassio e grandi ioni negativi, mentre l'esterno ha più sodio e cloruro. Il risultato di questi squilibri nella concentrazione ionica è una differenza di tensione tra l'interno e l'esterno della cellula, attraverso lo spessore della membrana cellulare. Questo *potenziale di membrana* può essere misurato inserendo un elettrodo sufficientemente piccolo.

Il potenziale di membrana a riposo normale di un neurone è di circa -70 mV, il segno negativo indica che l'interno della cellula è negativo rispetto all'esterno.

Tutte le cellule del corpo presentano un potenziale di membrana, ma le cellule nervose e muscolari differiscono dalle altre cellule in quanto possono manipolarlo, alterando la permeabilità della membrana cellulare agli ioni sodio e potassio. Questo è il meccanismo mediante il quale si propagano sia gli impulsi nervosi che la contrazione muscolare. Se il potenziale di membrana viene abbassato di circa 20 mV, la membrana diventa improvvisamente estremamente permeabile agli ioni sodio, che entrano rapidamente dal fluido extracellulare. Mentre questi ioni entrano, il potenziale di membrana viene invertito a circa +40 mV e si dice che la membrana è *depolarizzata*. L'aumento della permeabilità agli ioni sodio è di breve durata ed è seguito da un aumento della permeabilità agli ioni potassio, che lasciano la cellula, ripristinando così l'equilibrio ionico e riportando il potenziale di membrana a -70 mV. Il numero effettivo di ioni che attraversano la membrana cellulare è piccolo e la composizione complessiva della cellula non viene influenzata in misura apprezzabile; è solo quando gli ioni sodio sono entrati, ma prima che gli ioni potassio siano usciti, che il potenziale di membrana viene invertito. Questa variazione del potenziale di membrana di circa 110 mV, da -70 mV a +40 mV, è nota come *potenziale d'azione*.

In circostanze normali, un potenziale d'azione in un neurone inizia nelle sinapsi, in risposta ai neurotrasmettitori rilasciati dalle terminazioni presinaptiche degli assoni di altri neuroni. Alcuni di questi sono eccitatori, il che significa che riducono il potenziale di membrana, mentre altri sono inibitori, in quanto lo aumentano. Questa combinazione di influenze eccitatorie e inibitorie permette l'addizione e la sottrazione di impulsi nervosi. Se l'effetto complessivo delle varie influenze eccitatorie e inibitorie causa una diminuzione del potenziale di membrana di circa 20 mV, si verificherà un potenziale d'azione in quella regione del neurone. Questo potenziale d'azione si diffonde dalla sua origine, attraversa il corpo cellulare e corre lungo l'assone fino alla sua terminazione.

Il potenziale d'azione è un fenomeno "tutto o niente", la cui entità e forma sono indipendenti dall'intensità dello stimolo, purché sia superiore alla soglia; non esistono potenziali d'azione "più grandi" o "più piccoli". Tuttavia, la spaziatura dei potenziali d'azione può variare; un nervo può attraversare potenziali d'azione uno dopo l'altro, in rapida successione, o solo occasionalmente e separati da lunghi intervalli. Pertanto, è la frequenza degli impulsi nervosi, non la loro entità, a fornire informazioni sulla forza con cui il muscolo deve essere contratto, ad esempio, o sulla temperatura della pelle.

La Figura 1.13 mostra un potenziale d'azione che passa lungo un assone da sinistra a destra. Al suo bordo d'attacco, gli ioni sodio entrano nell'assone, producendo una regione a polarità invertita. Al bordo d'uscita del potenziale d'azione, gli ioni potassio lasciano l'assone e il potenziale di membrana viene ripristinato. La regione depolarizzata ha un potenziale di membrana di +40 mV, mentre le regioni circostanti hanno un potenziale di membrana di circa -70 mV. Questo è equivalente a una piccola batteria.

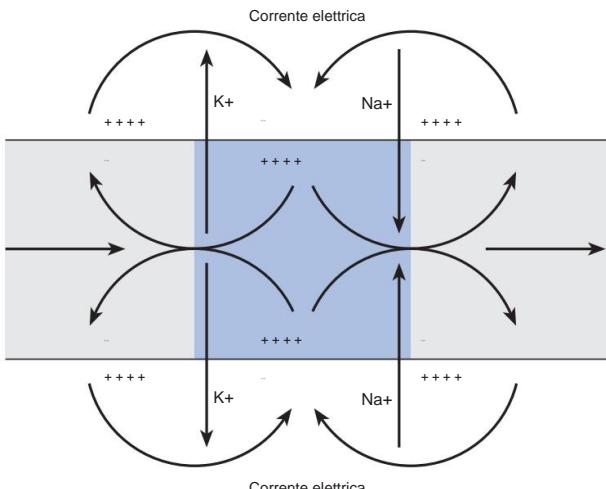


Fig. 1.13 Propagazione di un potenziale d'azione lungo un assone. La corrente elettrica fluisce dalle regioni positive (+) alle regioni negative (-). La regione depolarizzata è colorata in blu.

producendo 110 mV, una corrente elettrica scorre tra la regione depolarizzata e le regioni normali circostanti della membrana cellulare. Il passaggio di questa corrente elettrica provoca una caduta del potenziale di membrana sufficiente a generare un potenziale d'azione nella regione normalmente polarizzata antistante, consentendo al potenziale d'azione di diffondersi lungo il nervo. La regione immediatamente dietro un potenziale d'azione diventa *refrattaria*, il che significa che non può essere nuovamente stimolata per alcuni millisecondi, quindi il potenziale d'azione si muove solo in una direzione.

La descrizione finora ha ignorato il fatto che molte fibre nervose, in particolare quelle necessarie per inviare impulsi rapidamente su lunghe distanze, sono racchiuse in una *guaina mielinica*, come mostrato in Figura 1.12. La mielina è una sostanza grassa che circonda le fibre nervose, sia assoni che dendriti, come una serie di guaine, separate da spazi vuoti noti come *nodi di Ranvier*. Poiché la mielina è un isolante, impedisce alla corrente elettrica di attraversare la membrana cellulare in prossimità di un'area di depolarizzazione, costringendola invece a passare attraverso il nodo di Ranvier successivo, situato a una certa distanza lungo la fibra nervosa. L'effetto di ciò è che il potenziale d'azione si trasmette lungo la fibra con una serie di salti, noti come *conduzione saltatoria*, molto più veloci della propagazione continua osservata nelle fibre amieliniche. Diverse malattie neurologiche, in particolare la sclerosi multipla, sono associate alla perdita di mielina dalle fibre nervose, con gravi conseguenze per il funzionamento del sistema nervoso.

La velocità di propagazione degli impulsi nervosi dipende da due fattori: il diametro della fibra nervosa e la sua presenza o meno di mielina. Nel sistema nervoso si riscontrano tre velocità di propagazione delle fibre, note come tipo A, B e C. Le fibre di tipo A sono tutte mielinizzate e si dividono ulteriormente in tre categorie in base alla loro velocità di conduzione:

- alfa ($\bar{\gamma}$), circa 100 m/s • beta ($\bar{\gamma}$),
circa 60 m/s • gamma ($\bar{\gamma}$), circa
40 m/s.

Le fibre di tipo B e C sono amieliniche con velocità di conduzione rispettivamente di circa 10 m/s e 2 m/s. Le fibre di tipo A sono le più importanti nell'analisi del cammino, in particolare le fibre alfa, utilizzate per i nervi motori diretti ai muscoli e per i nervi sensoriali più veloci, come quello tattile. Le fibre gamma sono di particolare importanza nella fisiologia muscolare e saranno trattate più avanti.

Quando una fibra nervosa amielinica viene danneggiata, il recupero funzionale è solitamente impossibile a causa della formazione di tessuto cicatriziale. Per questo motivo, il recupero funzionale neuronale in seguito a un danno al cervello o al midollo spinale è molto limitato, sebbene la funzione possa essere parzialmente ripristinata mediante l'uso di vie neurologiche alternative. Le fibre mieliniche possono recuperare, a condizione che il corpo cellulare rimanga vivo e le guaine mieliniche rimangano allineate; la fibra nervosa ricresce lungo la guaina al ritmo di pochi millimetri a settimana. In pratica, se un nervo completo viene diviso e ricollegato, la maggior parte delle fibre nervose entrerà nelle guaine mieliniche sbagliate, sebbene un numero sufficiente possa essere correttamente collegato per fornire una funzione sensoriale e motoria utile.

Muscoli

Il corpo umano contiene tre tipi di muscoli: lisci, cardiaci e scheletrici. La descrizione che segue riguarda il *muscolo scheletrico*, noto anche come muscolo volontario o striato, responsabile del movimento degli arti.

Un muscolo è composto da centinaia di *fascicoli* (Fig. 1.14), che a loro volta sono costituiti da centinaia di *fibre muscolari*. Queste grandi cellule multinucleate (cellule con molti nuclei) sono le unità fondamentali del tessuto muscolare. La fibra è a sua volta composta da centinaia di *miofibrille*, che presentano un caratteristico aspetto striato (a strisce). Le striature sono dovute alla disposizione regolare dei *filamenti*, costituiti da due tipi di proteine: *actina* e *miosina*. È lo scorrimento di questi filamenti l'uno sull'altro, attraverso la formazione e la distruzione di ponti trasversali, che è responsabile della contrazione muscolare.

Le varie bande chiare e scure nella miofibrilla sono identificate da lettere. La sottile linea scura 'Z' è l'origine dei sottili filamenti di actina (Fig. 1.15). Questi sono intervallati dai filamenti di miosina più spessi, che formano la banda "A". La banda "I" e la zona "H" cambiano la loro ampiezza durante la contrazione muscolare, poiché rappresentano le aree in cui rispettivamente l'actina e la miosina *non si sovrappongono*: il loro nome è stato coniato prima che si comprendesse il processo di contrazione!

Esiste una disposizione estremamente complicata di membrane che circondano le miofibrille all'interno della fibra muscolare. È responsabile della

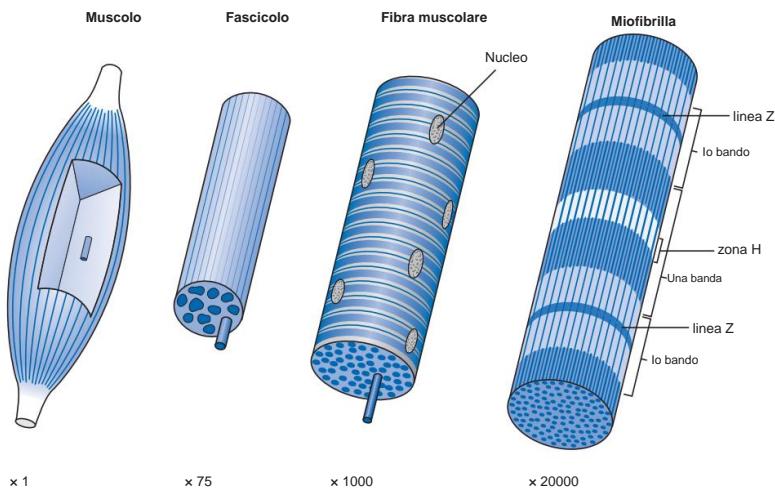


Fig. 1.14 Struttura macroscopica e microscopica del muscolo.

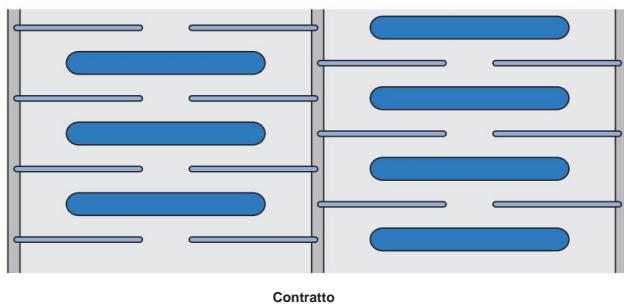
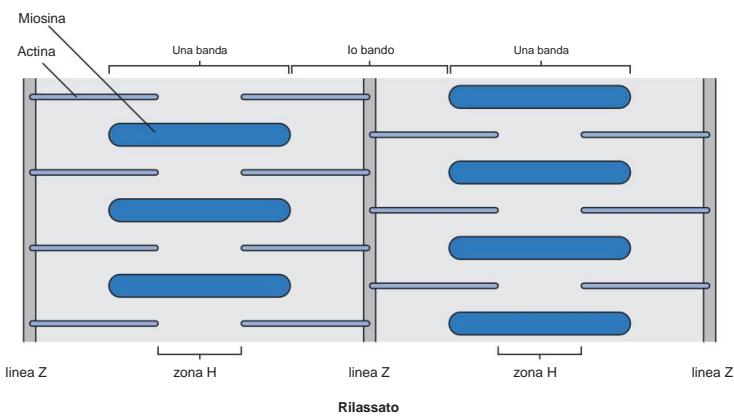


Fig. 1.15 Scivolamento dei filamenti di actina e miosina durante la contrazione muscolare.

Il trasporto di nutrienti e prodotti di scarto e la trasmissione del potenziale d'azione muscolare. All'esterno delle fibre muscolari si trovano i capillari sanguigni e i rami terminali dei nervi motori, che si collegano alle fibre muscolari attraverso le *placche motrici*, note anche come giunzioni neuromuscolari. In media, un singolo nervo motore si collega a circa 150 fibre muscolari, e la combinazione del neurone e delle fibre muscolari che innerva è nota come *unità motoria*.

Quando un potenziale d'azione passa lungo un nervo fino alla placca motrice, si verifica il rilascio della sostanza neurotrasmettitrice *acetilcolina* (ACh). Questa depolarizza la membrana cellulare della fibra muscolare e causa un'onda di depolarizzazione diffusa. Quando questo potenziale d'azione muscolare si diffonde in tutta la fibra muscolare, provoca il rilascio di ioni calcio, che sono l'innesco della contrazione muscolare. Si formano ponti trasversali tra le molecole di actina e miosina, che le avvicinano. La tensione viene mantenuta per un breve periodo, quindi rilasciata se non si verifica un ulteriore potenziale d'azione, gli ioni calcio vengono rimossi dalla *pompa del calcio*. L'attività elettrica dei potenziali d'azione muscolari può essere rilevata ed è nota come *elettromiogramma* (EMG).

L'energia per la contrazione muscolare deriva dal rilascio di un gruppo fosfato ad alta energia da una sostanza chimica nota come *adenosina trifosfato* (ATP). La rigenerazione dell'ATP richiede il dispendio di energia metabolica e l'incapacità di soddisfare la richiesta provoca affaticamento muscolare. Esistono due vie metaboliche coinvolte nella rigenerazione dell'ATP. Una utilizza le sostanze chimiche immagazzinate nella cellula (fosfocreatina e glucosio), senza bisogno di ossigeno, ed è nota come *anaerobica*; l'altra richiede che ossigeno e nutrienti entrino nelle fibre muscolari dal flusso sanguigno ed è nota come *aerobica*.

I processi anaerobici si esauriscono rapidamente, sebbene possano fornire brevi impulsi di contrazione potente. Per uno sforzo muscolare più prolungato, è necessario il metabolismo aerobico. Dopo la respirazione anaerobica, un muscolo avrà un *debito di ossigeno*, che dovrà essere "ripagato" dalla respirazione aerobica, per rimuovere l'acido lattico, che si accumula nel muscolo.

Se un singolo impulso nervoso stimola un muscolo, questo risponderà, dopo una breve pausa nota come *periodo di latenza*, con una breve contrazione nota come *scossa* (Fig. 1.16). Se il nervo motore trasmette un secondo impulso nervoso durante il periodo di latenza, non ha alcun effetto. Se il nervo viene stimolato ripetutamente ma c'è tempo sufficiente perché una scossa termini prima che si verifichi la successiva, la forza di contrazione aumenterà durante le prime contrazioni, un fenomeno noto come *treppe*. Se non c'è tempo sufficiente perché il muscolo si rilassi prima di essere stimolato nuovamente, la forza si accumulerà come *tetano*. (L'omonima malattia provoca contrazioni muscolari dovute a tossine batteriche.) Le contrazioni muscolari osservate durante l'andatura sono tutte tetaniche. La forza che un muscolo è in grado di generare in una contrazione tetanica dipende da diversi fattori, in particolare l'intensità della stimolazione, la sezione trasversale del muscolo, la velocità di contrazione e la direzione della contrazione. La forza massima si produce solitamente quando la lunghezza del muscolo è prossima alla sua lunghezza a riposo. Se un muscolo si accorcia fino alla sua lunghezza minima, la sua forza di contrazione si annulla ("*insufficienza attiva*"). Se il muscolo si allunga ben oltre la sua lunghezza a riposo,

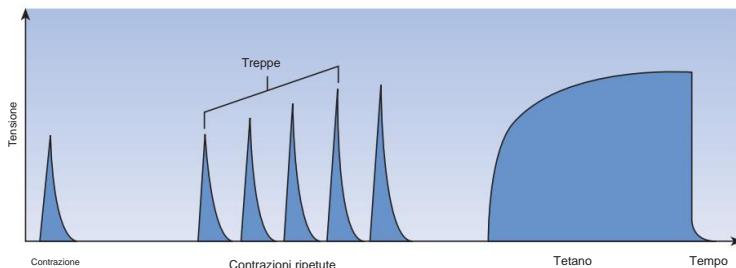


Fig. 1.16 Risposta di una singola fibra muscolare a una stimolazione singola e a stimolazioni ripetute a basse e alte frequenze.

sviluppa tensione passivamente attraverso lo stiramento, ma può essere sviluppata poca tensione attraverso la contrazione attiva ('*insufficienza passiva*').

Esistono diversi tipi di fibre muscolari, la cui suddivisione principale è in tipo I e II. Il tipo di fibra muscolare dipende dal tipo di stimolazione che la raggiunge lungo il nervo motore e, per questo motivo, tutte le fibre di una singola unità motoria sono dello stesso tipo. Le *fibre di tipo I* (a contrazione lenta) sono di colore scuro, si contraggono e si rilassano lentamente e sono resistenti alla fatica; sono utilizzate principalmente per le contrazioni prolungate necessarie al controllo della postura. Le *fibre di tipo II* (a contrazione rapida) sono di colore chiaro, si contraggono e si rilassano rapidamente e si affaticano facilmente. Sono utilizzate principalmente per brevi impulsi di contrazione intensa. A seconda della loro funzione nell'organismo, muscoli diversi presentano proporzioni diverse di fibre veloci e lente. Questo si osserva anche nel pollame, dove la "carne rossa" nei muscoli delle zampe viene utilizzata per una contrazione prolungata e la "carne bianca" nei muscoli delle ali per scatti di contrazione più potenti. Una modifica del modello di stimolazione causerà un cambiamento nel tipo di fibra nel giro di poche settimane, nonostante i tipi di fibra differiscano nella struttura effettiva della miosina. Questa capacità di alterare il tipo di fibra diventa molto importante quando la stimolazione elettrica viene utilizzata su muscoli paralizzati.

Quando un muscolo si contrae, non tutte le unità motorie sono attive contemporaneamente. Se è necessaria una contrazione più forte, vengono attivate altre unità motorie, un processo noto come *reclutamento*.

Se un muscolo genera tensione senza variare la sua lunghezza, la contrazione è detta *isometrica*. Se il muscolo varia la sua lunghezza ma la forza di contrazione rimane invariata, la contrazione è detta *isotonica*. Normalmente si pensa a un muscolo che si accorcia mentre si contrae: una *contrazione concentrica*. Tuttavia, è abbastanza comune, soprattutto durante l'andatura, che un muscolo produca tensione mentre si allunga: una *contrazione eccentrica*. Ad esempio, il quadricep subisce una contrazione eccentrica quando ci si siede. Il muscolo responsabile di una particolare azione è detto *agonista*. Se due o più muscoli agiscono insieme, sono detti *sinergici*; i muscoli che si oppongono agli agonisti sono detti *antagonisti*. Come regola generale, la contrazione di un gruppo muscolare provoca l'*inibizione reciproca* dei muscoli opposti.

Atrofia muscolare è il termine usato per descrivere la perdita di massa e forza di un muscolo quando non viene utilizzato. Se il nervo motore è intatto, le fibre muscolari...

diventano più piccole, ma il loro numero rimane invariato e il successivo ripristino della stimolazione muscolare porterà a un recupero completo della funzionalità. Questo accade, ad esempio, quando un arto viene ingessato a seguito di una frattura. Questo tipo di atrofia muscolare si verifica anche in caso di lesione del midollo spinale, in cui i motoneuroni superiori vengono distrutti ma i motoneuroni inferiori rimangono intatti. Al contrario, se il motoneurone inferiore viene distrutto, le fibre muscolari si restringono e vengono sostituite da tessuto fibroso. Questo porta a una forma irreversibile di atrofia muscolare, come quella osservata in seguito a poliomielite e a danni alla cauda equina o ai nervi periferici.

Riflessi spinali

I motoneuroni inferiori ricevono impulsi nervosi sia dal cervello che da altri neuroni presenti nel midollo spinale. Le due aree cerebrali principalmente coinvolte nella postura e nel movimento sono la *corteccia motoria*, responsabile del movimento volontario, e il *cervelletto*, responsabile della generazione di schemi di attività muscolare. La corteccia motoria e i nervi ad essa associati sono noti come *sistema piramidale*; il cervelletto e alcuni centri cerebrali associati, con le relative vie nervose, sono noti come *sistema extrapiramidale*. All'interno del midollo spinale stesso, l'influenza di altri neuroni dà origine ai *riflessi spinali*. Esistono anche generatori di schemi per ciascun arto all'interno del midollo spinale, in grado di produrre flessione ed estensione alternate.

Il cervello e i centri superiori esercitano un'influenza inibitoria sui riflessi spinali, che di conseguenza sono spesso molto deboli negli individui normali. Tuttavia, i riflessi possono diventare molto forti, a causa della perdita di questa inibizione, nei pazienti che hanno subito danni al cervello o al midollo spinale.

Uno dei riflessi spinali più importanti è il *riflesso da stiramento*, responsabile del riflesso rotuleo, quando il tendine rotuleo viene colpito da un piccolo martello. Quando un muscolo viene stirato, i *recettori da stiramento* al suo interno vengono stimolati, inviando impulsi nervosi al midollo spinale attraverso i neuroni sensoriali veloci. All'interno del midollo, questi neuroni formano sinapsi con i motoneuroni inferiori dello stesso muscolo e li stimolano, provocandone la contrazione. I recettori da stiramento si trovano all'interno dei *fusi neuromuscolari* e sono collegati a *fibre muscolari intrafusali molto piccole*, innervate da *motoneuroni gamma sottili e relativamente lenti*. Questi regolano la lunghezza del fuso neuromuscolare mentre il muscolo principale si contrae e si rilassa, in modo che continui a lavorare sull'intera gamma di lunghezze muscolari. Le fibre intrafusali sono anche in grado di alterare la "sensibilità" del recettore da stiramento. Il riflesso da stiramento fornisce un sistema di feedback per mantenere la posizione di un muscolo nonostante le variazioni della forza applicata.

Il riflesso da stiramento è insolito in quanto coinvolge una sola sinapsi, tra i neuroni sensoriali e motori, rendendolo un *riflesso monosinaptico*.

La maggior parte dei riflessi sono *polisinaptici*, coinvolgendo molti neuroni intermedi e

spesso coinvolgono neuroni su entrambi i lati del midollo spinale e a più di un livello spinale.

In parte a causa del riflesso di stiramento e in parte a causa di un continuo basso livello di attività nei motoneuroni, la maggior parte dei muscoli mostra una certa resistenza allo stiramento: questo è noto come *tono muscolare*. In alcuni individui questo effetto è esagerato, dando origine alla condizione clinica di *spasticità*, in cui il tono muscolare è molto elevato e piccoli movimenti dell'arto vengono contrastati da forti contrazioni muscolari. La spasticità è una causa importante di anomalie dell'andatura. Di solito deriva dalla perdita di parte o di tutta l'influenza inibitoria dei centri superiori sui riflessi spinali e si osserva spesso in pazienti con danni cerebrali (come nella paralisi cerebrale) o in seguito a lesioni del midollo spinale. Un fenomeno correlato, osservato anche nell'andatura, è *il clono*, in cui un muscolo produce una serie di contrazioni, una dopo l'altra, in risposta allo stiramento.

Molti tipi diversi di organi sensoriali nei tessuti sono responsabili dei riflessi spinali, tra cui quelli di particolare importanza nell'analisi dell'andatura sono il fuso neuromuscolare, menzionato in precedenza, e l' *organo del Golgi*. Quest'ultimo è un recettore di stiramento nei tendini che inibisce la contrazione muscolare se la forza applicata al tendine, attiva o passiva, diventa pericolosamente elevata. I recettori del dolore negli arti possono provocare il *riflesso di retrazione dei flessori*, in cui i muscoli flessori si contraggono e gli estensori si rilassano, sperando di allontanare l'arto da ciò che sta causando il dolore. Esiste anche un *riflesso estensore incrociato*, in cui la contrazione dei flessori da un lato è accompagnata dalla contrazione degli estensori dall'altro. Tuttavia, questo riflesso è molto debole negli esseri umani, anche dopo la resezione del midollo spinale.

Controllo motore

La deambulazione avviene attraverso un complesso e coordinato schema di segnali nervosi, inviati ai muscoli, che a loro volta muovono le articolazioni, gli arti e il resto del corpo. Il "generatore centrale di schemi", che produce questo schema di impulsi nervosi, non è localizzato in un unico punto, ma è costituito da reti di neuroni in varie parti del cervello e del midollo spinale. Gran parte della ricerca in questo ambito è stata condotta su animali da esperimento, ma vi sono alcune prove che la locomozione umana sia organizzata in modo simile a quella dei gatti, dove un sistema generatore di ritmo all'interno del midollo spinale è controllato da input neurali provenienti da "livelli superiori" nel cervello e riceve feedback da sensori presenti nei muscoli, nelle articolazioni e nella pelle delle zampe (Duysens & Van de Crommert, 1998).

BIOMECCANICA

La biomeccanica è una disciplina scientifica che studia i sistemi biologici, come il corpo umano, attraverso i metodi dell'ingegneria meccanica. Poiché l'andatura è un processo meccanico eseguito da un sistema biologico, è opportuno studiarla in questo modo. L'ingegneria meccanica è una materia vasta, ma le descrizioni che seguono si limitano agli aspetti più rilevanti per l'analisi dell'andatura, in particolare tempo, massa, forza, baricentro, momenti di forza e movimento, sia lineare che angolare. La scienza della biomeccanica può essere estremamente matematica, ma i principi di base sono facili da comprendere e la sezione si conclude con un esempio pratico per illustrarlo. Un buon testo sulle basi scientifiche del movimento è Gowitzke & Milner (1988).

Tempo

Il secondo (s) e il millisecondo (ms) sono le unità di misura principali per la misurazione del tempo in biomeccanica, sebbene sia ancora abbastanza comune trovare la velocità di camminata espressa in metri al minuto o persino miglia orarie. Quando eventi ripetuti si verificano a brevi intervalli di tempo, è consuetudine indicare una "frequenza" in hertz (abbreviato in "Hz"), dove 1 Hz rappresenta un ciclo al secondo. Ad esempio, un tipico sistema di analisi dell'andatura basato su un televisore potrebbe misurare la posizione dei marcatori sugli arti di un paziente a 50 Hz (corrispondenti a un intervallo tra i campioni di 20 ms) e campionare la forza di reazione al suolo e l'EMG a 500 Hz (intervallo di 2 ms tra i campioni). La relazione tra intervallo di campionamento e frequenza è data da:

$$\text{Intervallo (ms)} = 1000/\text{frequenza (Hz)}$$

Massa

Poiché viviamo tutti nel campo gravitazionale terrestre, normalmente usiamo i termini massa e peso per indicare la stessa cosa. Tuttavia, esiste una netta distinzione tra i due. La *massa* di un oggetto è la quantità di materia in esso contenuta, che non dipende dalla presenza o meno di gravità, mentre *il peso* è la forza esercitata dalla gravità sull'oggetto. Ad esempio, in un'astronave in orbita non c'è gravità e tutti gli oggetti sono privi di peso, sebbene abbiano comunque massa. Questo significa che è comunque probabile che si subiscano lesioni se qualcuno vi lancia contro una roccia lunare all'interno di un'astronave, anche se non "pesa" nulla! Parliamo casualmente di misurare il "peso" del nostro corpo in chilogrammi.

(kg) o libbre, ma in termini scientifici ciò è errato, poiché si tratta di unità di massa, non di forza.

Forza

Abbiamo tutti familiarità in termini generali con il concetto di forza, ma gli scienziati usano il termine in un modo particolare. La forza è una grandezza *vettoriale*, il che significa che ha sia intensità che direzione, a differenza delle grandezze *scalari*, come la temperatura, che hanno solo intensità. Il sistema di misura scientifico concordato a livello internazionale è il Sistema Internazionale (SI). L'unità di misura della forza in questo sistema è il *newton* (N). La forza applicata dalla gravità terrestre normale a una massa di 1 kg è 9,81 N; un newton è la forza esercitata dalla gravità su una massa di circa 102 g o 3 once e mezza. Questo si può facilmente immaginare come il peso di una mela di medie dimensioni! Le precedenti unità di misura imperiali e metriche erano confuse ed è meglio evitarle; le conversioni si trovano nell'Appendice 2. La direzione di un vettore di forza può essere espressa in qualsiasi modo conveniente, ad esempio 20 N verso il basso o 140 N a 30° rispetto all'asse x. Tuttavia, la direzione non dovrebbe mai essere omessa, a meno che non sia ovvia.

L'intera scienza dell'ingegneria meccanica si basa sulle tre leggi di Newton enunciate da Sir Isaac Newton, che possono essere parafrasate come segue.

Prima legge di Newton: un corpo continua a trovarsi in uno stato di quiete o di moto rettilineo uniforme, a meno che non intervenga una forza esterna.

Seconda legge di Newton: una forza esterna provoca un'accelerazione di un corpo nella direzione della forza stessa. L'accelerazione (a) è uguale all'intensità della forza (F) divisa per la massa (m) dell'oggetto, come nell'equazione:

$$a = F/m$$

Terza legge di Newton: ad ogni azione corrisponde una reazione, di uguale entità e di direzione opposta.

Trascurando lo strano comportamento delle particelle atomiche e subatomiche, tutti i sistemi fisici obbediscono simultaneamente a tutte e tre le leggi di Newton.

È facile ricordare quale legge è quale se prima immaginiamo un mattone che fluttua nello spazio (prima legge); poi qualcuno lo spinge e accelera (seconda legge); mentre accelera, il mattone spinge indietro chiunque o qualsiasi cosa lo stia spingendo (terza legge).

È facile vedere che una singola forza che agisce in una direzione può essere bilanciata da una forza uguale che agisce nella direzione opposta. Una situazione molto più comune, tuttavia, è quella di avere diverse forze che agiscono in direzioni diverse e che, prese insieme, si bilanciano a vicenda. A condizione che si tenga conto della direzione, è possibile sommare e sottrarre vettori di forza, come con qualsiasi altro vettore come velocità o accelerazione.

Per capire come funziona

Se possibile, è necessario comprendere il fatto che una singola forza, agente in una singola direzione, può essere esattamente equivalente a un certo numero di forze diverse che agiscono in altre direzioni. Viceversa, un numero qualsiasi di forze distinte può essere rappresentato da un'unica forza appropriata.

La tecnica utilizzata per convertire una singola forza in due forze, agenti in direzioni diverse, è nota come *scomposizione in componenti*. La Figura 1.17 mostra come la forza F possa essere rappresentata da due forze più piccole, F_x e F_y , agenti perpendicolarmente tra loro. L'intensità di queste forze è data dalle formule:

$$F_x = F \cos a$$

$$F_y = F \sin a$$

dove a è l'angolo tra F e F_x .

Il processo inverso, quello di combinare F_x e F_y per produrre F , può essere eseguito utilizzando queste formule:

$$\text{Magnitudo: } F = (\sqrt{F_x^2 + F_y^2})$$

$$\text{Angolo: } a = \tan^{-1} (F_y/F_x)$$

Per combinare le forze, queste vengono prima scomposte in componenti, utilizzando un sistema di direzioni comune. Successivamente, tutte le componenti x vengono sommate insieme e così anche tutte le componenti y. I totali risultanti vengono quindi utilizzati per trovare la singola forza equivalente. Questo è illustrato nella Figura 1.18, dove due forze, A e B , vengono combinate per dare una forza risultante R . Innanzitutto, A e B vengono scomposte in componenti (A_x , A_y , B_x e B_y). La somma algebrica delle componenti x dà la componente x della risultante e similmente con le componenti y. Poiché A_x e B_x sono in direzioni opposte, la loro somma algebrica è in realtà la loro differenza. La risultante, R , si ottiene quindi ricombinando le componenti x e y.

Quando si scomponete una forza in componenti, non è necessario che le due componenti siano ad angolo retto, anche se ciò semplifica notevolmente i calcoli, poiché un triangolo contenente un angolo retto si presta a semplici metodi geometrici e trigonometrici.

La figura 1.19 mostra come i metodi grafici possano essere utilizzati per combinare due forze, A e B , per dare una singola forza risultante, R . Le due forze sono disegnate come

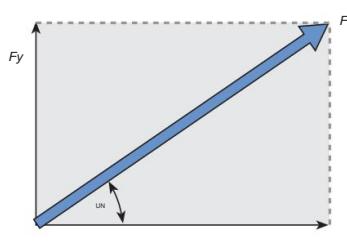


Fig. 1.17 Risoluzione della forza F in due componenti ad angolo retto: F_x e F_y .

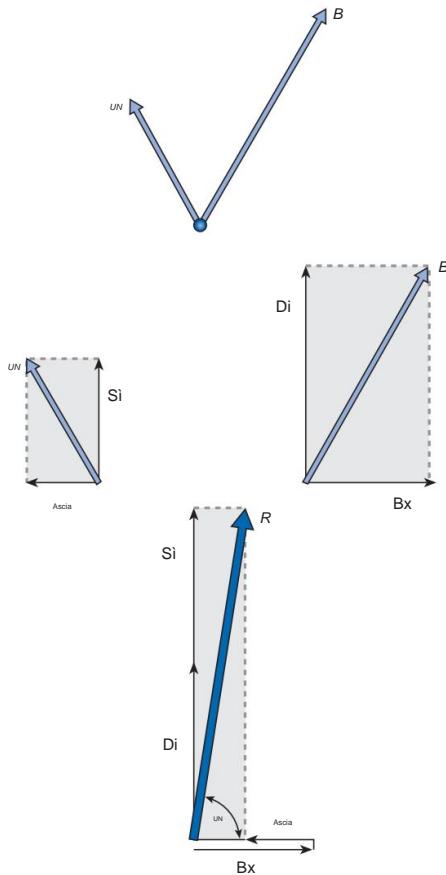


Fig. 1.18 Risoluzione della forza A in Ax e Ay e della forza B in Bx e By . L'addizione algebrica di Ax e Bx orizzontalmente e di Ay e By verticalmente dà il risultato R .

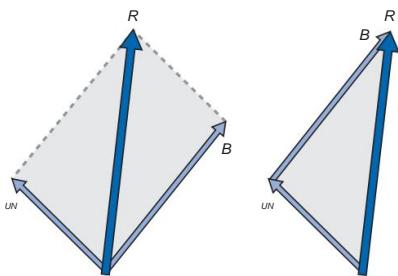


Fig. 1.19 Determinazione della forza risultante, R , dalle forze A e B mediante il parallelogramma delle forze (sinistra) e il triangolo delle forze (destra).

Un diagramma in scala, con l'angolo corretto tra di essi, e la lunghezza della linea che rappresenta l'intensità della forza. A sinistra, A e B vengono usati per disegnare un parallelogramma, la cui diagonale indica l'intensità e la direzione di R ; questo è il *parallelogramma delle forze*. A destra, è mostrato il *triangolo delle forze*.

Questo non rappresenta direttamente la disposizione fisica delle forze, poiché se si disegna per prima la forza A , la forza B viene disegnata a partire dalla sua punta, non dalla sua base. La forza risultante R è rappresentata dalla linea che completa il triangolo, da

unendo la base di A alla punta di B. Sia il triangolo delle forze che il parallelogramma delle forze danno lo stesso risultato, così come il metodo illustrato nella Figura 1.18; è una questione di comodità quale utilizzare.

Dalla seconda legge di Newton segue che se un oggetto non sta accelerando, non può esserci alcuna forza netta che agisca su di esso. Qualsiasi forza che agisca sull'oggetto deve essere bilanciata da altre forze uguali e opposte. Se le forze non sembrano bilanciarsi, eppure l'oggetto non sta accelerando o decelerando, deve esserci almeno una forza che non è stata presa in considerazione. Questo

è illustrato nella Figura 1.20, che mostra un complesso sistema di forze utilizzato per il trattamento di una frattura del femore con il metodo tradizionale della trazione bilanciata. Tali problemi vengono affrontati in modo pratico disegnando un *diagramma di corpo libero* in cui tutte le forze sono rappresentate come agenti su un "grumo" informe, fluttuante nello spazio, e in cui la somma di tutte le forze in una data direzione deve essere zero. Si può osservare che le forze del sistema di trazione non si bilanciano; la forza mancante è l'attrito che impedisce al paziente di scivolare lungo il letto. Può essere trovata con un metodo grafico che è un'estensione del triangolo delle forze oppure può essere calcolata risolvendo tutte le forze nelle componenti verticale e orizzontale, calcolando la forza "mancante".

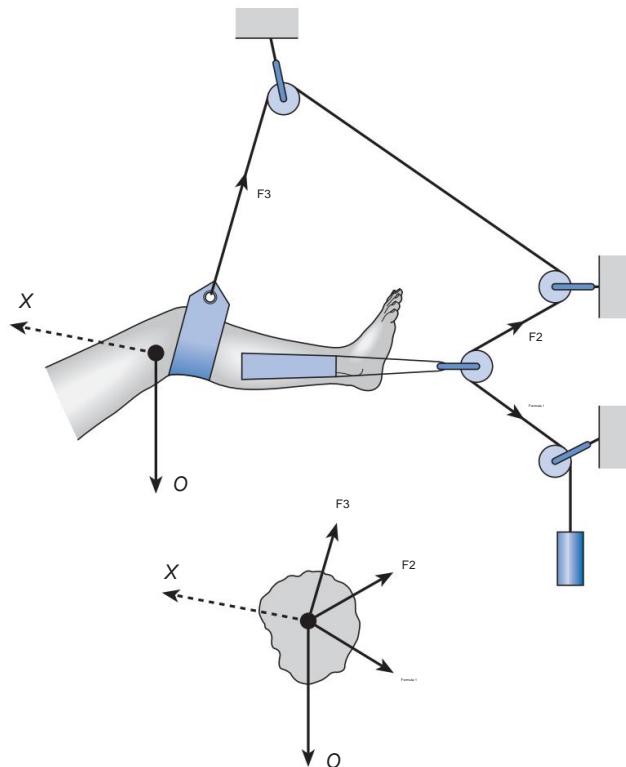


Fig. 1.20 Sistema di forze per una trazione bilanciata. Trascurando l'attrito nelle puleggi, F_1 , F_2 e F_3 sono tutti uguali al peso di trazione. W è il peso della gamba e X la forza di reazione sul paziente. Il diagramma del corpo libero equivalente è mostrato di seguito.

elemento di ciascuna e quindi combinando queste componenti per ottenere l'intensità e la direzione della forza mancante.

Centro di gravità

Sebbene la massa di qualsiasi oggetto sia distribuita in ogni sua parte, è spesso conveniente, per quanto riguarda gli effetti di una forza applicata, immaginare che l'intera massa sia concentrata in un unico punto, che dovrebbe essere chiamato centro di massa, ma è più comunemente chiamato *centro di gravità* (C di G). Per una forma regolare, come un cubo, fatta di un materiale uniforme, è facile vedere che il centro di gravità deve trovarsi nel centro geometrico. Tuttavia, per forme irregolari e mutevoli, come il corpo umano, potrebbe essere necessario determinarlo tramite misurazione diretta. È anche possibile determinare il centro di gravità di ogni parte del corpo separatamente e trovare il centro di gravità dell'intero corpo sommando questi valori (con un metodo che esula dallo scopo di questo libro). Si afferma spesso che il centro di gravità del corpo si trova appena davanti alla giunzione lombosacrale. Questo è approssimativamente vero per una persona in posizione eretta, ma qualsiasi movimento del corpo sposterà il centro di gravità. Non è nemmeno necessario che il centro di gravità rimanga all'interno del corpo; Il baricentro di chi si piega per toccarsi le punte dei piedi sarà solitamente esterno al corpo, davanti alla parte superiore della coscia (Fig. 1.21). Un esempio interessante è la tecnica utilizzata dai saltatori in alto più esperti, che curvano il corpo in modo tale che, sebbene ogni parte del corpo passi a sua volta *sopra* l'asticella, il baricentro in realtà passi *sotto* di essa!

Momento di forza

Se un adulto vuole giocare con un bambino piccolo su un'altalena, dovrà sedersi molto più vicino al perno per bilanciare il peso del bambino (Fig. 1.22).

L'azione che tende a sbilanciare l'altalena è il *momento di forza*, che si calcola moltiplicando l'intensità della forza per la sua distanza perpendicolare dal fulcro o punto di perno, distanza comunemente chiamata *braccio di leva* o *braccio di momento*. Il "momento di forza" può anche essere chiamato "coppia", "momento rotatorio" o semplicemente "momento". La formula per calcolare il momento di forza è:

$$M = F \times D$$

dove M è il momento della forza (in newton-metri, N·m), F è la forza (in newton, N) e D è la distanza (in metri, m).

Affinché il sistema sia in equilibrio (cioè affinché l'altalena sia in equilibrio), la somma dei momenti di forza in senso orario deve essere uguale alla somma dei momenti di forza in senso antiorario.

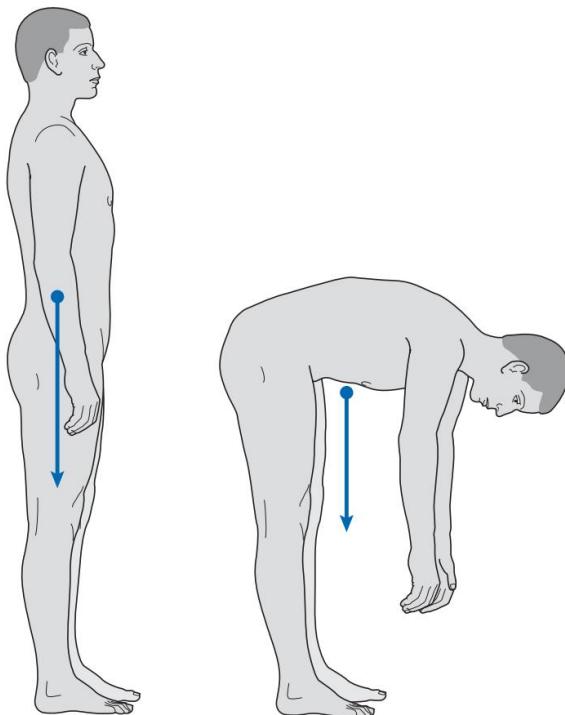


Fig. 1.21 Baricentro in posizione eretta e in posizione piegata.

momenti. Nella Figura 1.22, se la bambina ha una massa di 40 kg, eserciterà una forza dovuta alla gravità (F_c) pari a:

$$40 \text{ kg} \times 9,81 \text{ m/s}^2 = 392,4 \text{ N}$$

Se la sua distanza (D_c) dal fulcro è di 4 m, esercita un momento antiorario pari a:

$$392,4 \text{ N} \times 4 \text{ m} = 1569,6 \text{ N}\cdot\text{m}$$

Un adulto di 70 kg produrrà una forza verso il basso (F_a) di:

$$70 \text{ kg} \times 9,81 \text{ m/s}^2 = 686,7 \text{ N}$$

Ciò produrrà un momento opposto in senso orario di 1569,6 N·m se si siede a una distanza (D_a) dal fulcro di:

$$1569,6 \text{ N}\cdot\text{m}/686,7 \text{ N} = 2,29 \text{ m}$$

La definizione di momento di forza si riferisce alla distanza perpendicolare dal fulcro. Questo è molto importante se i momenti opposti sono prodotti da

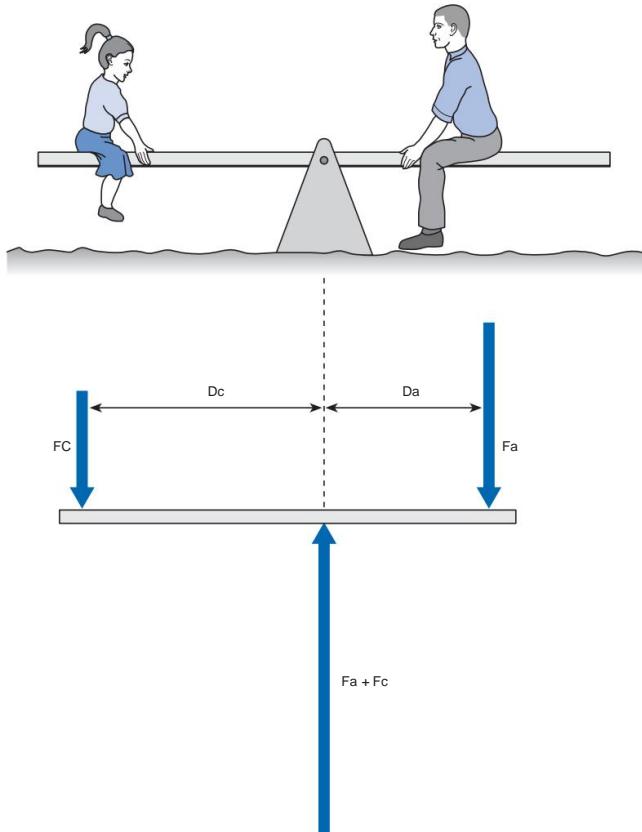


Fig. 1.22 L'adulto sull'altalena manterrà in equilibrio il bambino se la forza F_a moltiplicata per la distanza D_a è uguale alla forza F_c moltiplicata per la distanza D_c .

Forze che agiscono in direzioni diverse. La Figura 1.23 illustra i momenti di forza attorno all'articolazione del ginocchio in posizione eretta con il ginocchio piegato. F_1 , il peso del corpo al di sopra di questo punto, agisce a una distanza perpendicolare 'a' dal punto di carico. Il tendine del quadricep esercita una trazione obliqua rispetto alla verticale e il momento di forza che fornisce è il prodotto della tensione nel tendine, F_2 , per la distanza perpendicolare 'b'. Si noterà che la presenza della rotula aumenta il valore di 'b' e quindi riduce la forza muscolare necessaria per produrre un dato momento di forza. Per l'equilibrio, i due momenti ($F_1 \times a$) e ($F_2 \times b$) devono essere uguali.

La misurazione e l'interpretazione dei momenti di forza sono essenziali per la piena comprensione dell'andatura normale e patologica. I momenti interni "attivi" sono generati dalla contrazione muscolare (concentrica, isometrica o eccentrica). I momenti interni "passivi" sono generati dalle forze osso su osso e dalla tensione nei tessuti molli, in particolare nei legamenti. I momenti possono anche essere trasmessi dalle articolazioni adiacenti. I momenti esterni (talvolta chiamati "momenti di reazione") sono generalmente dovuti alle forze gravitazionali. I moderni sistemi di analisi dell'andatura sono in grado di misurare il "momento netto" a livello delle articolazioni principali.

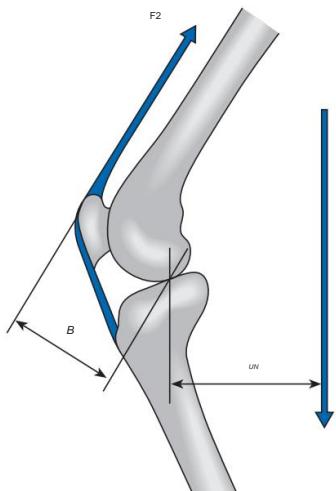


Fig. 1.23 Il momento di forza dovuto alla gravità, F_1 moltiplicato per a , è contrastato dalla contrazione del quadricipite, producendo un momento di forza F_2 moltiplicato per b .

durante la deambulazione, che è la somma di tutti i momenti attivi e passivi presenti.

Sfortunatamente, questo non può generalmente essere utilizzato per calcolare la forza di contrazione di un particolare muscolo, poiché spesso più di un muscolo si contrae. Un esempio di ciò è la "co-contrazione" a livello dell'articolazione dell'anca, dove i muscoli flessori ed estensori si contraggono contemporaneamente, per aumentare la stabilità dell'articolazione (Park et al., 1999).

Purtroppo, in letteratura esiste una certa confusione, poiché il termine "momento flessore" viene spesso utilizzato senza specificare se si riferisce a un momento interno o esterno. La contrazione di un muscolo flessore genera un momento flessore *interno*. Al contrario, un momento flessore *esterno* tenta di flettere l'articolazione ed è probabile che venga contrastato dalla contrazione dei muscoli estensori. Per evitare tale confusione, è essenziale chiarire se un momento è interno o esterno. La comunità che si occupa di analisi del cammino tende ora a utilizzare i momenti interni, una convenzione che è stata adottata in questo libro, sebbene l'importante libro di testo di Perry (1992) utilizzasse i momenti esterni.

Una coppia è un momento prodotto da due forze uguali, parallele tra loro ma agenti in direzioni opposte. Le forze si annullano a vicenda per quanto riguarda la produzione di un movimento lineare (spostamento o accelerazione), ma agiscono congiuntamente per produrre una rotazione attorno a un punto intermedio. Un esempio di ciò è la "coppia flessione plantare/estensione del ginocchio", a cui si fa riferimento nei Capitoli 2 e 6, che è presente nella deambulazione normale e si manifesta in forma esagerata in alcune andature patologiche.

Allo stesso modo in cui la terza legge di Newton afferma che ogni forza è contrastata da un'altra forza "uguale e contraria", ogni momento di forza è contrastato da un momento uguale e contrario. È impossibile generare un momento a meno che non ci sia qualcosa che "respinga" con un momento opposto. La conseguenza di ciò per l'analisi del cammino è che se una forza esterna genera un momento in una particolare articolazione (ad esempio, nel tentativo di flettere il ginocchio),

Deve esserci un momento interno corrispondente, generato all'interno dell'articolazione, per contrastarlo. Nel caso del ginocchio, solo i muscoli quadricipiti possono fornire un momento estensore interno, sebbene nella maggior parte delle articolazioni sia i muscoli che i legamenti tesi possano generare momenti interni.

Qualsiasi oggetto appoggiato al terreno rimarrà stabile fintanto che la *linea di gravità* (la linea di forza che passa verticalmente verso il basso dal baricentro) rimane all'interno dell'area del terreno che lo sostiene. Se la linea di gravità si allontana da quest'area, possono verificarsi due situazioni: potrebbe correggersi automaticamente, come accade con una scialuppa di salvataggio autoraddrizzante, oppure potrebbe ribaltarsi, come accade con una matita in equilibrio sulla punta.

Il primo è un *equilibrio stabile*, in cui un certo grado di squilibrio produce momenti "di ripristino", che spingono l'oggetto verso la posizione di equilibrio. Il secondo è un *equilibrio instabile*, in cui i momenti agiscono aumentando lo squilibrio. Camminando a velocità moderata, esiste un'ulteriore condizione: un *equilibrio dinamico*, in cui di istante in istante l'equilibrio è instabile ma, prima che ci sia il tempo di cadere, l'area di appoggio viene spostata e l'equilibrio viene ripristinato.

La misurazione dei momenti generati attorno alle articolazioni degli arti inferiori è una parte importante dell'analisi scientifica del cammino. Tali momenti possono essere espressi nelle loro unità di misura originali (ad esempio, newton-metro) oppure possono essere "normalizzati" dividendoli per la massa corporea, modificando le unità in newton-metro per chilogrammo, per facilitare il confronto dei risultati tra individui di diverse taglie. Sebbene non vi sia un accordo generale sul metodo migliore per ottenere tale normalizzazione (Piernynowski & Galea, 2001; Stansfield et al., 2003), sembra ragionevole normalizzare le forze in riferimento alla massa corporea e i momenti in riferimento sia alla massa corporea sia all'altezza o alla lunghezza degli arti.

movimento lineare

La *velocità* di un oggetto in movimento è la velocità con cui cambia la sua posizione, che di solito corrisponde alla distanza percorsa in un dato intervallo di tempo. Questo è, ovviamente, simile al concetto quotidiano di velocità, con la differenza che la velocità è un vettore e quindi ha direzione oltre che modulo. Nella misurazione dell'andatura, l'unità di misura usuale per la velocità è il metro al secondo, che può essere abbreviato in m/s o $m \cdot s^{-1}$. A volte vengono utilizzate altre unità, come metri al minuto o chilometri all'ora, ma sono preferibili le unità SI.

L'*accelerazione* è la velocità con cui cambia la velocità; la variazione può essere sia in intensità che in direzione. Una velocità costante ha un'accelerazione pari a zero; una diminuzione della velocità può essere nota come accelerazione negativa, decelerazione o rallentamento. Se la velocità è misurata in metri al secondo, l'accelerazione sarà in metri al secondo al secondo, abbreviata in m/s^2 o $m \cdot s^{-2}$. L'accelerazione di gravità è già stata menzionata; ha un valore di $9,81 \text{ m/s}^2$.

Le relazioni tra velocità, accelerazione e distanza percorsa sono dato da quattro equazioni:

$$v = u + at$$

$$s = \frac{1}{2} (ut + vt)$$

$$s = ut + \frac{1}{2} a t^2$$

$$\frac{s^2 - u^2}{2at} = t = \text{tempo}$$

dove u è la velocità iniziale (in metri al secondo, m/s), v è la velocità finale (in metri al secondo, m/s), a è l'accelerazione (in metri al secondo al secondo, m/s²), t è il tempo (in secondi, s) e s è la distanza percorsa (in metri, m).

L'esempio pratico alla fine di questo capitolo utilizza una di queste equazioni.

Movimento circolare

Un oggetto in rotazione ha una *velocità angolare* e, se la velocità angolare cambia, si verifica un'accelerazione angolare, come quando una ruota, ruotando sul proprio asse, accelera o rallenta. Camminando, la gamba ha una velocità angolare e subisce un'accelerazione e un rallentamento angolari. Ogni oggetto rotante ha una velocità angolare, anche se non è collegato a un asse o a un fulcro, e una variazione di tale velocità angolare è un'accelerazione angolare. Allo stesso modo in cui l'accelerazione lineare dipende dalla presenza di una forza, l'accelerazione angolare si verifica solo se viene applicato un momento di forza.

La matematica dettagliata della velocità angolare e dell'accelerazione angolare esula dallo scopo di questo libro, ma vale la pena di spendere qualche parola sui concetti generali. La velocità angolare si misura dall'angolo ruotato per unità di tempo, solitamente in gradi al secondo o radianti al secondo. L'accelerazione angolare si esprime analogamente in gradi (o radianti) al secondo al secondo. Il radiante è un'unità di misura poco chiara per i non matematici; è il rapporto, all'interno di un arco di cerchio, tra la lunghezza dell'arco e il raggio del cerchio.

Ci sono 2π radianti in un cerchio completo, dando la relazione:

$$1 \text{ rad} = 180^\circ/\pi = 57,296^\circ$$

Quando una forza applicata a un oggetto produce un'accelerazione angolare, l'accelerazione non dipende solo dall'entità della forza e dalla massa dell'oggetto, come nel caso del moto lineare. Dipende anche dal modo in cui la massa è distribuita attorno al baricentro, una proprietà nota come *momento di inerzia*. Un oggetto con la massa concentrata all'esterno, come un volano, ha un momento di inerzia molto più elevato di uno con la massa concentrata attorno al centro, come una palla di cannone. Se un volano e

Se una palla di cannone ha la stessa massa e gira con la stessa velocità angolare, sarà molto più difficile fermare la rotazione del volano rispetto alla palla di cannone, a causa del suo maggiore momento di inerzia.

Inerzia e quantità di moto

Il termine *inerzia* è usato per descrivere la resistenza offerta da un corpo a qualsiasi tentativo di metterlo in moto o di fermarlo se è già in movimento. È un termine descrittivo, piuttosto che una grandezza fisica misurata. Nel caso del moto lineare, deriva dalla massa dell'oggetto; nel caso del moto rotatorio, deriva dal momento di inerzia.

La quantità di moto esiste in due forme: lineare e angolare. La *quantità di moto lineare* (generalmente chiamata semplicemente "momento") di un oggetto in movimento si calcola moltiplicando la sua velocità per la sua massa. Una forza applicata all'oggetto ne causerà una variazione di velocità e quindi di quantità di moto. Un altro modo di esprimere la seconda legge di Newton è dire che la forza è uguale alla variazione della quantità di moto. Il *momento angolare* di un oggetto rotante si calcola moltiplicando la sua velocità angolare per il suo momento di inerzia. Esiste una legge di conservazione della quantità di moto, che afferma che la quantità di moto (sia lineare che angolare) non può essere creata o distrutta, ma semplicemente trasferita da un oggetto all'altro.

In passato, la quantità di moto ha ricevuto poca attenzione nell'analisi dell'andatura, ma i trasferimenti di moto sono coinvolti in una serie di eventi chiave del ciclo dell'andatura, tra cui la fase transitoria di appoggio del tallone e la fine della fase di oscillazione, entrambi descritti più dettagliatamente nel Capitolo 2.

Cinetica e cinematica

I termini cinetica e cinematica sono comunemente usati nell'analisi del cammino e meritano una spiegazione. La *cinetica* è lo studio di forze, momenti, masse e accelerazioni, ma senza una conoscenza dettagliata della posizione o dell'orientamento degli oggetti coinvolti. Ad esempio, uno strumento noto come piattaforma di forza viene utilizzato nell'analisi del cammino per misurare la forza sotto il piede durante la deambulazione, ma non fornisce informazioni sulla posizione dell'arto o sull'angolazione delle articolazioni. La *cinematica* descrive il movimento, ma senza riferimento alle forze coinvolte. Un esempio di strumento cinematico è una telecamera, che può essere utilizzata per osservare il movimento del tronco e degli arti durante la deambulazione, ma che non fornisce informazioni sulle forze coinvolte. È ovvio che per un'adeguata descrizione quantitativa di un'attività come la deambulazione, sono necessari sia dati cinetici che cinematici.

Lavoro, energia e potenza

Una delle caratteristiche più notevoli dell'andatura normale è il modo in cui l'energia viene conservata attraverso una serie di ottimizzazioni. I modelli di andatura anomala comportano una perdita di queste ottimizzazioni, che può comportare un dispendio energetico eccessivo e quindi affaticamento. La misurazione, durante la deambulazione, dei trasferimenti di energia alle singole articolazioni e del consumo energetico complessivo è una componente importante dell'analisi scientifica dell'andatura.

Esiste una sottile differenza di punto di vista tra il fisico e il biologo per quanto riguarda lavoro, energia e potenza. Per il fisico, *il lavoro* viene compiuto quando una forza sposta un oggetto di una certa distanza. Si calcola come il prodotto della forza per la distanza; se una forza di due newton sposta un oggetto di tre metri, il lavoro compiuto è:

$$2 \text{ N} \times 3 \text{ m} = 6 \text{ J (joule)}$$

Il *joule* potrebbe anche essere chiamato newton-metro, ma ciò creerebbe confusione con l'unità di misura omonima utilizzata per misurare il momento della forza.

L'energia è la capacità di compiere lavoro e si misura in joule. Esiste in due forme fondamentali: energia *potenziale* o immagazzinata ed energia *cinetica* o di movimento. Camminando, si verificano trasferimenti alternati tra energia potenziale e cinetica, che saranno descritti nel Capitolo 2. *La potenza* è la velocità con cui viene compiuto un lavoro; un joule al secondo equivale a un *watt*, un'unità di misura familiare a chi utilizza elettrodomestici.

Il motivo per cui i biologi considerano queste questioni in modo leggermente diverso dai fisici è che i muscoli possono utilizzare energia senza accorciarsi, in altre parole senza compiere alcun lavoro fisico. L'energia potenziale immagazzinata nei muscoli, sotto forma di ATP, viene convertita in energia meccanica in risposta al potenziale d'azione muscolare. Questa energia viene comunque utilizzata, anche in una contrazione eccentrica, dove il muscolo si allunga effettivamente sviluppando una forza, che in termini fisici è un lavoro negativo. In altre parole, mentre tutti concordano sul fatto che camminare in salita comporti lo svolgimento di lavoro, il fisico potrebbe aspettarsi che qualcuno che cammina in discesa acquisisca energia, mentre in realtà i muscoli sono comunque attivati e l'energia metabolica viene comunque consumata. Anche se un muscolo si accorta durante la contrazione, in una contrazione concentrica, la conversione dell'energia metabolica in energia meccanica è relativamente inefficiente, con un'efficienza tipica di circa il 25%. La vecchia unità di misura dell'energia metabolica era la caloria (la C maiuscola indica 1000 calorie o 1 kilocaloria); il fattore di conversione è 4200 J o 4,2 kJ, pari a una caloria (vedi Appendice 2).

Il calcolo della potenza meccanica generata dalle articolazioni è diventato una parte importante dello studio biomeccanico del cammino. In un movimento rotatorio, quando un'articolazione si flette o si estende, la potenza viene calcolata come il prodotto del momento di forza per la velocità angolare, omega ($\dot{\theta}$):

$$P \text{ (watt)} = M \text{ (newton-metri)} \times \ddot{\gamma} \text{ (radiani al secondo)}$$

Nel Capitolo 2, si farà riferimento agli scambi di potenza attraverso le articolazioni di anca, ginocchio e caviglia nelle diverse fasi del ciclo del passo. Quando un muscolo si contrae in modo concentrico (ad esempio, un muscolo flessore si contrae mentre un'articolazione si flette), viene generata potenza. Se un muscolo si contrae in modo eccentrico (ad esempio, un muscolo flessore si contrae mentre un'articolazione si estende), assorbe potenza. Se un muscolo si contrae in modo isometrico (ad esempio, un muscolo flessore si contrae mentre l'angolo articolare rimane invariato), non si verifica alcuno scambio di potenza. Sebbene, nel ciclo del passo, la generazione e l'assorbimento di potenza siano spesso dovuti alla contrazione muscolare, è importante comprendere che anche l'allungamento dei legamenti e di altri tessuti molli comporta uno scambio di potenza. Se un legamento viene allungato, assorbe potenza, con un conseguente accumulo di energia potenziale. Parte o tutta questa energia immagazzinata può essere rilasciata in seguito, con conseguente generazione di potenza.

Nell'analisi dell'andatura, è prassi comune "normalizzare" la potenza delle articolazioni dividendola per la massa corporea, ottenendo un'unità di watt per chilogrammo, in modo simile al trattamento dei momenti articolari (menzionato sopra).

Esempio pratico

Come esempio dei principi biomeccanici sopra delineati, si consideri la meccanica coinvolta quando "Wonder Woman" (una delle "supereroine" immaginarie) salta da terra alla cima di un edificio alto 10 m. Per compiere questa impresa sovrumana, deve staccarsi da terra con una velocità sufficiente a raggiungere la cima dell'edificio, nonostante la decelerazione prodotta dalla gravità. La distanza da percorrere (s) è di 10 m; la velocità iniziale (u) è sconosciuta; la velocità finale (v) è zero e l'accelerazione (a) è pari a $-9,81 \text{ m/s}^2$, che è l'accelerazione dovuta alla gravità, negativa perché si oppone al movimento. La sostituzione di questi valori nell'equazione:

$$v^2 - u^2 = 2as$$

fornisce la velocità iniziale (u) pari a 14,0 m/s.

Per raggiungere la velocità necessaria, Wonder Woman deve accelerare da ferma in posizione accovacciata a una velocità di 14,0 m/s in posizione completamente distesa, mentre i suoi piedi si staccano da terra. Il baricentro del corpo, durante questo salto, si sposta verticalmente di 0,7 m.

La velocità iniziale (u) è zero, la velocità finale (v) è 14,0 m/s. Sostituendo questi valori nell'equazione usata sopra, si ottiene un'accelerazione media (a) di 140 m/s^2 , ovvero circa 14 volte l'accelerazione di gravità, e una durata dell'accelerazione di 0,1 secondi.

Per ottenere questa accelerazione è necessaria una forza che agisca verticalmente verso l'alto su il baricentro. La forza è data dall'equazione:

$$F = m \times a$$

che deriva dalla seconda legge di Newton, dove la forza (F) è uguale alla massa del corpo (m) moltiplicata per l'accelerazione (a). Se la massa del corpo è 50 kg, la forza è: $50 \text{ kg} \times 140 \text{ m/s}^2 = 7000 \text{ N} \text{ o } 7 \text{ kN}$.

Trascurando il piccolo contributo dato dall'oscillazione delle braccia, questa forza viene applicata al baricentro del corpo tramite l'estensione delle due ginocchia.

Quando il ginocchio è flesso ad angolo retto, circa a metà dell'accelerazione, il baricentro si trova a circa 0,4 m dietro l'articolazione del ginocchio, mentre il tendine del quadricipite si trova a soli 0,06 m davanti ad esso. Per applicare una forza verso l'alto di 7 kN al baricentro, il momento di forza che deve essere generato da ciascun ginocchio è: $7 \text{ kN} \times 0,4 \text{ m}/2 = 1,4 \text{ kN}\cdot\text{m}$.

Poiché la somma dei momenti orario e antiorario deve essere uguale, ogni quadricipite deve generare una forza di: $1,4 \text{ kN}\cdot\text{m}/0,06 \text{ m} = 23,3 \text{ kN}$, ovvero circa 48 volte il peso corporeo. Inutile dire che solo qualcuno come Wonder Woman può generare forze così elevate nel tendine del quadricipite, mentre i comuni mortali devono accontentarsi di circa un quinto!

Il ginocchio si estende da circa 160° di flessione a 0° in 0,1 secondi; la sua velocità angolare è quindi di 1600° al secondo, ovvero circa 30 radianti al secondo.

La potenza generata è il prodotto del momento di forza per la velocità angolare, che per il momento calcolato sopra è: $1,4 \text{ kN}\cdot\text{m} \times 30 \text{ rad/s} = 42 \text{ kW}$. Questo contrasta con una potenza generata alle articolazioni durante la camminata normale di 100-300 watt.

Riferimenti e suggerimenti per ulteriori letture

DuySENS J, Van de Crommert HWAA. (1998) Controllo neurale della locomozione; parte 1: il generatore di pattern centrale dai gatti agli umani. *Andatura e postura* 7: 131–141.

Gowitzke BA, Milner M. (1988) *Basi scientifiche del movimento umano*, 3a ed. Baltimora, MD: Williams & Wilkins.

Guyton AC. (1991) *Textbook of Medical Physiology*, 8a ed. Philadelphia, PA: WB Saunders.

Palastanga N, Field D, Soames R. (1989) *Anatomia e movimento umano*. Oxford: Heinemann.

Pollo FE, Jackson RW, Komdeur P et al. (2003) Misurazione del movimento dinamico del ginocchio con un dispositivo di collegamento spaziale strumentato. Gait and Clinical Movement Analysis Society, Ottavo Congresso Annuale, Wilmington, Delaware, USA, pp. 15-16.

Park S, Krebs DE, Mann W. (1999) Co-contrazione del muscolo dell'anca: evidenze da studi concomitanti in vivo Misurazione della pressione e stima della forza. *Andatura e postura* 10: 211–222.

Perry J. (1992) *Analisi dell'andatura: funzione normale e patologica*. Thorofare, NJ: Slack Incorporata.

Pierrynowski MR, Galea V. (2001) Migliorare la capacità delle analisi dell'andatura di differenziare tra gruppi: adattamento dei dati dell'andatura alle dimensioni corporee. *Andatura e postura* 13: 193–201.

Stansfield BW, Hillman SJ, Hazlewood ME et al. (2003) Normalizzazione dei dati dell'andatura nei bambini. *Andatura e postura* 17: 81–87.

Andatura normale

2

Per comprendere l'andatura patologica, è necessario innanzitutto comprendere l'andatura normale, poiché questa fornisce il parametro di riferimento per la valutazione dell'andatura di un paziente. Tuttavia, ci sono due insidie da tenere a mente quando si utilizza questo approccio. In primo luogo, il termine "normale" copre entrambi i sessi, un'ampia gamma di età e una gamma ancora più ampia di estremi della geometria corporea, quindi è necessario scegliere uno standard "normale" appropriato per il soggetto in studio. Se i risultati di una paziente anziana vengono confrontati con i dati normali ottenuti da giovani uomini fisicamente in forma, ci saranno indubbiamente grandi differenze, mentre il confronto con i dati di donne anziane sane può mostrare che l'andatura della paziente rientra ampiamente nei limiti normali, appropriati al suo sesso e alla sua età. La seconda insidia è che, sebbene l'andatura di una paziente differisca in qualche modo dalla normale, non ne consegue che ciò sia in alcun modo indesiderabile o che si debbano fare sforzi per trasformarla in un'andatura "normale". Molte anomalie dell'andatura costituiscono una compensazione per qualche problema riscontrato dal paziente e, sebbene anormali, sono comunque utili.

Detto questo, è fondamentale comprendere la deambulazione normale e la terminologia utilizzata per descriverla, prima di passare all'analisi della deambulazione patologica. Il capitolo inizia con una brevissima panoramica storica e poi fornisce una panoramica del ciclo del passo, per poi approfondire l'utilizzo delle diverse parti dell'apparato locomotore durante la deambulazione.

CAMMINATA E ANDATURA

Camminare è un'attività così comune che è difficile definirla senza sembrare pomposi. Tuttavia, sarebbe negligente non tentare una definizione.

La normale camminata e corsa umana possono essere definite come "un metodo di locomozione che prevede l'uso alternato di entrambe le gambe per fornire sia supporto che propulsione". Per escludere la corsa, dobbiamo aggiungere "...almeno un piede deve essere sempre a contatto con il terreno". Purtroppo, questa definizione esclude alcune forme di andatura patologica generalmente considerate forme di camminata, come la "andatura a tre punti con passo a passo" (vedi Fig. 3.21), in cui si alterna l'uso di due stampelle e di una o due gambe. È probabilmente irragionevole e inutile tentare di dare una definizione di camminata che si applichi a tutti i casi, almeno in una sola frase!

L'andatura non è più facile da definire del camminare, molti dizionari la considerano un termine utilizzato principalmente in relazione ai cavalli! Ciò è comprensibile, poiché i quadrupedi hanno un repertorio di andature naturali (passo, trotto, galoppo, ecc.), così come alcune artificiali, come quella appresa dai "cavalli da passeggiaggio del Tennessee" nella zona in cui vive l'autore. La maggior parte delle persone, autore incluso, tende a usare i termini "andatura" e "camminare" in modo intercambiabile.

Tuttavia, c'è una differenza: il termine "andatura" descrive "il modo o lo stile di camminare", piuttosto che il processo di camminare in sé. Ha quindi più senso parlare di una differenza di andatura tra due individui piuttosto che di una differenza nel camminare.

STORIA

La storia dell'analisi del cammino ha mostrato una progressione costante dai primi studi descrittivi, attraverso metodi di misurazione sempre più sofisticati, fino all'analisi matematica e alla modellazione matematica. Qui verrà fornito solo un breve resoconto dello sviluppo della disciplina. Ottime revisioni dei primi anni dell'analisi del cammino sono state fornite da Garrison (1929), Bresler & Frankel (1950) e Steindler (1953). La storia più recente dell'analisi del cammino, e in particolare dell'analisi clinica del cammino, è stata trattata in tre eccellenti revisioni di Sutherland (2001, 2002, 2005).

Studi descrittivi

La deambulazione è stata senza dubbio osservata fin dai tempi dei primi uomini, ma lo studio sistematico dell'andatura sembra risalire al Rinascimento, quando Leonardo da Vinci, Galileo e Newton fornirono utili descrizioni della deambulazione.

Il primo resoconto che utilizzava un approccio veramente scientifico si trova nel classico *De Motu Animalium*, pubblicato nel 1682 da Borelli, che lavorò in Italia e fu allievo di Galileo.

Borelli misurò il baricentro del corpo e descrisse come l'equilibrio venga mantenuto durante la deambulazione grazie al costante movimento in avanti della superficie di appoggio fornita dai piedi.

I fratelli Weber in Germania fornirono la prima descrizione chiara del ciclo del passo nel 1836. Effettuarono misurazioni accurate della tempistica del passo e dell'oscillazione pendolare della gamba di un cadavere.

Cinematica

Due pionieri della misurazione cinematica lavorarono sulle sponde opposte dell'Atlantico negli anni '70 del XIX secolo. Marey, che lavorava a Parigi, pubblicò uno studio sui movimenti degli arti umani nel 1873. Realizzò molteplici esposizioni fotografiche, su una singola lastra, di un soggetto vestito di nero, fatta eccezione per le strisce intensamente illuminate sugli arti. Studiò anche la traiettoria del baricentro del corpo e la pressione sotto il piede. Eadweard Muybridge (nato in Inghilterra come Edward Muggeridge) divenne famoso in California nel 1878 dimostrando che, quando un cavallo trotta, a volte ha tutti e quattro gli arti sollevati da terra contemporaneamente. Le misurazioni furono effettuate utilizzando 24 telecamere, attivate in rapida successione mentre il cavallo urtava sottili fili tesi lungo la pista. Negli anni successivi, Muybridge condusse un'ulteriore serie di studi su esseri umani nudi che camminavano, correva e svolgevano una sorprendente varietà di altre attività!

L'applicazione più significativa della scienza della meccanica all'andatura umana nel corso del XIX secolo fu la pubblicazione in Germania, nel 1895, di "Der Gang des Menschen" (*La banda degli uomini*), di Braune e Fischer. Utilizzarono una tecnica simile a quella di Marey, ma utilizzando strisce luminose fluorescenti sugli arti al posto delle strisce bianche. Le fotografie risultanti furono utilizzate per determinare le traiettorie tridimensionali, le velocità e le accelerazioni dei segmenti corporei. Conoscendo le masse e le accelerazioni dei segmenti corporei, sono stati in grado di stimare le forze in gioco in tutte le fasi del ciclo di camminata.

Un ulteriore prezioso lavoro sulla dinamica della locomozione fu svolto da Bernstein a Mosca negli anni '30. Sviluppò una varietà di tecniche fotografiche per la misurazione cinematica e studiò oltre 150 soggetti. Particolare attenzione è stata rivolta al baricentro dei singoli segmenti degli arti e del corpo nel suo complesso.

Piattaforme di forza

Ulteriori progressi seguirono lo sviluppo della piattaforma di forza (detta anche piastra di forza). Questo strumento ha contribuito notevolmente allo studio scientifico dell'andatura ed è ora un'apparecchiatura standard nei laboratori di fisioterapia. Misura la direzione e l'intensità della forza di reazione al suolo sotto il piede. Un primo progetto fu descritto da Amar nel 1924 e uno migliorato da Elftman nel 1938. Entrambi erano puramente meccanici, la forza applicata alla piattaforma...

provocando il movimento di un puntatore. Nel progetto di Elftman, i puntatori venivano fotografati da una cinepresa ad alta velocità.

Attività muscolare

Per una comprensione completa dell'andatura normale, è necessario sapere quali muscoli sono attivi durante le diverse fasi del ciclo del passo. Il ruolo dei muscoli fu studiato da Scherb, in Svizzera, negli anni '40, inizialmente palpando i muscoli mentre il suo soggetto camminava su un tapis roulant, poi con l'uso dell'elettromiografia (EMG).

Ulteriori progressi nella comprensione dell'attività muscolare e di molti altri aspetti dell'andatura normale furono compiuti negli anni '40 e '50 da un gruppo molto attivo che lavorava presso l'Università della California a San Francisco e Berkeley, tra cui spiccava Verne Inman. Questo gruppo in seguito scrisse " *Human Walking*" (Inman *et al.*, 1981), pubblicato subito dopo la morte di Inman, che per molti è il testo definitivo sull'andatura normale. Dopo essere rimasto fuori stampa per un certo periodo, è stata pubblicata una seconda edizione del libro (Rose & Gamble, 1994).

Analisi meccanica

Un contributo fondamentale all'analisi meccanica del cammino, sempre del gruppo californiano, fu dato da Bresler e Frankel (1950). Eseguirono calcoli di corpo libero per le articolazioni di anca, ginocchio e caviglia, tenendo conto delle forze di reazione al suolo, degli effetti della gravità sui segmenti degli arti e delle forze inerziali. Le tecniche analitiche sviluppate da questi ricercatori costituirono la base di molti metodi attuali di modellazione e analisi.

Un importante articolo che descrive i possibili meccanismi che l'organismo utilizza per minimizzare il consumo energetico durante la camminata, sempre in California, è stato pubblicato da Saunders *et al.* (1953). Un ulteriore importante lavoro sul consumo energetico, e in particolare sui trasferimenti di energia tra i segmenti corporei durante la camminata, è stato pubblicato da Cavagna e Margaria (1966), che lavoravano in Italia.

Nel 1960 la ricerca cominciò a concentrarsi sulla variabilità della deambulazione, sullo sviluppo dell'andatura nei bambini e sul deterioramento dell'andatura in età avanzata. Patricia Murray, che lavorava a Milwaukee, nel Wisconsin, pubblicò una serie di articoli su questi argomenti, tra cui una recensione dettagliata (Murray, 1967).

Modellazione matematica

Una volta esaminati e documentati i movimenti dei segmenti corporei e le azioni dei diversi muscoli, l'attenzione si è spostata sulle forze generate attraverso le articolazioni. Sebbene in precedenza fossero stati effettuati calcoli limitati di questo tipo, lo studio di Paul (1965) è stata la prima analisi dettagliata delle forze esercitate sull'articolazione dell'anca durante la deambulazione. Un successivo articolo dello stesso autore includeva anche un'analisi delle forze esercitate sul ginocchio (Paul, 1966). Da allora sono stati condotti numerosi studi matematici sulla generazione e la trasmissione delle forze attraverso anca, ginocchio e caviglia.

Gli anni '70 e '80 videro grandi miglioramenti nei metodi di misurazione. Lo sviluppo di sistemi cinematici più pratici, basati sull'elettronica anziché sulla fotografia, permise di produrre risultati in pochi minuti anziché giorni. Diventarono disponibili piattaforme di forza affidabili con una risposta ad alta frequenza, nonché sistemi EMG pratici e affidabili.

La disponibilità di dati tridimensionali di alta qualità sulla cinetica e la cinematica del cammino, e la facilità di accesso a computer potenti, hanno reso possibile lo sviluppo di modelli matematici sempre più sofisticati. I laboratori di analisi del cammino ora misurano regolarmente momenti e potenze articolari per anca, ginocchio e caviglia. In modo un po' meno affidabile, è possibile stimare anche le forze di contatto di muscoli, legamenti e articolazioni.

Applicazione clinica

Fin dai primi giorni, la maggior parte di coloro che lavorano in questo campo ha sperato che le misurazioni dell'andatura potessero rivelarsi utili nella gestione dei pazienti con disturbi della deambulazione. Molti dei primi ricercatori hanno condotto studi su persone che camminavano con andature anomale e alcuni (in particolare Amar, Scherb e il gruppo californiano) hanno tentato di utilizzare i risultati a beneficio dei singoli pazienti. Tuttavia, i risultati non sono stati particolarmente eclatanti.

Dal 1960, si è tentato con maggiore impegno di portare l'analisi del cammino fuori dal laboratorio di ricerca e in ambito clinico. Con i miglioramenti nelle tecniche di misurazione e analisi, il principale limite attuale non è la capacità di produrre dati di alta qualità, ma la capacità di utilizzare al meglio questi dati a beneficio dei pazienti. È ragionevole affermare che agli albori si siano compiuti molti più progressi nell'analisi scientifica del cammino, in particolare nell'applicazione a soggetti normali, rispetto all'applicazione di queste tecniche a beneficio di chi soffre di disturbi del cammino. Tuttavia, dal 1980 circa, si è assistito a un costante aumento dell'uso efficace dell'analisi del cammino nella gestione clinica dei pazienti.

Oltre ad un graduale aumento dell'uso clinico dell'analisi scientifica dell'andatura, c'è stato anche un crescente interesse nell'uso dell'osservazione o della visione

ANDATURA NORMALE

Analisi dell'andatura. Questa è diventata molto più facile da eseguire da quando videocamere e videoregistratori (VCR) sono diventati ampiamente disponibili.

Come affermato sopra, la storia dell'analisi clinica dell'andatura è stata rivista da Sutherland (2001, 2002, 2005).

TERMINOLOGIA UTILIZZATA NELL'ANALISI DELL'ANDATURA

Il *ciclo del passo* è definito come l'intervallo di tempo tra due occorrenze successive di uno degli eventi ripetitivi della camminata. Sebbene si possa scegliere qualsiasi evento per definire il ciclo del passo, è generalmente conveniente utilizzare l'istante in cui un piede tocca il suolo ("contatto iniziale"). Se si decide di iniziare con il contatto iniziale del piede destro, come mostrato in Fig. 2.1, il ciclo continuerà fino a quando il piede destro non tocca nuovamente il suolo. Il piede sinistro, ovviamente, attraversa esattamente la stessa serie di eventi del destro, ma spostata nel tempo di mezzo ciclo.

Per identificare gli eventi principali durante il ciclo dell'andatura vengono utilizzati i seguenti termini:

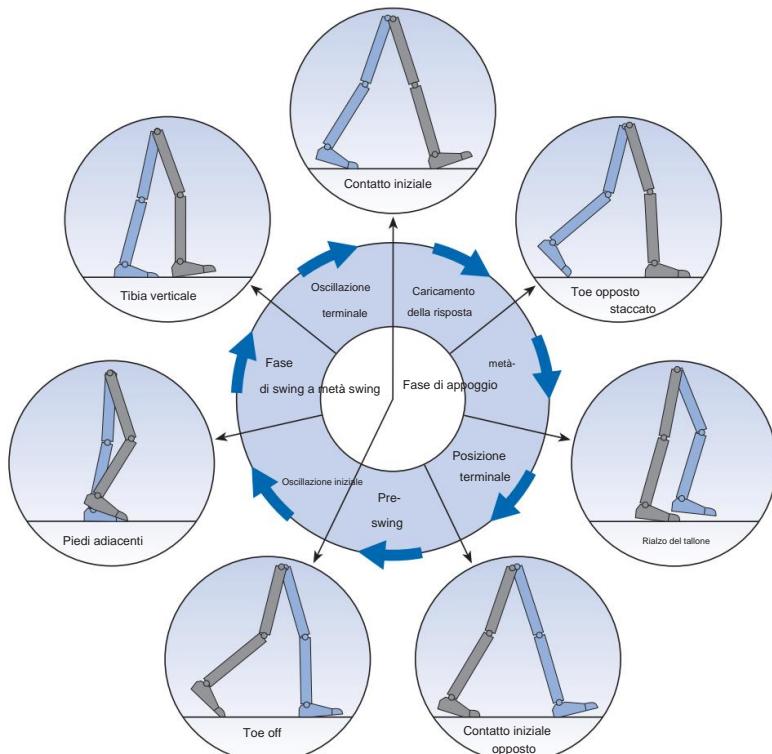


Fig. 2.1 Posizioni delle gambe durante un singolo ciclo di andatura della gamba destra (grigio).

1. Contatto iniziale
2. Stacco della punta
- opposta 3.
- Sollevamento del tallone 4. Contatto
- iniziale
- opposto 5. Stacco della
- punta 6. Piedi adiacenti
7. Tibia verticale (1. Contatto iniziale).

Questi sette eventi suddividono il ciclo del passo in sette periodi, quattro dei quali si verificano nella fase di appoggio, quando il piede è a terra, e tre nella fase di swing, quando il piede si muove in avanti nell'aria (Fig. 2.1). La fase di appoggio, chiamata anche "fase di appoggio" o "fase di contatto", dura dal contatto iniziale fino al distacco delle dita. È suddivisa in:

1. Risposta al caricamento 2.
- Posizione intermedia
3. Posizione terminale 4.
- Pre-oscillazione.

La fase di swing dura dal distacco della punta del piede fino al successivo contatto iniziale. È suddivisa in:

1. Oscillazione iniziale
2. Oscillazione
- intermedia 3. Oscillazione terminale.

La durata di un ciclo completo dell'andatura è nota come *tempo di ciclo*, che è suddiviso in *tempo di appoggio* e *tempo di oscillazione*.

Purtroppo, la terminologia utilizzata per descrivere il ciclo del passo varia considerevolmente da una pubblicazione all'altra. Il presente testo cerca di utilizzare termini comprensibili alla maggior parte degli operatori del settore; terminologie alternative saranno fornite ove opportuno. Wall *et al.* (1987) hanno sottolineato che la terminologia usuale è inadeguata a descrivere alcune andature gravemente patologiche.

[Tempistica del ciclo dell'andatura](#)

La Figura 2.2 mostra i tempi di contatto iniziale e di stacco della punta per entrambi i piedi durante poco più di un ciclo del passo. Il contatto iniziale destro avviene mentre il piede sinistro è ancora a terra e c'è un periodo di *doppio appoggio* (noto anche come "appoggio a doppio arto") tra il contatto iniziale destro e lo stacco della punta a sinistra. Durante la fase di swing sul lato sinistro, solo il piede destro è a terra.

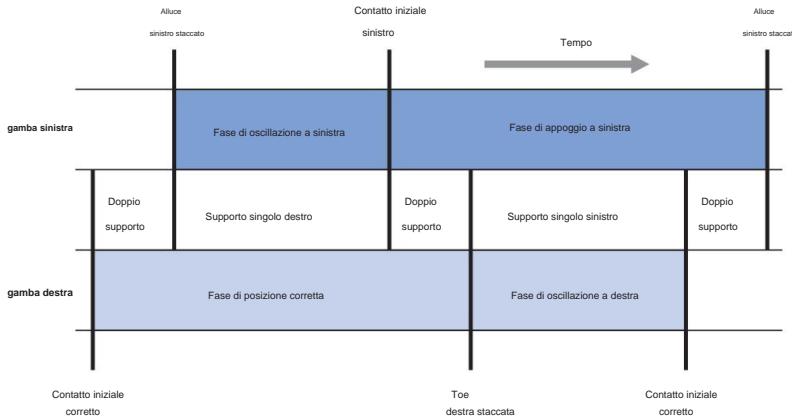


Fig. 2.2 Tempistica del supporto singolo e doppio durante poco più di un ciclo di andatura, a partire dal contatto iniziale destro.

terreno, dando origine a una fase di *appoggio singolo destro* (o "appoggio su arto singolo"), che termina con il contatto iniziale del piede sinistro. Segue poi un'altra fase di doppio appoggio, fino allo stacco della punta sul lato destro. *L'appoggio singolo sinistro* corrisponde alla fase di swing destro e il ciclo termina con il successivo contatto iniziale a destra.

In ogni fase di doppio appoggio, un piede è in avanti, appena atterrato a terra, e l'altro è indietro, pronto a staccarsi da terra.

Quando è necessario distinguere tra le due gambe nella fase di doppio supporto, la gamba anteriore è solitamente chiamata "gamba guida" e quella posteriore "gamba trainante". La gamba guida è in "risposta al carico", a volte definita "doppio supporto frenante", "doppio supporto iniziale" o "accettazione del peso".

La gamba posteriore è in "pre-swing", noto anche come "secondo", "terminale" o "spinta" doppio supporto o "rilascio del peso".

In ogni ciclo del passo, si verificano quindi due periodi di doppio appoggio e due periodi di singolo appoggio. La fase di appoggio dura solitamente circa il 60% del ciclo, la fase di oscillazione circa il 40% e ogni periodo di doppio appoggio circa il 10%. Tuttavia, questo varia con la velocità di camminata: la fase di oscillazione diventa proporzionalmente più lunga e la fase di appoggio e le fasi di doppio appoggio si accorcianno, all'aumentare della velocità (Murray, 1967). La scomparsa definitiva della fase di doppio appoggio segna la transizione dalla camminata alla corsa.

Tra i passi successivi della corsa c'è una *fase di volo*, nota anche come *fase di galleggiamento*, "doppio galleggiamento" o "non appoggio", in cui nessuno dei due piedi è a terra.

Uno studio dettagliato sulla tempistica del ciclo dell'andatura è stato pubblicato da Blanc *et al.* (1999).

Posizionamento del piede

I termini utilizzati per descrivere la posizione dei piedi a terra sono mostrati nella Figura 2.3. La *lunghezza del passo* è la distanza tra due posizionamenti successivi.

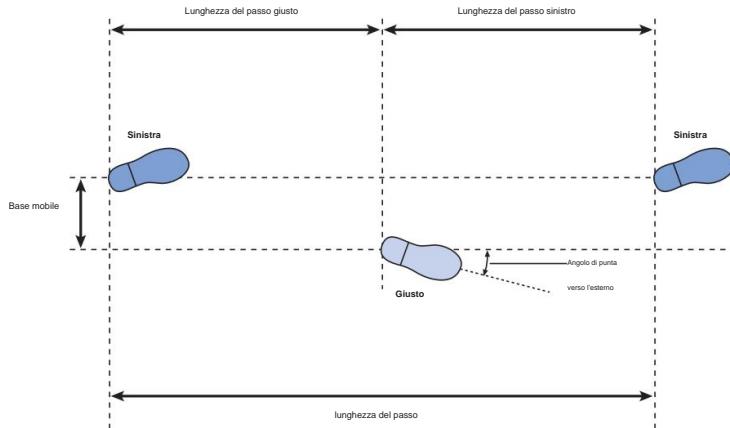


Fig. 2.3 Termini utilizzati per descrivere il posizionamento del piede sul terreno.

dello stesso piede. Consiste in due *lunghezze di passo*, sinistro e destro, ciascuna delle quali è la distanza di cui il piede in questione si sposta in avanti rispetto all'altro.

Nell'andatura patologica, è comune che le due lunghezze del passo siano diverse. Se il piede sinistro viene spostato in avanti per fare un passo e il destro viene portato accanto ad esso, anziché davanti, la lunghezza del passo destro sarà zero. È persino possibile che la lunghezza del passo da un lato sia negativa, se quel piede non raggiunge mai l'altro. Tuttavia, la lunghezza del passo, misurata tra posizioni successive del piede sinistro, deve sempre essere uguale alla lunghezza del passo misurata tra posizioni successive del piede destro, a meno che il soggetto non stia camminando lungo una curva.

Questa definizione di "passo", consistente in un "passo" per ciascun piede, si rivela inefficace in alcune andature patologiche, in cui un piede compie una serie di movimenti "a saltello" mentre l'altro è sospeso in aria (Wall et al., 1987). Non esiste una nomenclatura soddisfacente per gestire questa situazione.

La *base di camminata* (nota anche come "larghezza del passo" o "base di appoggio") è la distanza laterale tra la linea dei due piedi, solitamente misurata a metà della parte posteriore del tallone, ma a volte sotto il centro dell'articolazione della caviglia. Le unità di misura preferite per la lunghezza del passo e la lunghezza del passo sono i metri e per la base di camminata i millimetri. Il modello di camminata noto come "andatura in tandem" prevede di camminare con il tallone di un piede posizionato direttamente davanti alle dita dell'altro, ovvero con una base di camminata prossima allo zero. Sebbene questo modello non sia tipicamente osservato, nemmeno come andatura patologica, richiede un buon equilibrio e coordinazione ed è spesso utilizzato dalla polizia come test per l'ubriachezza!

La *punta in fuori* (o, meno comunemente, *in dentro*) è l'angolo in gradi tra la direzione di progressione e una linea di riferimento sulla pianta del piede. La linea di riferimento varia da uno studio all'altro; può essere definita anatomicamente, ma comunemente è la linea mediana del piede, come giudicato a occhio.

È esperienza comune che sul ghiaccio sia necessario camminare con più attenzione che sull'asfalto. Lo scivolamento o meno del piede durante la camminata dipende da due fattori.

cose: il coefficiente di attrito tra il piede e il terreno e il rapporto tra la forza verticale e le forze parallele alla superficie di camminata (avanti-indietro e lateralmente). Il rapporto tra la forza orizzontale e quella verticale è noto come "coefficiente di attrito utilizzato" e si verificherà uno slittamento se questo supera il coefficiente di attrito effettivo tra il piede e il terreno.

terreno. Nella deambulazione normale, un coefficiente di attrito di 0,35-0,40 è generalmente sufficiente a prevenire lo scivolamento; la fase più rischiosa del ciclo del passo per lo scivolamento è il contatto iniziale. Esiste una letteratura piuttosto ampia sull'attrito piede-terreno e sullo scivolamento, ad esempio Cham & Redfern (2002) e Burnfield *et al.* (2005).

Cadenza, tempo di ciclo e velocità

La *cadenza* è il numero di passi compiuti in un dato intervallo di tempo; l'unità di misura usuale è il numero di passi al minuto. Nella maggior parte degli altri tipi di misurazione scientifica, vengono contati cicli completi, ma poiché un singolo ciclo del passo comprende due passi, la cadenza è una misura di semicicli. La misurazione in "passi al minuto" non è conforme al Sistema Internazionale (SI). Un'alternativa scientificamente accettabile sarebbe misurare la cadenza in passi al secondo, ma attualmente si tende a sostituire completamente la cadenza con una quantità inversamente proporzionale ad essa: il *tempo di ciclo*, noto anche come "tempo del passo", espresso in secondi.

$$\text{tempo di ciclo (s)} = 120/\text{cadenza (passi/min)}$$

Nell'Appendice 1 sono riportati i valori normali sia per la cadenza che per la durata del ciclo in entrambi i sessi a diverse età.

La *velocità* di camminata è la distanza percorsa dall'intero corpo in un dato tempo. Dovrebbe essere misurata in metri al secondo. Molti autori usano il termine "velocità" al posto di "velocità", ma questo è un uso scorretto del termine, a meno che non venga specificata anche la direzione della camminata, poiché la velocità è un vettore. La velocità istantanea varia da un istante all'altro durante il ciclo di camminata, ma la velocità media è il prodotto della cadenza per la lunghezza del passo, a condizione che vengano utilizzate unità di misura appropriate. La cadenza, in passi al minuto, corrisponde a mezzi passi ogni 60 secondi o a passi completi ogni 120 secondi. La velocità può quindi essere calcolata dalla cadenza e dalla lunghezza del passo utilizzando la formula:

$$\text{velocità (m/s)} = \text{lunghezza del passo (m)} \times \text{cadenza (passi/min)}/120$$

Se al posto della cadenza si utilizza il tempo di ciclo, il calcolo diventa molto più semplice:

$$\text{velocità (m/s)} = \text{lunghezza del passo (m)}/\text{tempo del ciclo (s)}$$

La velocità di camminata dipende quindi dalle due lunghezze del passo, che a loro volta dipendono in larga misura dalla durata della fase di oscillazione su ciascun lato. La lunghezza del passo è la quantità di cui il piede può essere spostato in avanti durante la fase di oscillazione, quindi una breve fase di oscillazione da un lato generalmente riduce la lunghezza del passo da quel lato. Se il piede urta il terreno, questo può interrompere la fase di oscillazione e quindi ridurre ulteriormente sia la lunghezza del passo che la velocità di camminata. Nell'andatura patologica, la lunghezza del passo viene spesso accorciata, ma si comporta in un modo controintuitivo. Quando la patologia colpisce un piede più dell'altro, un individuo di solito cerca di trascorrere un tempo minore sul piede "cattivo" e corrispondentemente più lungo su quello "buono". Accorciare la fase di appoggio sul piede "cattivo" significa portare prima a terra il piede "buono", riducendo così sia la durata della fase di oscillazione che la lunghezza del passo da quel lato. Pertanto, una breve lunghezza del passo da un lato generalmente significa problemi con l'appoggio singolo sull'altro *lato*.

Quando si effettuano confronti tra individui, in particolare con i bambini, è utile tenere conto delle differenze di taglia. Questo si ottiene dividendo una misurazione per un aspetto della corporatura, come l'altezza (statura) o la lunghezza delle gambe, una procedura generalmente nota come "normalizzazione". È quindi abbastanza comune vedere la velocità di camminata espressa in "stature al secondo" o vedere misure come il "fattore di passo", che è la lunghezza del passo divisa per la lunghezza delle gambe (Sutherland, 1997).

Poiché la velocità di camminata dipende sia dalla cadenza che dalla lunghezza del passo, ne consegue che la velocità può essere modificata alterando solo una di queste variabili, ad esempio aumentando la cadenza mantenendo costante la lunghezza del passo. In pratica, tuttavia, le persone normalmente modificano la loro velocità di camminata regolando sia la cadenza che la lunghezza del passo. Sekiya e Nagasaki (1998) hanno definito il "rapporto di camminata" come la lunghezza del passo (m) divisa per la frequenza del passo (passi/min) e hanno scoperto che era abbastanza costante sia negli uomini che nelle donne in un intervallo di velocità di camminata da molto lenta a molto veloce. Macellari *et al.* (1999) hanno condotto uno studio dettagliato delle relazioni tra genere, corporatura, velocità di camminata, tempi di andatura e posizionamento del piede.

SCHEMA DEL CICLO DELL'ANDATURA

Lo scopo di questa sezione è fornire al lettore una panoramica del ciclo del passo, per rendere più semplice la descrizione dettagliata che segue. Il ciclo è illustrato dalle Figure 2.4–2.8 e 2.10–2.20, tutte tratte da una singola camminata di una donna normale di 22 anni, del peso di 540 N (55 kgf, 121 lbf), che camminava a piedi nudi con un tempo di ciclo di 0,88 s (cadenza 136 passi/min), una lunghezza del passo di 1,50 m e una velocità di 1,70 m/s. Le misurazioni individuali di questo soggetto non corrispondono sempre a valori "medi", a causa della normale variabilità tra individui, sebbene siano tutte vicine all'intervallo di normalità. Le misurazioni sono state tutte effettuate sul piano di

progressione, che è un piano verticale allineato alla direzione del cammino; nella deambulazione normale corrisponde strettamente al piano sagittale del corpo. I dati sono stati ottenuti utilizzando un sistema televisivo/computer Vicon e una piattaforma di forza Bertec. È opportuno notare che laboratori diversi utilizzano metodi di misurazione diversi, pertanto altre pubblicazioni potrebbero riportare valori diversi per alcune delle variabili misurate.

Il lettore dovrebbe pertanto

concentrarsi sui cambiamenti delle variabili durante il ciclo dell'andatura, piuttosto che sui loro valori assoluti.

Quando si esaminano i diagrammi degli angoli articolari durante il ciclo del passo, è fondamentale capire come vengono definiti. In generale, l'angolo del ginocchio è definito come l'angolo tra il femore e la tibia e di solito non vi sono ambiguità. L'angolo della caviglia è solitamente definito come l'angolo tra la tibia e una linea arbitraria tracciata sul piede. Sebbene questo angolo sia normalmente di circa 90°, è convenzionale definirlo come 0°, dove dorsiflessione e plantarflessione sono movimenti in direzione positiva e negativa. In questo libro, la dorsiflessione è un angolo positivo, ma in alcune altre pubblicazioni è negativo.

L'angolo dell'anca può essere misurato in due modi diversi: l'angolo tra la verticale e il femore e l'angolo tra il bacino e il femore. Quest'ultimo è il vero angolo dell'anca e viene solitamente definito in modo che 0° sia prossimo all'angolo dell'anca in posizione eretta. La flessione in avanti del tronco appare come flessione dell'anca quando l'angolo dell'anca è definito rispetto al bacino, ma non quando è definito rispetto alla verticale.

Le descrizioni che seguono presuppongono la presenza di simmetria tra i due lati del corpo. Questo è approssimativamente vero per gli individui normali, sebbene un esame approfondito dimostri che tutti presentano un certo grado di asimmetria (Sadeghi, 2003). Tali sottili asimmetrie sono tuttavia trascurabili se confrontate con la maggior parte delle andature patologiche.

Alcuni studi sull'andatura vengono eseguiti a piedi nudi, altri con il soggetto che indossa le scarpe. Oeffinger *et al.* (1999) hanno riscontrato piccole differenze in alcuni parametri dell'andatura tra queste due condizioni nei bambini, ma non le hanno considerate clinicamente significative. Di solito, l'uso o meno delle scarpe è a discrezione del ricercatore, sebbene in alcuni casi (ad esempio, quando si utilizza un'ortesi caviglia-piede o una soletta ortopedica) la scelta possa essere dettata dalle condizioni del soggetto.

Durante la deambulazione, i movimenti più importanti si verificano su tutti e tre i piani: sagittale, frontale e trasversale. Tuttavia, questo testo introduttivo si concentrerà sul piano sagittale, in cui si verificano i movimenti più ampi. Per informazioni sul movimento su altri piani, si rimanda il lettore a testi più dettagliati, come Perry (1992), Inman *et al.* (1981) o Rose & Gamble (1994).

La Figura 2.4 mostra le posizioni successive della gamba destra a intervalli di 40 ms, misurate su un singolo ciclo del passo. La Figura 2.5 mostra i corrispondenti angoli sul piano sagittale alle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia. La Figura 2.6 mostra i momenti articolari (in newton-metri per chilogrammo di massa corporea) e la Figura 2.7 le potenze articolari (in watt per chilogrammo di massa corporea). Diversi autori hanno utilizzato unità di misura diverse per i momenti e le potenze; quelle utilizzate qui

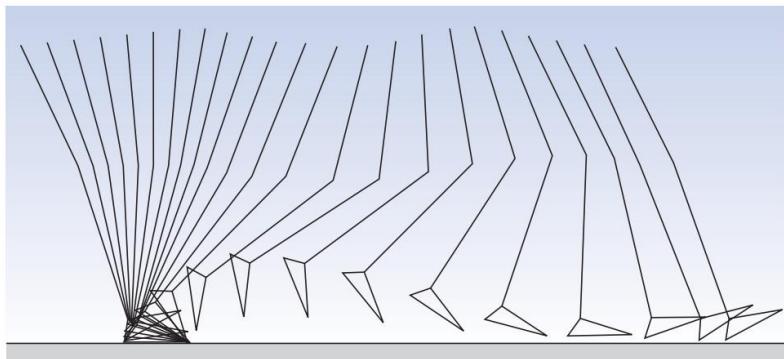


Fig. 2.4 Posizione della gamba destra sul piano sagittale a intervalli di 40 ms durante un singolo ciclo di andatura.

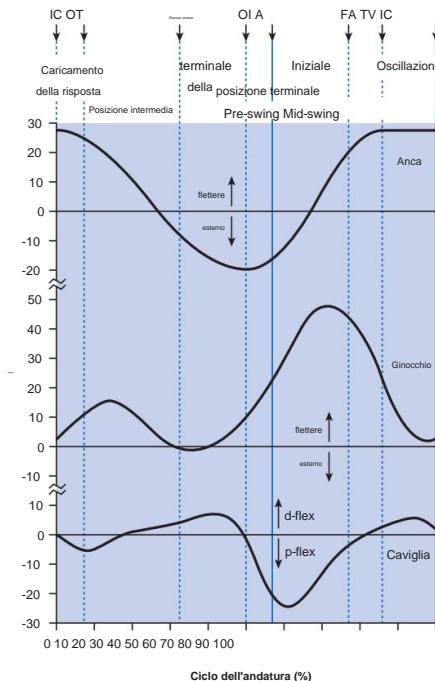


Fig. 2.5 Angoli articolari sul piano sagittale (gradi) durante un singolo ciclo del passo dell'anca destra (flessione positiva), del ginocchio (flessione positiva) e della caviglia (dorsiflessione positiva). IC = contatto iniziale; OT = distacco della punta opposta; HR = sollevamento del tallone; OI = contatto iniziale opposto; TO = distacco della punta; FA = piedi adiacenti; TV = verticale della tibia.

sono scalati per la massa corporea, ma non per la lunghezza dei segmenti degli arti. Nella Figura 2.7, le annotazioni H1–H3, K1–K4 e A1–A2 si riferiscono ai picchi di assorbimento e generazione di potenza descritti da Winter (1991).

La Figura 2.8 mostra un "diagramma a farfalla", descritto da Pedotti (1977) e composto da rappresentazioni successive, a intervalli di 10 ms, dell'intensità, della direzione e del punto di applicazione del vettore della forza di reazione al suolo. I vettori si muovono attraverso il diagramma da sinistra a destra.

La Figura 2.9 mostra l'attività tipica di diversi muscoli o gruppi muscolari chiave durante il ciclo del passo. Si basa in gran parte sui dati di Perry (1992).

ANDATURA NORMALE

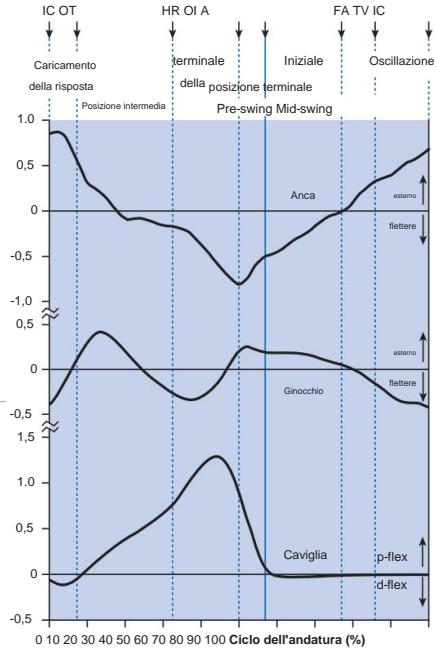


Fig. 2.6 Momenti articolari interni sul piano sagittale (newton-metri per chilogrammo di massa corporea) durante un singolo ciclo del passo dell'anca destra (momento estensore positivo), del ginocchio (momento estensore positivo) e della caviglia (momento plantare flessore positivo). Abbreviazioni come nella Fig. 2.5.

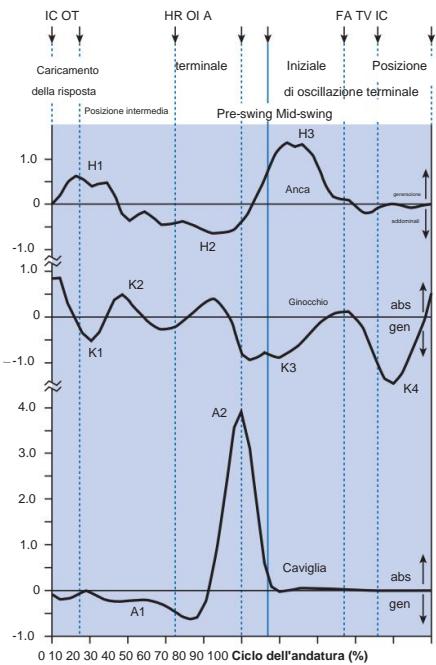


Fig. 2.7 Potenza articolare sul piano sagittale (watt per chilogrammo di massa corporea) durante un singolo ciclo del passo di anca, ginocchio e caviglia destri. La potenza generata è positiva, l'assorbimento è negativo. Vedere il testo per il significato di H1, H2, ecc. Altre abbreviazioni come in Fig. 2.5.

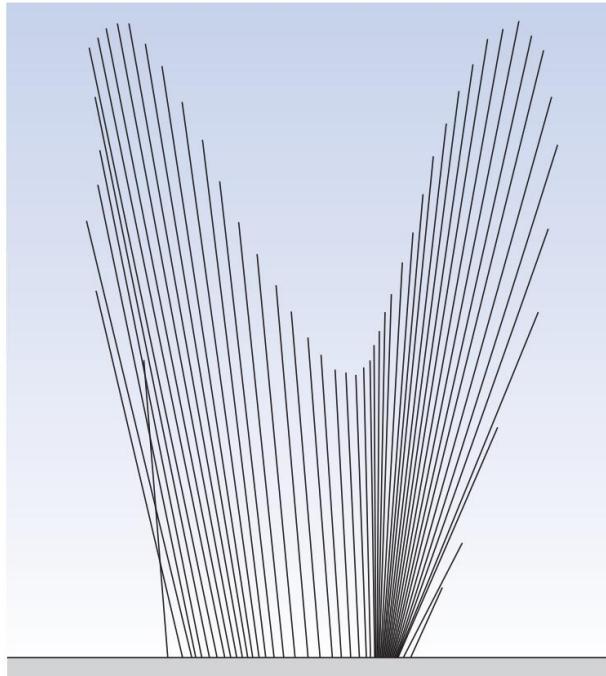


Fig. 2.8 Rappresentazione del vettore della forza di reazione al suolo con il "diagramma a farfalla" a intervalli di 10 ms. La progressione è da sinistra a destra.

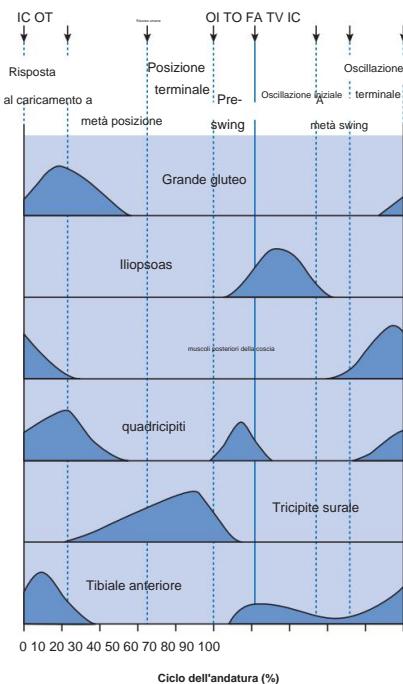


Fig. 2.9 Attività tipica dei principali gruppi muscolari durante il ciclo del passo. Abbreviazioni come in Fig. 2.5. I tempi degli eventi del ciclo del passo sono tipici e non derivano da un singolo soggetto.

Inman *et al.* (1981) e Rose & Gamble (1994). Dati simili, sebbene non identici, per questi e altri muscoli sono stati forniti da Sutherland (1984) e Winter (1991). Sebbene la Figura 2.9 mostri uno schema tipico, non è l'unico possibile. Uno degli aspetti interessanti dell'andatura è il modo in cui lo stesso movimento può essere ottenuto in modi diversi e questo vale in particolare per l'uso dei muscoli, così che due persone possono camminare con lo stesso schema di andatura "normale" ma utilizzando diverse combinazioni di muscoli.

Il modello di utilizzo dei muscoli non solo varia da soggetto a soggetto, ma è anche influenzato dalla fatica e varia con la velocità di camminata, nella stessa persona.

Si dice che il sistema muscolare possieda "ridondanza", il che significa che se un muscolo specifico non può essere utilizzato, le sue funzioni possono essere assunte da un altro muscolo o gruppo muscolare. Un'ottima analisi dell'attività muscolare durante l'andatura è stata fornita da Shiavi (1985).

Le Figure 2.10–2.18 mostrano le posizioni delle due gambe e il vettore della forza di reazione al suolo sotto il piede destro (ove presente), nei sette eventi principali del ciclo del passo e in due punti aggiuntivi: vicino all'inizio della risposta al carico (Fig. 2.11) e a metà della fase intermedia dell'appoggio (Fig. 2.13). La descrizione si basa su un ciclo del passo dal contatto iniziale destro al successivo contatto iniziale destro. Tuttavia, il ciclo del passo avrebbe potuto essere definito altrettanto facilmente utilizzando la gamba sinistra.

In tutto il testo si farà riferimento alla posizione del vettore della forza di reazione al suolo rispetto all'asse di un'articolazione e ai momenti articolari risultanti. Questo approccio, noto come "proiezione vettoriale", è al massimo un'approssimazione, poiché trascura la massa della gamba al di sotto dell'articolazione in questione (particolarmente importante a livello dell'anca) e ignora anche l'accelerazione e la decelerazione dei segmenti dell'arto (che portano principalmente a errori nella fase di swing). Tuttavia, l'autore ha utilizzato questo approccio poiché semplifica notevolmente la comprensione dei momenti articolari. I grafici dei momenti articolari (Fig. 2.6) e delle potenze articolari (Fig. 2.7) sono stati calcolati "correttamente", utilizzando un metodo noto come "dinamica inversa", basato sulla cinematica, sulla forza di reazione al suolo e sull'antropometria del soggetto. Wells (1981) ha discusso i meriti relativi di questi due metodi per la stima dei momenti articolari.

Parte superiore del corpo: la parte superiore del corpo si muove in avanti durante tutto il ciclo del passo. La sua velocità varia leggermente, essendo più rapida durante le fasi di doppio appoggio e più lenta a metà delle fasi di appoggio e oscillazione. Il tronco ruota attorno a un asse verticale, con il cingolo scapolare che ruota in direzione opposta al bacino. Le braccia oscillano fuori fase rispetto alle gambe, in modo che la gamba sinistra e il lato sinistro del bacino si muovano in avanti contemporaneamente al braccio destro e al lato destro del cingolo scapolare. Lamothe *et al.* (2002) hanno condotto uno studio dettagliato del moto relativo tra bacino e tronco a diverse velocità di camminata. Murray (1967) ha riscontrato escursioni totali medie di 7° per il cingolo scapolare e 12° per il bacino, in maschi adulti che camminavano a velocità libera. La fluidità

e l'efficienza della deambulazione dipendono in una certa misura dai movimenti del tronco e delle braccia, ma questi movimenti sono comunemente ignorati nell'analisi clinica del cammino e sono stati relativamente trascurati nella ricerca sul cammino. L'intero tronco si solleva e si abbassa due volte durante il ciclo, per un'escursione totale di circa 46 mm (Perry, 1992), con il minimo durante il doppio appoggio e il massimo a metà delle fasi di appoggio e di oscillazione. Un'approssimazione di questo movimento verticale è visibile nella posizione dell'articolazione dell'anca in Fig. 2.4. Il tronco si muove anche lateralmente, una volta in ogni ciclo, posizionandosi sopra ciascuna gamba durante la fase di appoggio, come ci si potrebbe aspettare dalla necessità di supporto. L'escursione totale del movimento laterale è anch'essa di circa 46 mm (Perry, 1992). Il bacino, oltre a ruotare attorno a un asse verticale, si inclina anche leggermente, sia all'indietro che in avanti (con una conseguente variazione della lordosi lombare) e lateralmente. I muscoli spinali vengono attivati selettivamente in modo che la testa si muova meno del bacino, il che è importante per fornire una piattaforma stabile per la visione (Prince et al., 1994).

Anca: l'anca si flette ed estende una volta durante il ciclo (Fig. 2.5). Il limite di flessione viene raggiunto verso la metà della fase di swing e l'anca viene quindi mantenuta flessa fino al contatto iniziale. Il picco di estensione viene raggiunto prima della fine della fase di appoggio, dopodiché l'anca inizia a flettersi nuovamente.

Ginocchio: il ginocchio mostra due picchi di flessione e due picchi di estensione durante ogni ciclo del passo. È più o meno completamente esteso prima del contatto iniziale, si flette durante la risposta al carico e la prima parte della fase intermedia dell'appoggio ("flessione del ginocchio in fase di appoggio"), si estende nuovamente durante la parte finale della fase intermedia dell'appoggio, quindi riprende a flettersi, raggiungendo un picco durante l'oscillazione iniziale ("flessione del ginocchio in fase di oscillazione"). Si estende nuovamente prima del successivo contatto iniziale.

Caviglia e piede: la caviglia si trova solitamente entro pochi gradi dalla posizione neutra per la dorsiflessione/plantarflexione al momento del contatto iniziale. Dopo il contatto iniziale, la caviglia si flette plantarmente, portando l'avampiede a terra. Durante la fase di appoggio intermedio, la tibia si sposta in avanti sopra il piede e l'articolazione della caviglia si dorsiflette. Prima del contatto iniziale opposto, l'angolo della caviglia cambia nuovamente, con una significativa flessione plantare che si verifica fino a poco dopo il distacco della punta. Durante la fase di swing, la caviglia torna in dorsiflessione finché l'avampiede non si è staccato da terra (attorno ai piedi adiacenti), dopodiché viene mantenuta una posizione prossima alla posizione neutra fino al successivo contatto iniziale. Sul piano frontale, il piede è leggermente invertito (supinato, addotto o varo) al contatto iniziale. Il piede prona al contatto con il terreno, quindi torna in supinazione quando l'angolo della caviglia cambia da flessione plantare a dorsiflessione; questa posizione supina viene mantenuta mentre il tallone si solleva e la caviglia si flette plantarmente prima del distacco della punta. Un certo grado di supinazione viene mantenuto durante tutta la fase di oscillazione.

IL CICLO DELL'ANDATURA NEL DETTAGLIO

Ciascuna delle sezioni seguenti inizia con alcune osservazioni generali sugli eventi che caratterizzano un particolare evento del ciclo del passo e poi descrive cosa accade nella parte superiore del corpo, nelle anche, nelle ginocchia, nelle caviglie e nei piedi, con particolare riferimento all'attività muscolare. Queste sezioni sono molto dettagliate e potrebbero risultare troppo complesse da comprendere in una sola "pausa". Si consiglia al lettore di saltare i momenti e le potenze alla prima lettura, per poi tornarci in seguito, per acquisire una comprensione più approfondita dei processi meccanici alla base del ciclo del passo.

Murray fornisce descrizioni più dettagliate degli eventi dell'andatura normale. (1967), Perry (1992), Inman *et al.* (1981) e Rose & Gamble (1994).

Contatto iniziale (Fig. 2.10)

1. Generale: il contatto iniziale è l'inizio della risposta al carico, che corrisponde al primo periodo della fase di appoggio. Il contatto iniziale è spesso chiamato "tacco del tallone", poiché negli individui normali si verifica spesso un impatto netto tra il tallone e il terreno, noto come "transitorio del tallone". Altri nomi per questo evento sono "contatto del tallone", "appoggio del piede" o "contatto del piede". La direzione della forza di reazione al terreno cambia da generalmente verso l'alto durante il transitorio del tallone (Fig. 2.10) a verso l'alto e all'indietro durante il carico.

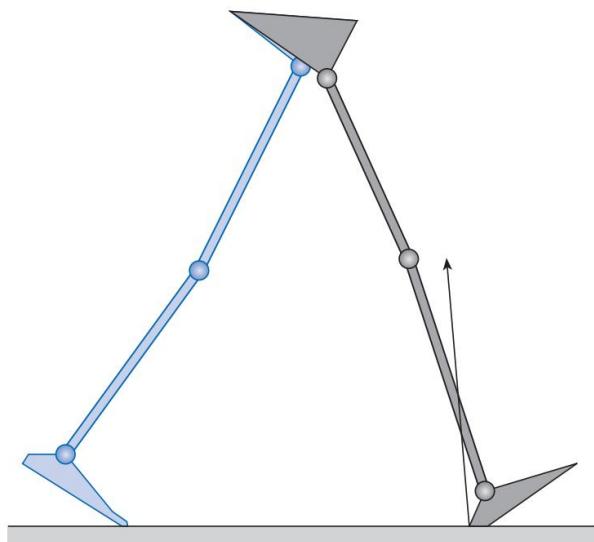


Fig. 2.10 Contatto iniziale: posizione della gamba destra (grigio), della gamba sinistra (blu) e vettore della forza di reazione al suolo durante la fase transitoria di appoggio del tallone. Questa illustrazione si applica anche al piede terminale. contatto.

risposta, immediatamente dopo (Fig. 2.11). Questo cambio di direzione è visibile anche nel diagramma a farfalla (Fig. 2.8), dove il vettore forza cambia direzione immediatamente dopo il contatto iniziale.

2. Parte superiore del corpo: al momento del contatto iniziale, il tronco si trova circa mezzo passo dietro il piede anteriore (destro). In direzione laterale, il tronco attraversa la linea mediana nel suo intervallo di movimento, muovendosi verso destra, mentre il piede su quel lato entra in contatto. Il tronco è ruotato, la spalla sinistra e il lato destro del bacino sono entrambi nella posizione più avanzata e il braccio sinistro è nella posizione più avanzata. L'entità dell'oscillazione del braccio varia notevolmente da persona a persona e aumenta anche con la velocità di camminata. Al momento del contatto iniziale, Murray (1967) ha rilevato che la flessione media del gomito era di 8° e quella della spalla di 45°.

3. Anca: l'atteggiamento delle gambe al momento del contatto iniziale è mostrato nella Fig. 2.10. La massima flessione dell'anca (generalmente intorno ai 30°) viene raggiunta verso la metà della fase di swing, dopodiché varia poco fino al contatto iniziale. I muscoli posteriori della coscia sono attivi durante l'ultima parte della fase di swing (poiché agiscono per prevenire l'iperestensione del ginocchio); il grande gluteo inizia a contrarsi intorno al momento del contatto iniziale e, insieme, questi muscoli avviano l'estensione dell'anca, che si completerà intorno al momento del contatto iniziale opposto (Fig. 2.5).

4. Ginocchio: il ginocchio si estende rapidamente alla fine della fase di swing, diventando più o meno dritto appena prima del contatto iniziale e poi iniziando a flettersi di nuovo

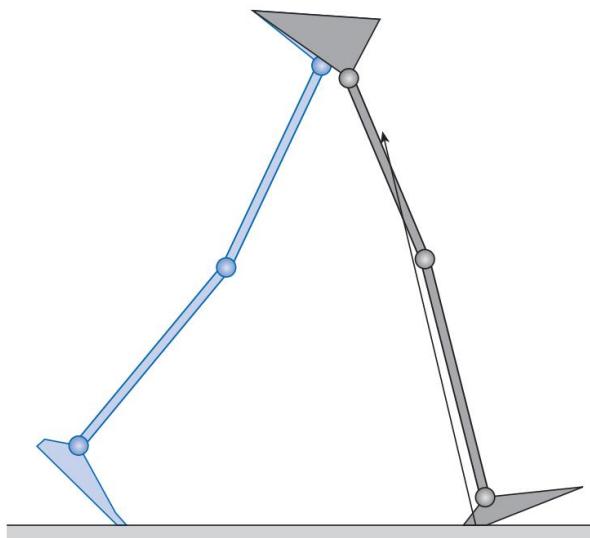


Fig. 2.11 Risposta al carico: posizione della gamba destra (grigio), della gamba sinistra (blu) e vettore della forza di reazione al suolo 20 ms dopo il contatto iniziale.

(Figg. 2.5 e 2.10). Questa estensione è generalmente considerata passiva, sebbene Perry (1992) affermi che comporti la contrazione del quadricipite. Tranne che nella camminata molto lenta, i muscoli posteriori della coscia si contraggono eccentricamente alla fine della fase di swing, fungendo da meccanismo frenante per prevenire l'iperestensione del ginocchio. Questa contrazione continua fino all'inizio della fase di appoggio.

5. Caviglia e piede: la caviglia è generalmente vicina alla sua posizione neutra in flessione plantare/dorsiflessione al momento del contatto iniziale. Poiché la tibia è inclinata all'indietro, il piede si inclina verso l'alto e solo il tallone tocca il terreno (Fig. 2.10). Il piede è solitamente leggermente supinato (invertito, addotto o varo) in questa fase e la maggior parte delle persone mostra un'usura sulla parte laterale del tallone della scarpa. Il tibiale anteriore è attivo durante l'oscillazione e nella fase iniziale dell'appoggio, avendo mantenuto la dorsiflessione durante la fase di oscillazione e in preparazione per il movimento controllato in flessione plantare che si verifica dopo il contatto iniziale.

6. Momenti e potenze: Al momento del contatto iniziale, si verifica un momento estensore interno all'anca (Fig. 2.6), prodotto dalla contrazione degli estensori dell'anca (grande gluteo e ischiocrurali, Fig. 2.9). Mentre l'articolazione dell'anca si muove nella direzione di estensione, questi muscoli si contraggono concentricamente e generano potenza (H1 in Fig. 2.7). Il ginocchio mostra un momento flessore interno, dovuto alla contrazione degli ischiocrurali (Fig. 2.9), che impediscono l'iperestensione alla fine della fase di swing. Quando il ginocchio inizia a flettersi, la contrazione concentrica degli ischiocrurali, così come il rilascio di energia immagazzinata nei legamenti del ginocchio esteso, si traduce in una generazione di potenza di breve durata (picco non specificato in Fig. 2.7). Un piccolo scambio di momento o potenza si verifica a livello della caviglia fino a poco dopo il contatto iniziale. L'impatto del tallone comporta un assorbimento di energia da parte dei tessuti elasticci del tallone e dei materiali cedevoli delle calzature, di cui solo una minima parte potrebbe essere recuperata in seguito nella fase di appoggio. La quantità di energia dispersa nell'ambiente sotto forma di suono e calore in questo modo è probabilmente piuttosto ridotta.

Risposta al carico (Fig. 2.11)

1. Generale: la risposta al carico è il doppio periodo di supporto tra il contatto iniziale e il distacco della punta opposta. Durante questo periodo, il piede si abbassa a terra mediante la flessione plantare della caviglia. La forza di reazione al suolo aumenta rapidamente di intensità, con direzione verso l'alto e all'indietro. Nel soggetto utilizzato per l'illustrazione, la risposta al carico occupava il periodo dallo 0% al 7% del ciclo; questo è insolitamente breve, in quanto la risposta al carico occupa tipicamente il primo 10-12% del ciclo. La Figura 2.11 rappresenta il 2% del ciclo.

2. Parte superiore del corpo: Durante la risposta al carico, il tronco si trova nella sua posizione verticale più bassa, circa 20 mm al di sotto del livello medio dell'intero ciclo; la sua velocità istantanea in avanti è massima, circa il 10% superiore alla velocità media dell'intero ciclo. Continua a muoversi lateralmente verso il piede destro. Le braccia, dopo aver raggiunto la massima estensione in avanti (sinistra) e all'indietro (destra), iniziano a tornare indietro.

3. Anca: durante la risposta al carico, l'anca inizia ad estendersi (Fig. 2.5), attraverso la contrazione concentrica degli estensori dell'anca, del grande gluteo e dei muscoli posteriori della coscia (Fig. 2.9).

4. Ginocchio: dalla sua posizione quasi completamente estesa al contatto iniziale, il ginocchio si flette durante la risposta al carico (Fig. 2.5), avviando la "flessione nella fase di appoggio". Ciò è accompagnato dalla contrazione eccentrica del quadricep (Fig. 2.9), per limitare la velocità e l'entità della flessione.

5. Caviglia e piede: la fase di risposta al carico del ciclo del passo, detta anche "rocker iniziale", "rocker del tallone" o "perno del tallone", prevede la flessione plantare della caviglia (Fig. 2.5). La flessione plantare è permessa dalla contrazione eccentrica del muscolo tibiale anteriore. Il movimento in flessione plantare è accompagnato dalla pronazione del piede e dalla rotazione interna della tibia, con un accoppiamento automatico tra pronazione/supinazione del piede e rotazione interna/esterna della tibia (Inman et al., 1981; Rose & Gamble, 1994). La direzione del vettore di forza cambia da quella mostrata in Fig. 2.10 a quella mostrata in Fig. 2.11, entro 10-20 ms.

6. Momenti e potenze: come descritto in precedenza (p. 66, contatto iniziale, sezione 6), l'anca mostra un momento estensore interno con generazione di potenza durante la risposta al carico e il ginocchio mostra un momento flessore interno con generazione di potenza. A livello della caviglia, il posizionamento posteriore del vettore di forza (Fig. 2.11) produce un momento plantoflessore esterno. Nell'individuo normale, questo è contrastato da un momento dorsiflessore interno (Fig. 2.6) prodotto dal tibiale anteriore (Fig. 2.9), che si contrae eccentricamente, assorbendo potenza (Fig. 2.7) e consentendo al piede di abbassarsi delicatamente a terra. Se il tibiale anteriore non riesce a generare un momento sufficiente, il piede si dorsiflette troppo rapidamente, producendo un udibile "colpo di piede".

Toe off opposto (Fig. 2.12)

1. Generale: il distacco della punta opposta, noto anche come "sollevamento del piede opposto", segna la fine del periodo di doppio supporto, noto come risposta al carico, e l'inizio della fase intermedia, il primo periodo di supporto singolo. L'avampiede, che era

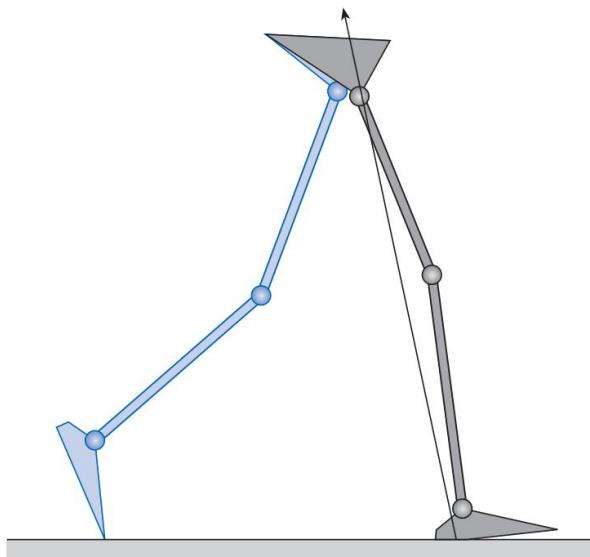


Fig. 2.12 Toe off opposto: posizione della gamba destra (grigio), gamba sinistra (blu) e vettore della forza di reazione al suolo.

Abbassato dalla flessione plantare della caviglia, il piede tocca il suolo in posizione "piede piatto", noto anche come "contatto dell'avampiede", che generalmente si verifica all'incirca nel momento del distacco della punta opposta. Sul lato opposto (sinistro), segna la fine della fase di appoggio e l'inizio della fase di oscillazione. Nel soggetto utilizzato per l'illustrazione, il distacco della punta opposta (Fig. 2.12) si è verificato al 7% del ciclo e il piede piatto all'8% del ciclo.

2. Parte superiore del corpo: al distacco della punta del piede opposto, la spalla e il braccio sinistro, avendo raggiunto la posizione più avanzata, si muovono nuovamente all'indietro. Analogamente, il bacino destro inizia a ruotare verso la posizione neutra. Il tronco, avendo raggiunto la posizione più bassa durante la risposta al carico, inizia a guadagnare altezza ma a perdere velocità in avanti, a causa della forza di reazione al suolo, che agisce sul baricentro del corpo, spostandosi all'indietro e verso l'alto. Questo rappresenta una conversione di energia cinetica in energia potenziale, simile a quella osservata nell'altalena di un bambino.

3. Anca: l'angolo di flessione dell'anca è di circa 25° al momento del distacco della punta opposta (Fig. 2.5). L'anca continua ad estendersi mediante la contrazione concentrica del grande gluteo e dei muscoli posteriori della coscia.

4. Ginocchio: Al distacco della punta opposta, il ginocchio continua a flettersi, raggiungendo il picco di "flessione del ginocchio in fase di appoggio" all'inizio della fase intermedia dell'appoggio, dopodiché inizia a estendersi nuovamente (Fig. 2.5). L'entità della flessione in fase di appoggio è molto sensibile alla velocità di camminata; scompare in una camminata molto lenta. La contrazione del quadricep (eccentrica e poi concentrica) consente al ginocchio di agire come una molla, impedendo alla forza verticale di accumularsi troppo rapidamente (Perry, 1974).

5. Caviglia e piede: non appena il piede è appoggiato a terra, attorno al distacco della punta opposta, la direzione del movimento della caviglia cambia da flessione plantare a flessione dorsale, mentre la tibia si sposta sul piede ora fermo (Fig. 2.5). Sia la pronazione del piede che la rotazione tibiale interna raggiungono un picco attorno al distacco della punta opposta e iniziano a invertirsi. Questi due movimenti sono "accoppiati", ovvero si verificano sempre contemporaneamente, in parte a causa della geometria della caviglia e delle articolazioni sottoastragaliche (Inman et al., 1981; Rose & Gamble, 1994). Il tibiale anteriore cessa di contrarsi, per essere sostituito dalla contrazione del tricipite surale (Fig. 2.9).

6. Momenti e potenze: Al distacco della punta opposta, l'anca continua ad avere un momento estensore interno con generazione di potenza, come descritto in precedenza (p. 66, contatto iniziale, sezione 6). A livello del ginocchio, il vettore di forza si trova dietro l'articolazione (Fig. 2.12), producendo un momento flessore esterno. Questo è contrastato da un momento estensore interno (Fig. 2.6), generato dai muscoli quadricipiti (Fig. 2.9). Questi si contraggono eccentricamente, assorbendo potenza (K1 in Fig. 2.7). La linea della forza di reazione al suolo inizia a muoversi in avanti lungo il piede (Fig. 2.12), causando una riduzione del momento dorsiflessore interno alla caviglia e una sua successiva inversione, trasformandosi in un momento plantare (Fig. 2.6).

In questa fase si verifica uno scarso scambio di potenza a livello della caviglia.

Posizione intermedia (Fig. 2.13)

1. Generale: la posizione intermedia è il periodo del ciclo dell'andatura tra il distacco della punta opposta e il sollevamento del tallone, sebbene il termine sia stato utilizzato in passato per descrivere un evento

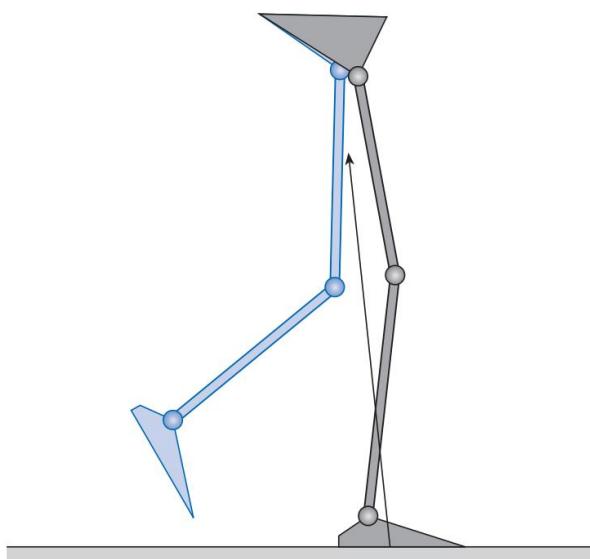


Fig. 2.13 Posizione intermedia: posizione della gamba destra (grigio), della gamba sinistra (blu) e vettore della forza di reazione al suolo 100 ms dopo il distacco della punta opposta.

del ciclo del passo – il momento in cui la gamba in fase di swing supera la gamba in fase di appoggio, corrispondente all'evento di fase di swing di "piedi adiacenti". Nel soggetto utilizzato per l'illustrazione, la fase di appoggio intermedio occupava il periodo dal 7% al 32% del ciclo; la Figura 2.13 rappresenta il 18% del ciclo.

2. Parte superiore del corpo: nella fase di appoggio intermedio, il tronco sale al suo punto più alto, circa 20 mm sopra il livello medio, e rallenta la sua velocità in avanti, poiché l'energia cinetica del movimento in avanti viene convertita in energia potenziale di altezza. Anche il movimento laterale del tronco raggiunge il suo apice durante l'appoggio intermedio, con il tronco che si sposta di circa 20 mm dalla sua posizione centrale, verso il lato della gamba di appoggio (destra). Come i piedi, le braccia si incrociano durante l'appoggio intermedio, mentre ciascuna segue il movimento della gamba opposta.

La torsione del tronco è ora scomparsa, poiché sia la cintura scapolare sia il bacino passano attraverso la posizione neutra prima di ruotare nell'altro senso.

3. Anca: Durante la fase di appoggio intermedio, l'anca continua a estendersi, passando da una posizione flessa a una estesa (Fig. 2.5). La contrazione concentrica del grande gluteo e dei muscoli posteriori della coscia cessa durante questa fase, poiché l'estensione dell'anca è ottenuta per inerzia e gravità. Durante la fase di appoggio intermedio e terminale, si verifica una significativa attività muscolare a livello dell'articolazione dell'anca sul piano frontale. Non appena il piede opposto si è staccato da terra, il bacino è supportato solo dall'anca in fase di appoggio. È consentito un leggero abbassamento laterale della gamba oscillante, ma la sua posizione è mantenuta dalla contrazione degli adduttori dell'anca, in particolare del gluteo medio e del tensore della fascia lata.

4. Ginocchio: Durante la fase di appoggio intermedio, il ginocchio raggiunge il picco di flessione in fase di appoggio e inizia a estendersi nuovamente (Fig. 2.5), inizialmente attraverso la contrazione concentrica del quadricep. Il picco si verifica generalmente tra il 15% e il 20% del ciclo del passo. La sua entità è variabile, sia da individuo a individuo che in base alla velocità di camminata, ma è comunemente compresa tra 10° e 20°.

5. Caviglia e piede: il "mid-stance rocker", chiamato anche "second rocker" o "ankle rocker", si verifica durante il mid-stance e l'appoggio terminale. È caratterizzato dalla rotazione in avanti della tibia attorno all'articolazione della caviglia, mentre il piede rimane piatto sul pavimento, l'angolo della caviglia cambia da flessione plantare a dorsiflessione, con il tricipite surale che si contrae eccentricamente. Gli angoli effettivi variano a seconda del metodo di misurazione; la maggior parte degli autori riporta angoli maggiori di quelli osservati nella Figura 2.5. La rotazione esterna della tibia e la supinazione accoppiata del piede si verificano durante il mid-stance e l'appoggio terminale. Il vettore della forza di reazione al suolo si sposta in avanti lungo il piede dal momento in cui il piede è piatto in poi, spostandosi nell'avampiede prima del sollevamento del tallone. Il movimento del piede in supinazione raggiunge il picco nel mid-stance e poi inizia a invertirsi verso la pronazione.

6. Momenti e potenze: Durante l'appoggio intermedio, il momento estensore interno all'anca, generato dalla contrazione dei muscoli estensori, diminuisce e scompare, per essere sostituito da un momento nella direzione opposta (Fig. 2.6). A livello del ginocchio, il vettore di forza rimane dietro l'articolazione, producendo un momento flessore esterno, contrastato da un momento estensore interno (Fig. 2.6), dovuto alla contrazione del quadricep (Fig. 2.9). Secondo Perry (1992), solo il vasto, e non il retto femorale, è attivo in questo momento. Man mano che la direzione del movimento del ginocchio cambia da flessione a estensione (Fig. 2.5), si verifica la generazione di potenza (K2 in Fig. 2.6). La caviglia mostra un momento plantoflessore interno crescente durante l'appoggio intermedio e fino all'appoggio terminale (Fig. 2.6), man mano che il vettore di forza si sposta verso l'avampiede. Questo momento è generato dal tricipite surale (Fig. 2.9), che si contrae eccentricamente e assorbe potenza (A1 in Fig. 2.7).

Sollevamento del tallone (Fig. 2.14)

1. Generale: il sollevamento del tallone, detto anche "heel off", segna la transizione dalla posizione intermedia alla posizione terminale. È il momento in cui il tallone inizia a sollevarsi dalla superficie di camminata. La sua tempistica varia considerevolmente, sia da individuo a individuo, sia a seconda della velocità di camminata. Il soggetto utilizzato per l'illustrazione ha mostrato il sollevamento del tallone al 32% del ciclo del passo.

2. Parte superiore del corpo: sollevando il tallone, il tronco cade dal suo punto più alto, raggiunto durante la fase di appoggio. Lo spostamento laterale rispetto al supporto

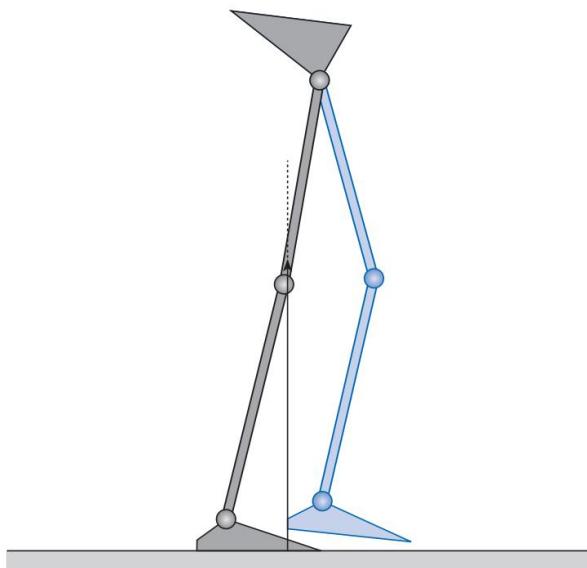


Fig. 2.14 Sollevamento del tallone: posizione della gamba destra (grigio), gamba sinistra (blu) e forza di reazione al suolo vettore.

Anche la gamba (destra) inizia a rimpicciolirsi, in preparazione al trasferimento del peso sulla gamba sinistra. Quando l'anca destra si estende e la gamba si muove all'indietro, il lato destro del bacino si ruota all'indietro con essa e il braccio e la cintura scapolare destra si muovono in avanti.

3. Anca: Al sollevamento del tallone e in appoggio terminale, l'anca continua a estendersi (Fig. 2.5). Il picco di estensione dell'anca viene raggiunto al momento del contatto iniziale opposto. L'attività degli adduttori dell'anca sul piano frontale è ancora necessaria per stabilizzare il bacino, sebbene questa attività cessi prima del contatto iniziale dell'altro piede.

4. Ginocchio: il ginocchio raggiunge il picco di estensione in prossimità del momento del sollevamento del tallone (Fig. 2.5). In questo momento, la flessione plantare attiva della caviglia sposta in avanti la forza di reazione al suolo, spostandola nell'avampiede e davanti all'articolazione del ginocchio (appena visibile nella Fig. 2.14). Questo tentativo di estendere il ginocchio, un effetto noto come "coppia flessione plantare/estensione del ginocchio", che diventa molto importante in alcune andature patologiche. La contrazione del gastrocnemio aumenta l'azione del soleo per quanto riguarda l'articolazione della caviglia, ma agisce anche come flessore a livello del ginocchio, prevenendo l'iperestensione e successivamente avviando la flessione del ginocchio.

5. Caviglia e piede: il picco di dorsiflessione della caviglia viene raggiunto qualche tempo dopo il sollevamento del tallone (Fig. 2.5). Inizialmente, il tricipite surale mantiene l'angolo della caviglia mentre il ginocchio inizia a flettersi, mentre il movimento in flessione plantare inizia solo tardi nell'appoggio terminale. La tibia ruota progressivamente verso l'esterno e il piede diventa sempre più supinato, con i due movimenti collegati tramite un movimento combinato a livello dell'articolazione sottoastragalica. Quando il tallone si solleva, le dita rimangono piatte a terra e l'estensione avviene a livello delle articolazioni metatarso-falangee (MTP), lungo una linea obliqua che attraversa il piede, nota come "rottura metatarsale" o "rottura delle dita". Dal momento in cui il tallone si solleva, si osserva l'inversione del retropiede (adduzione o angolazione in varo).

6. Momenti e forze: Al sollevamento del tallone si verifica un piccolo ma crescente momento flessore interno dell'anca (Fig. 2.6). L'origine di questo momento flessore interno non sembra essere stata completamente spiegata in letteratura, sebbene potrebbe essere dovuta a una combinazione di contrazione e allungamento dei legamenti dell'adduttore lungo e del retto femorale mentre l'anca si muove in estensione, con un conseguente assorbimento di potenza (H2 in Fig. 2.7). A livello del ginocchio, la contrazione del quadricep è cessata prima del sollevamento del tallone e il momento interno del ginocchio si è invertito, diventando flessore. Secondo Perry (1992), ciò si verifica perché la parte superiore del corpo si muove in avanti più velocemente della tibia. Se l'articolazione della caviglia fosse completamente libera, il movimento in avanti del corpo determinerebbe semplicemente la dorsiflessione della caviglia. Tuttavia, la contrazione del tricipite surale (Fig. 2.9) rallenta il movimento in avanti della tibia, cosicché, mentre il femore avanza, si genera un momento estensore esterno al ginocchio, contrastato da un momento flessore interno (Fig. 2.6). Solo piccole e variabili

Gli scambi di potenza si verificano a livello del ginocchio, in corrispondenza del sollevamento del tallone. A livello della caviglia, il momento dorsiflessore interno continua ad aumentare, mentre prima il soleo e poi entrambi, soleo e gastrocnemio, si contraggono in modo sempre più intenso (tricipite surale in Fig. 2.9). La contrazione è inizialmente eccentrica, con assorbimento di potenza (A1 in Fig. 2.7).

Contatto iniziale opposto (Fig. 2.15)

1. Generale: Come prevedibile, il contatto iniziale opposto nell'andatura simmetrica si verifica a circa il 50% del ciclo. Segna la fine del periodo di singolo appoggio e l'inizio del pre-oscillazione, che è il secondo periodo di doppio appoggio. Al momento del contatto iniziale opposto, noto anche come "contatto del piede opposto", l'anca inizia a flettersi, il ginocchio è già in flessione e la caviglia è in flessione plantare. Il periodo tra il sollevamento del tallone e il distacco della punta (appoggio terminale seguito dal pre-oscillazione) è talvolta chiamato "rocker terminale". Questo è appropriato, poiché la gamba ora ruota in avanti attorno all'avampiede, anziché attorno all'articolazione della caviglia. Un altro termine per questo periodo è fase di "spinta".

Perry (1974) si oppose a questo termine, suggerendo invece il termine "roll-off", poiché "il picco di reazione tardiva al suolo è il risultato della leva esercitata dall'allineamento del corpo, piuttosto che di una spinta attiva verso il basso". Tuttavia, è chiaro che la "spinta" non è semplicemente passiva, poiché è il periodo durante il quale la generazione di potenza alla caviglia è maggiore (Winter, 1983). Ciò che non è chiaro è se questa potenza venga utilizzata per accelerare l'intero corpo (come suggerito da

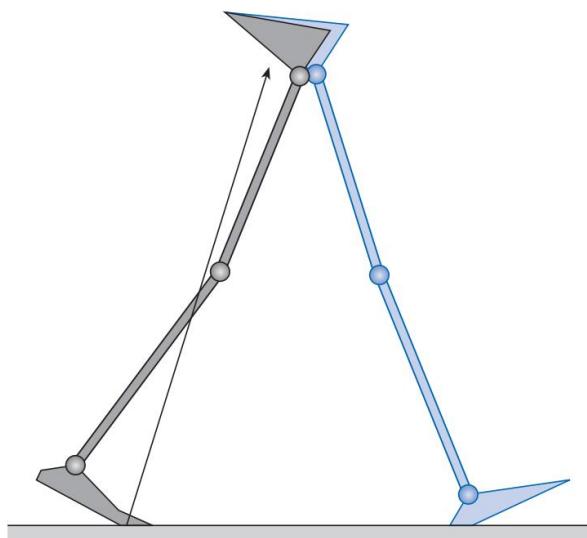


Fig. 2.15 Contatto iniziale opposto: posizione della gamba destra (grigio), gamba sinistra (blu) e vettore della forza di reazione al suolo.

Winter) o semplicemente la gamba (come suggerito da Perry) o (come sembra più probabile) una combinazione dei due. Buczek *et al.* (2003) hanno dimostrato che la generazione di potenza a livello della caviglia è necessaria per sostenere una camminata normale. Usando termini presi in prestito dallo studio del controllo posturale, la camminata normale prevede una "strategia della caviglia", ma può essere sostituita da una "strategia dell'anca", in cui i soggetti "riducono la spinta, tirando la gamba in avanti rispetto all'anca" (Mueller *et al.*, 1994).

2. Parte superiore del corpo: l'atteggiamento della parte superiore del corpo al contatto iniziale opposto è simile a quello descritto per il contatto iniziale, tranne per il fatto che il tronco si sta muovendo verso sinistra anziché verso destra e che è ruotato in modo che la spalla e il braccio destro e il lato sinistro del bacino siano in avanti.

3. Anca: al contatto iniziale opposto, l'anca raggiunge la sua posizione di massima estensione (tipicamente tra 10° e 20° di estensione, a seconda di come viene misurata) e il movimento si inverte nella direzione della flessione (Fig. 2.5). Con l'anca estesa, l'adduttore lungo funge da flessore primario dell'anca (Perry, 1992) e probabilmente genera un momento sufficiente per avviare la flessione dell'anca, in particolare se combinato con la tensione dei legamenti dell'anca allungati e gli effetti della gravità.

4. Ginocchio: il ginocchio è già in flessione al momento del contatto iniziale opposto (Fig. 2.5). Il vettore di forza si è spostato dietro il ginocchio, favorendone la flessione (Fig. 2.15) e il retto femorale inizia a contrarsi eccentricamente (incluso con il quadricipite nella Fig. 2.9), per evitare che la flessione avvenga troppo rapidamente. Il termine "pull off" è stato utilizzato per indicare la flessione di anca e ginocchio che si verifica durante la fase di pre-oscillazione.

5. Caviglia e piede: da prima del contatto iniziale opposto fino al distacco delle dita dal terreno, la caviglia si muove in flessione plantare (Fig. 2.5), a causa della contrazione concentrica del tricipite surale (Fig. 2.9). L'estensione delle dita a livello delle articolazioni metatarsali (MTF) continua, causando un irrigidimento della fascia plantare. Il piede raggiunge la sua massima supinazione, con inversione del retropiede (adduzione o varo) e rotazione tibiale esterna associata. Questi diversi fattori si combinano per bloccare le articolazioni medio-tarsali, con conseguente elevata stabilità del piede per il carico (Inman *et al.*, 1981; Rose & Gamble, 1994).

6. Momenti e potenze: Un picco del momento flessore interno dell'anca si verifica in corrispondenza del contatto iniziale opposto (Fig. 2.6). Come affermato in precedenza (p. 74, contatto iniziale opposto, sezione 3), ciò deriva probabilmente da una combinazione di contrazione dell'adduttore lungo, tensione passiva nei legamenti dell'anca e gravità. Quando la direzione del movimento dell'anca si inverte dall'estensione alla flessione, l'assorbimento di potenza (H2 in Fig. 2.7) viene sostituito dalla generazione di potenza (H3 in Fig. 2.7). Durante l'appoggio terminale, la flessione del ginocchio porta l'articolazione davanti al vettore di forza (Fig. 2.15), invertendo il momento esterno dall'estensore al flessore e quindi

modificando il momento interno da flessore a estensore (Fig. 2.6). La contrazione eccentrica del retto femorale (inclusa con il quadricipite nella Fig. 2.9) limita la velocità di flessione del ginocchio e determina un assorbimento di potenza (K3 nella Fig. 2.7). A livello della caviglia, il vettore di forza si trova ben davanti all'articolazione, in corrispondenza del contatto iniziale opposto (Fig. 2.15). L'elevato momento dorsiflessore esterno risultante è contrastato da un corrispondente elevato momento plantoflessore interno (Fig. 2.6), prodotto dalla contrazione concentrica del tricipite surale (Fig. 2.9). Il risultato è un'elevata generazione di potenza (A2 nella Fig. 2.7), che rappresenta la più elevata generazione di potenza dell'intero ciclo del passo. L'effetto immediato di questa generazione di potenza è l'accelerazione dell'arto in avanti nella fase di swing.

Toe off (Fig. 2.16)

1. Generale: il distacco delle dita dei piedi si verifica generalmente a circa il 60% del ciclo del passo (57% nel soggetto utilizzato per l'illustrazione). Separa la fase di pre-oscillazione da quella di oscillazione iniziale ed è il punto in cui termina la fase di appoggio e inizia la fase di oscillazione. Per questo evento è stato proposto il nome "contatto terminale", poiché nell'andatura patologica la punta del piede potrebbe non essere l'ultima parte del piede a staccarsi da terra.

2. Parte superiore del corpo: le rotazioni estreme di spalle, braccia e tronco iniziano a tornare verso la posizione neutra, mentre il tronco guadagna altezza e si sposta verso il nuovo piede di appoggio (sinistro).

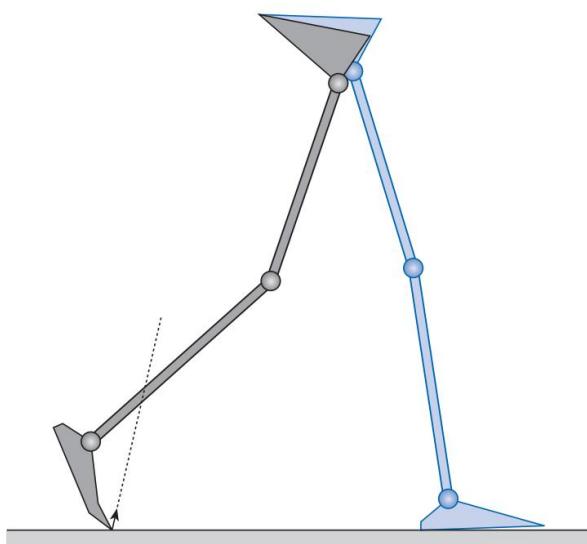


Fig. 2.16 Toe off: posizione della gamba destra (grigio), gamba sinistra (blu) e forza di reazione al suolo vettore.

3. Anca: quando il piede si stacca da terra, l'anca continua a flettersi (Fig. 2.5). Ciò è possibile grazie alla forza di gravità e alla tensione dei legamenti dell'anca, nonché alla contrazione del retto femorale (incluso nel quadricipite nella Fig. 2.9) e dell'adduttore lungo.

4. Ginocchio: al momento del distacco della punta del piede, il ginocchio si è flesso a circa metà dell'angolo che raggiungerà al picco di flessione nella fase di swing. Questa flessione è favorita dal posizionamento del vettore della forza di reazione al suolo ben dietro il ginocchio (Fig. 2.16), sebbene l'entità della forza diminuisca rapidamente, raggiungendo lo zero quando il piede si stacca da terra. La maggior parte della flessione del ginocchio deriva quindi dalla flessione dell'anca: la gamba agisce come un "doppio pendolo" articolato, in modo che, quando l'anca si flette, la tibia viene "lasciata indietro", a causa della sua inerzia, con conseguente flessione del ginocchio. All'inizio della fase di swing, il retto femorale può contrarsi eccentricamente per prevenire un'eccessiva flessione del ginocchio, in particolare a velocità di camminata più elevate (Nene et al., 1999).

5. Caviglia e piede: il picco della flessione plantare della caviglia si verifica subito dopo il distacco delle dita. L'entità della flessione plantare dipende dal metodo di misurazione; è di 25° in Fig. 2.5. La contrazione del tricipite surale cessa prima del distacco della punta e il tibiale anteriore inizia a contrarsi (Fig. 2.9), per portare la caviglia in posizione neutra o dorsiflessa durante la fase di swing.

6. Momenti e potenze: Intorno al distacco delle dita dei piedi, l'anca mostra ancora un momento flessore interno (Fig. 2.6), derivante dalla gravità, dall'elasticità dei legamenti e dalla contrazione dell'adduttore lungo e dell'ilopsoas. Poiché l'anca si sta flettendo in questo momento, si verifica la generazione di potenza (H3 in Fig. 2.7). Come affermato in precedenza (p. 76, distacco delle dita dei piedi, sezione 4), durante il pre-oscillazione e l'oscillazione iniziale, la flessione dell'anca provoca la flessione del ginocchio, il "doppio pendolo" determina un momento flessore esterno al ginocchio, contrastato da un momento estensore interno (Fig. 2.6), poiché il retto femorale si contrae eccentricamente (incluso con il quadricipite in Fig. 2.9) per limitare la velocità di flessione del ginocchio. Questa contrazione eccentrica assorbe potenza (K3 in Fig. 2.7). A livello della caviglia, il momento plantare flessore interno si riduce rapidamente durante la fase di pre-oscillazione man mano che l'entità della forza di reazione al suolo diminuisce, azzerandosi quando il piede si stacca da terra con la punta del piede (Fig. 2.6). Anche il picco di generazione di potenza della caviglia si riduce a circa zero durante questo periodo (Fig. 2.7).

Piedi adiacenti (Fig. 2.17)

1. Generale: l'adiacenza dei piedi separa l'oscillazione iniziale da quella intermedia. È il momento in cui la gamba oscillante supera la fase di appoggio e i due piedi sono affiancati. La fase di oscillazione occupa circa il 40% del ciclo del passo e i piedi diventano adiacenti intorno al centro di questo momento; nel soggetto utilizzato per l'illustrazione, si è verificato al 77% del ciclo del passo. Nomi alternativi per i piedi

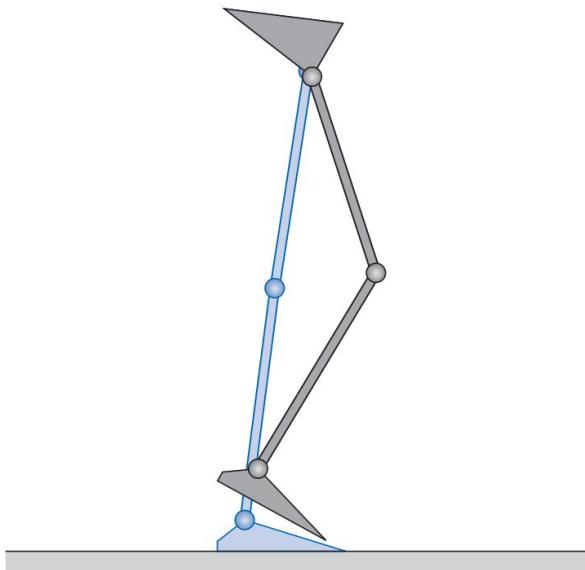


Fig. 2.17 Piedi adiacenti: posizione della gamba destra (grigio) e della gamba sinistra (blu).

Adiacenti ci sono "foot clearance" e "mid-swing"; quest'ultimo termine viene ora applicato a una fase del ciclo del passo, piuttosto che a un evento specifico. L'oscillazione iniziale è anche nota come "lift off".

2. Parte superiore del corpo: quando i piedi sono adiacenti, il tronco è nella posizione più alta e si sposta al massimo sulla gamba in fase di appoggio (sinistra). Le braccia sono parallele, una (sinistra) si muove in avanti e una (destra) si muove indietro.

3. Anca: l'anca inizia a flettersi ancor prima del distacco delle dita e, quando i piedi sono adiacenti, è ben flessa (20° in Fig. 2.5). Ciò si ottiene grazie a una potente contrazione dell'ilopsoas (Fig. 2.9), favorita dalla gravità.

4. Ginocchio: la flessione del ginocchio durante la fase di oscillazione deriva in gran parte dalla flessione dell'anca. Come descritto in precedenza (p. 76, distacco delle dita, sezione 6), la gamba agisce come un pendolo articolato e non è necessaria alcuna contrazione muscolare attorno al ginocchio (consentendo così agli amputati sopra il ginocchio di raggiungere la flessione del ginocchio in fase di oscillazione con la protesi). L'angolo di flessione del ginocchio in fase di oscillazione massima è solitamente compreso tra 60° e 70° . Si verifica prima che i piedi siano adiacenti, momento in cui il ginocchio ha ricominciato a estendersi. Nella camminata veloce, la flessione del ginocchio in fase di oscillazione è inferiore rispetto alla camminata a velocità naturale, per accorciare la fase di oscillazione. Ciò si ottiene tramite la co-contrazione del retto femorale e dei muscoli posteriori della coscia (Gage, 2004, p. 58).

5. Caviglia e piede: nel momento in cui i piedi sono adiacenti, la caviglia si muove da una posizione plantare flessa intorno alla punta verso una posizione neutra o dorsiflessa.

Atteggiamento nell'oscillazione terminale. La maggior parte dell'accorciamento della gamba in fase di oscillazione, necessario per raggiungere il distacco delle dita, deriva dalla flessione del ginocchio, ma anche la caviglia deve uscire dalla flessione plantare. Questo movimento richiede la contrazione dei muscoli tibiali anteriori, sebbene la forza di contrazione sia molto inferiore a quella necessaria per controllare l'abbassamento del piede dopo il contatto iniziale.

Il massimo avvicinamento delle dita al suolo si verifica all'incirca nel momento in cui i piedi sono adiacenti. Durante la camminata normale, le dita dei piedi si staccano dal suolo di pochissimo; Murray (1967) ha riscontrato una distanza media di 14 mm, con un intervallo di 1–38 mm.

Il grado di supinazione del piede si riduce dopo il distacco delle dita, ma il piede rimane leggermente supinato fino al successivo contatto iniziale.

6. Momenti e potenze: Quando l'anca si muove in flessione, dal contatto iniziale opposto, attraverso la fase di pre-oscillazione e l'oscillazione iniziale fino a quando i piedi non sono adiacenti, è presente un momento flessore interno (Fig. 2.6). Questo è generato dalla gravità, dal retto femorale e dagli adduttori, con l'aggiunta dell'elasticità del legamento all'inizio del movimento e della contrazione dell'ilopsoas verso la fine (Fig. 2.9). La flessione dell'anca, in risposta a questo momento, determina il picco massimo di generazione di potenza a livello dell'anca (H3 in Fig. 2.7), potenza utilizzata per accelerare la gamba oscillante in avanti. L'energia cinetica risultante viene successivamente trasferita al tronco, poiché la gamba oscillante viene nuovamente decelerata alla fine della fase di oscillazione. Tra la punta del piede staccata e i piedi adiacenti, il ginocchio continua a mostrare un piccolo momento estensore interno, poiché il retto femorale (parte del quadricep in Fig. 2.9) impedisce al ginocchio di flettersi troppo rapidamente in risposta al momento flessorio esterno trasferito dall'anca (vedi sopra). Mentre il ginocchio è ancora in flessione, si verifica l'assorbimento di potenza (K3 in Fig. 2.7). A livello della caviglia si osservano solo momenti e scambi di potenza molto ridotti, poiché è coinvolto solo il peso del piede.

Tibia verticale (Fig. 2.18)

1. Generale: la distinzione tra i periodi di oscillazione media e di oscillazione terminale è segnata dal fatto che la tibia della gamba oscillante diventa verticale, cosa che si è verificata all'86% del ciclo del passo nel soggetto utilizzato per l'illustrazione. L'oscillazione terminale è anche nota come "reach".

2. Parte superiore del corpo: quando la tibia è in posizione verticale sulla gamba in fase di swing (destra), il tronco ha iniziato a perdere altezza verticale e a spostarsi dal suo massimo spostamento sulla gamba di supporto (sinistra) verso la linea mediana. Il braccio sinistro è ora davanti al destro e il lato destro del bacino è leggermente più avanti rispetto al sinistro (Fig. 2.18).

3. Anca: la verticale della tibia segna approssimativamente il momento in cui cessa l'ulteriore flessione dell'anca, il soggetto utilizzato per l'illustrazione ha un angolo dell'anca di circa 27°

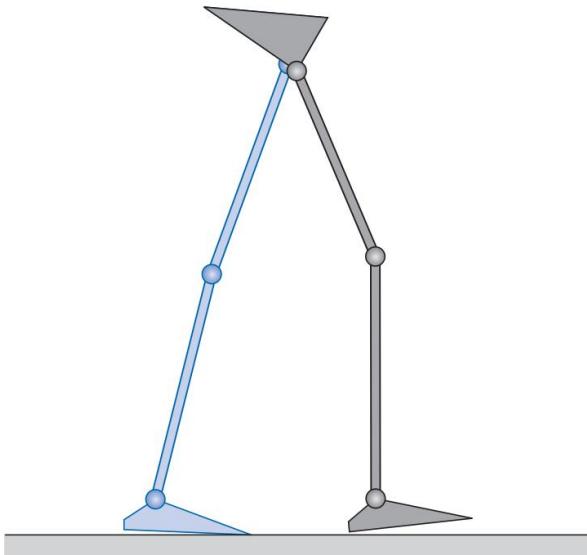


Fig. 2.18 Tibia verticale: posizione della gamba destra (grigio) e della gamba sinistra (blu).

di flessione dalla verticale della tibia al successivo contatto iniziale (Fig. 2.5). I muscoli posteriori della coscia si contraggono in modo sempre più intenso durante l'oscillazione terminale (Fig. 2.9) per limitare la velocità di estensione del ginocchio, mantenendo l'articolazione dell'anca in questa posizione flessa.

4. Ginocchio: la verticale tibiale si verifica durante una fase di rapida estensione del ginocchio, quando quest'ultimo passa dal picco di flessione nella fase di oscillazione, prima dell'avvicinamento dei piedi, a un'estensione più o meno completa prima del successivo contatto iniziale (Fig. 2.5). Questa estensione è in gran parte passiva, essendo il ritorno all'oscillazione del segmento inferiore (tibia) del doppio pendolo di cui sopra (p. 76, stacco della punta, sezione 4). La contrazione eccentrica dei muscoli posteriori della coscia impedisce che questo movimento causi una brusca iperestensione del ginocchio alla fine dell'oscillazione (Fig. 2.9).

5. Caviglia e piede: una volta che la punta del piede si è liberata, generalmente prima che la tibia raggiunga la verticale, l'assetto della caviglia diventa meno importante: può essere compreso tra pochi gradi di flessione plantare e pochi gradi di flessione dorsale, prima del successivo contatto iniziale (Fig. 2.5). Il tibiale anteriore continua a contrarsi per mantenere la caviglia in posizione, ma la sua attività di solito aumenta prima del contatto iniziale, in previsione delle maggiori forze di contrazione che saranno necessarie durante la risposta al carico (Fig. 2.9).

6. Momenti e potenze: A livello dell'anca, al momento della verticale della tibia, si osserva un momento estensore interno crescente (Fig. 2.6), generato in gran parte dalla contrazione dei muscoli posteriori della coscia, sebbene anche il grande gluteo inizi a contrarsi prima del successivo contatto iniziale (Fig. 2.9). Questo momento probabilmente consente il trasferimento di momento dalla gamba oscillante al tronco.

recuperando parte dell'energia cinetica trasmessa alla gamba durante l'oscillazione iniziale (H3 in Fig. 2.7). Poiché l'angolo dell'anca è essenzialmente statico durante l'oscillazione terminale, si verifica uno scambio di potenza molto limitato a livello dell'articolazione. Il ginocchio mostra un momento flessore interno crescente (Fig. 2.6), generato dalla contrazione eccentrica dei muscoli posteriori della coscia (Fig. 2.9), con assorbimento di potenza (K4 in Fig. 2.7). Ciò si verifica in risposta a un momento estensore esterno, generato dall'inerzia della tibia in oscillazione, che iperestenderebbe il ginocchio se non fosse controllato. Il momento della caviglia rimane trascurabile (Fig. 2.6), con uno scambio di potenza molto ridotto (Fig. 2.7).

Contatto del piede terminale (Fig. 2.10)

Il ciclo del passo termina al successivo contatto iniziale dello stesso piede (in questo caso, il piede destro). Poiché è poco chiaro riferirsi alla *fine* del ciclo come "contatto iniziale", a volte viene chiamato "contatto terminale del piede".

FORZE DI REAZIONE AL SUOLO

La *piattaforma di forza* (o piastra di forza) è uno strumento comunemente utilizzato nell'analisi del cammino. Fornisce la forza totale applicata dal piede al suolo, sebbene non mostri la distribuzione delle diverse componenti di questa forza (ad esempio tallone e avampiede) sulla superficie di camminata. Alcune piattaforme di forza forniscono solo una componente della forza (solitamente verticale), ma la maggior parte fornisce una descrizione tridimensionale completa del vettore della forza di reazione al suolo. I segnali elettrici in uscita possono essere elaborati per produrre tre componenti di forza (verticale, laterale e avampiede-posteriore), le due coordinate del centro di pressione e i momenti attorno all'asse verticale. Il *centro di pressione* è il punto sul suolo attraverso il quale sembra agire una singola forza risultante, sebbene in realtà la forza totale sia composta da innumerevoli piccoli vettori di forza, distribuiti su un'area finita sulla superficie della piattaforma.

Poiché la forza di reazione al suolo è un vettore tridimensionale, sarebbe preferibile visualizzarla come tale ai fini dell'interpretazione.

Purtroppo, questo è raramente pratico. La forma di visualizzazione più comune è quella mostrata in Figura 2.19, dove le tre componenti della forza sono rappresentate graficamente in funzione del tempo per la camminata mostrata nelle figure precedenti. La convenzione dei segni utilizzata in Figura 2.19 è la stessa utilizzata da Winter (1991), dove la forza di reazione al suolo è positiva verso l'alto, in avanti e verso destra. Purtroppo non esiste un accordo generale sulle convenzioni dei segni.

La componente laterale della forza è generalmente molto piccola; per la maggior parte della fase di appoggio del piede destro, la forza di reazione al suolo accelera il baricentro verso il lato sinistro del corpo e durante la

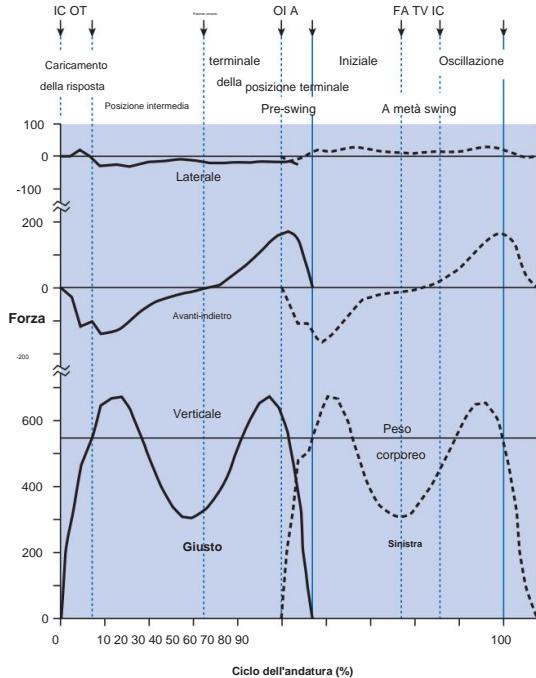


Fig. 2.19 Componenti laterali, antero-posteriori e verticali della forza di reazione al suolo, in Newton, per il piede destro

(linea continua) e il piede sinistro (linea tratteggiata). Abbreviazioni come in Fig. 2.5.

Per le convenzioni dei segni, vedere il testo.

Con il piede sinistro, l'accelerazione è verso il lato destro del corpo. La traccia anteroposteriore del piede destro mostra una "frenata" durante la prima metà della fase di appoggio e una "propulsione" durante la seconda metà. Il piede sinistro mostra lo stesso schema, ma con la direzione della forza laterale invertita.

La forza verticale mostra una caratteristica doppia gobba, che risulta da un'accelerazione verso l'alto del baricentro durante la fase iniziale della posizione, una riduzione della forza verso il basso quando il corpo "vola" sopra la gamba nella fase intermedia della posizione e un secondo picco dovuto alla decelerazione, quando il movimento verso il basso viene controllato nella fase finale della posizione.

Grafici di questo tipo sono difficili da interpretare e incoraggiano a considerare il vettore di forza come componenti separate, piuttosto che come un insieme tridimensionale. Il "diagramma a farfalla" mostrato in Fig. 2.8 rappresenta un miglioramento rispetto a questo, poiché combina due delle componenti di forza (verticale e longitudinale) con il centro di pressione nella direzione longitudinale. Inoltre, conserva informazioni sulla temporizzazione, poiché le linee che rappresentano il vettore di forza sono a intervalli regolari (10 ms in questo caso). I diagrammi a farfalla per i piani frontale e trasversale sono più difficili da interpretare e vengono utilizzati raramente, se non mai.

L'altro tipo di informazione comunemente ricavata dalla piattaforma di forza è la posizione del centro di pressione dei due piedi sul terreno, come mostrato in Figura 2.20, sempre per la stessa camminata. Questo può essere utilizzato per identificare modelli anomali di contatto del piede, incluso un angolo anomalo di punta in fuori o in dentro.

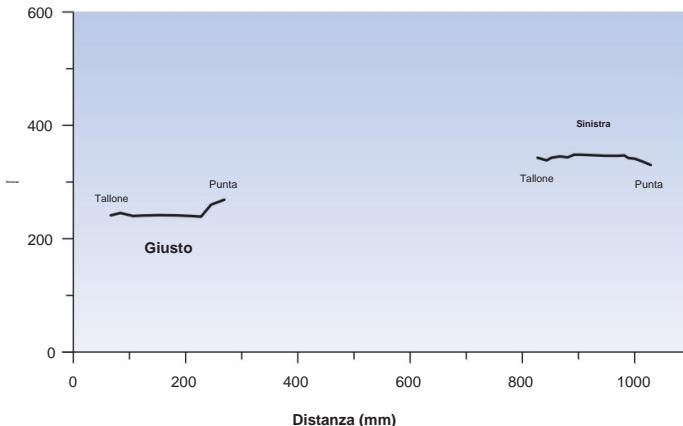


Fig. 2.20 Vista dall'alto della superficie di camminata, che mostra il centro di pressione sotto i due piedi, con il tallone destro che entra in contatto per primo e il soggetto che cammina verso destra nel diagramma.

Con questo tipo di display è possibile misurare anche la lunghezza del passo e la base di camminata, a patto che vi sia un contatto iniziale identificabile.

Se il modello di contatto del piede fosse di particolare interesse, è preferibile combinare i dati sul centro di pressione con un contorno del piede, ottenuto con altri mezzi (ad esempio con del gesso sul pavimento). Questo tipo di visualizzazione, con l'aggiunta di una rappresentazione sul piano sagittale del vettore della forza di reazione al suolo, è mostrato in Figura 2.21 per un soggetto maschio normale che indossa scarpe. Il tracciato mostra il contatto iniziale nella parte posteriore del tallone sul lato

laterale, con progressione del centro di forza lungo la parte centrale del piede fino alle teste metatarsali, dove si sposta medialmente, terminando all'alluce. La spaziatura dei vettori mostra per quanto tempo il centro di pressione rimane in una determinata area.

Vale la pena notare che c'è un gruppo di vettori appena davanti al bordo del tallone, dove la scarpa non è a contatto con il terreno, il che sottolinea ancora una volta il fatto che il centro di pressione è semplicemente la media di una serie di forze che agiscono sotto il piede.

Esiste una variazione considerevole tra gli individui per quanto riguarda la quantità di forza utilizzata applicata al terreno al contatto iniziale, alcune persone "fanno scivolare" il piede sul terreno e altre lo "affondano". La Figura 2.22 mostra la componente verticale della forza di reazione al terreno derivante da una camminata veloce, con scarpe con tacco rigido, da parte di un individuo con un marcato appoggio del tallone. I dati sono stati registrati a 1000 Hz da

una piattaforma di forza Bertec, che presenta una risposta in frequenza particolarmente elevata. È stato suggerito che le forze transitorie nelle articolazioni, derivanti dall'impatto del tallone, possano causare artrite degenerativa (Radin, 1987). L'impatto transitorio del tallone rappresenta il trasferimento di quantità di moto dalla gamba in movimento al suolo. Si tratta di un evento piuttosto breve, che dura in genere 10-20 ms, e può essere osservato solo utilizzando strumenti di misura con un tempo di risposta sufficientemente rapido. L'autore del presente articolo ha pubblicato una revisione sull'impatto transitorio del tallone e argomenti correlati (Whittle, 1999).

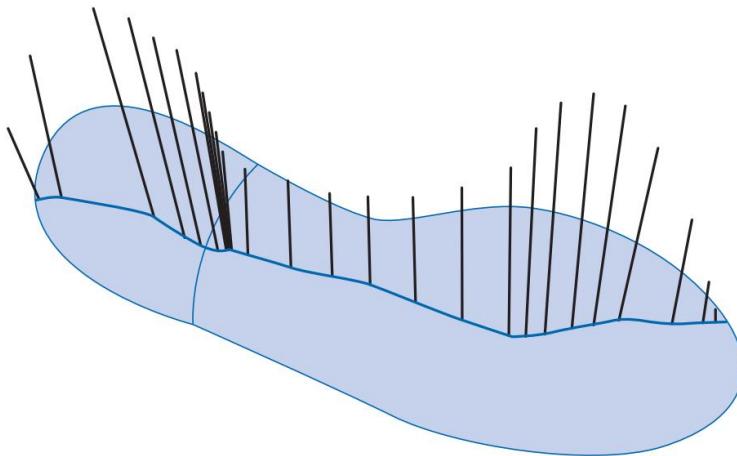


Fig. 2.21 Profilo del piede, centro di pressione e rappresentazione sul piano sagittale del vettore della forza di reazione al suolo; piede destro di un soggetto maschio normale che cammina con le scarpe.

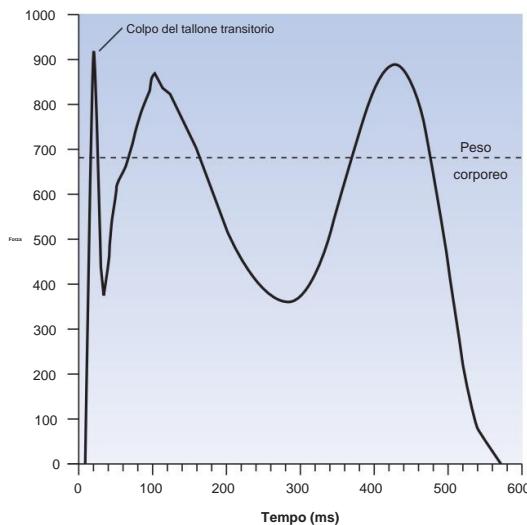


Fig. 2.22 Grafico della forza di reazione verticale al suolo in funzione del tempo, che mostra il transitorio di appoggio del tallone in un camminatore particolarmente "vigoroso" che indossa scarpe con tacco rigido. Dati non filtrati dalla piattaforma di forza Bertec, campionati a 1000 Hz.

Momenti attorno all'asse verticale sono raramente segnalati. Confrontando questi momenti tra bambini normali e bambini con piede torto, Sawatzky *et al.* (1994) sono rimasti sorpresi nel trovare solo piccole differenze, non statisticamente significative. Tuttavia, come verrà spiegato nel Capitolo 4, questi momenti derivano in gran parte dall'accelerazione e dalla decelerazione della gamba in fase di swing e ci si poteva aspettare che solo lievi cambiamenti fossero introdotti dal piede a terra.

MOMENTO DI SUPPORTO

Winter (1980) ha coniato il termine "momento di supporto" per descrivere la somma dei momenti sul piano sagittale attorno alle articolazioni dell'anca, del ginocchio e della caviglia:

$$MS = MH + MK + MA \quad (\text{Inverno})$$

dove MS, MH, MK e MA sono rispettivamente i momenti di supporto dell'anca, del ginocchio e della caviglia.

Winter osservò che il momento di supporto era molto meno variabile rispetto alle sue singole componenti, suggerendo che un momento ridotto su un'articolazione potesse essere compensato da un momento aumentato su una o entrambe le altre articolazioni. Tuttavia, era difficile interpretarlo in termini biomeccanici, poiché la convenzione dei segni si basava su flessione ed estensione, piuttosto che su momenti in senso orario e antiorario, il che faceva sì che la direzione del momento del ginocchio fosse opposta a quella dei momenti di anca e caviglia. Hof (2000) pubblicò una giustificazione per il momento di supporto e suggerì che fosse responsabile della prevenzione del collasso del ginocchio. Sulla base della sua analisi, suggerì la seguente formula rivista per il suo calcolo:

$$SM = \frac{1}{2}MH + MK + \frac{1}{2}MA \quad (\text{Corte})$$

La figura 2.23 illustra il momento di supporto calcolato sul piano sagittale dei momenti interni di anca, ginocchio e caviglia del soggetto normale utilizzato per l'illustrazione in tutto il capitolo, utilizzando la formula suggerita da Hof (2000).

Anderson e Pandy (2003) hanno suggerito che un'alternativa migliore al momento di supporto sarebbe la somma delle componenti verticali della forza dei singoli muscoli durante la camminata.

CONSUMO ENERGETICO

È relativamente facile misurare il consumo energetico di un veicolo, ma molto più difficile effettuare misurazioni equivalenti del cammino umano, per due motivi. In primo luogo, esiste una chiara relazione tra il livello di carburante nel serbatoio di un veicolo e la quantità di energia utilizzata, mentre sapere quanto cibo una persona ha mangiato non fornisce informazioni sull'energia consumata in una particolare attività. In secondo luogo, un veicolo spento non consuma energia, mentre le persone utilizzano costantemente l'energia metabolica, che camminino o meno.

Il primo problema, quello della misurazione del "consumo di carburante", può essere risolto misurando non il carburante consumato ma l'ossigeno che viene utilizzato per ossidarsi

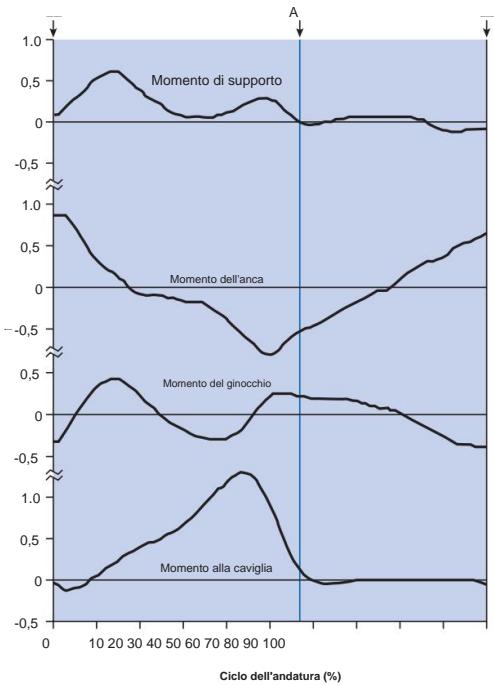


Fig. 2.23 Momento di appoggio, calcolato utilizzando la formula di Hof (2000), dai momenti articolari interni sul piano sagittale di anca, ginocchio e caviglia destri. Abbreviazioni e convenzioni sui segni come in Fig. 2.6.

Le misurazioni dell'assorbimento di ossigeno, sebbene non siano particolarmente piacevoli per il soggetto (che deve indossare una maschera facciale o un boccaglio), sono comunque perfettamente pratiche e vengono utilizzate di routine per misurare il costo metabolico di diverse attività.

Il secondo problema, la mancanza di una base di riferimento adeguata per la misurazione del consumo energetico negli esseri umani, non è di facile soluzione e richiede un approccio diverso all'argomento. L'energia consumata da una persona che cammina può essere suddivisa in tre parti.

1. I muscoli utilizzati per camminare consumano energia, poiché accelerano e decelerano il tronco e i segmenti degli arti in direzioni diverse.
2. Camminare implica un "overhead", in quanto il dispendio energetico da parte dei muscoli comporta una maggiore attività del cuore e dei muscoli coinvolti nella respirazione, che a loro volta consumano energia. L'energia viene spesa anche per mantenere la postura eretta.
3. Il "metabolismo basale" è l'energia minima irriducibile che una persona consumerà se è completamente a riposo.

La relazione tra energia metabolica ed energia fisica è molto complessa. Come spiegato nel Capitolo 1 (p. 43), se un muscolo subisce una contrazione isometrica, consuma comunque energia, sebbene la sua lunghezza non cambi.

e il lavoro fisico che compie è zero. In una contrazione eccentrica, quando si allunga sotto tensione, consuma energia metabolica, mentre in termini fisici ci si aspetterebbe che ne guadagnasse, piuttosto che perderla.

In passato si è soliti stimare l'efficienza meccanica della camminata osservando la differenza nel consumo di ossigeno tra lo stato "basale" e la camminata a una data velocità. Questo approccio, tuttavia, trascura i vari fattori di sovraccarico e fa apparire la camminata lenta estremamente inefficiente. Inman *et al.* (1981) e Rose & Gamble (1994) hanno suggerito che sia più realistico utilizzare la stazione eretta o la camminata molto lenta come base per le misurazioni della camminata più veloce. Nonostante queste incertezze, si cita spesso un valore del 25% per l'efficienza della conversione dell'energia metabolica in energia meccanica in un'ampia gamma di attività, inclusa la camminata. Una revisione completa del dispendio energetico dell'andatura normale e patologica è stata fornita da Waters & Mulroy (1999).

Il fabbisogno energetico della camminata può essere espresso in due modi: l'energia utilizzata per unità di tempo e l'energia utilizzata per unità di distanza. Poiché il dispendio energetico è solitamente dedotto dall'ossigeno utilizzato, questi sono generalmente noti rispettivamente come "consumo di ossigeno" e "costo dell'ossigeno".

Consumo di energia per unità di tempo (consumo di ossigeno)

Inman *et al.* (1981) e Rose & Gamble (1994) hanno citato un'equazione, basata su numerosi studi, per la relazione tra la velocità di camminata e il consumo energetico per unità di tempo. Il consumo energetico includeva sia il metabolismo basale che i "costi generali". Hanno dimostrato, prevedibilmente, che il consumo energetico per unità di tempo è inferiore per la camminata lenta rispetto a quella veloce. Traducendo la loro equazione in unità SI, diventa:

$$Ew = 2,23 + 1,26 v^2$$

dove Ew è il consumo di energia in watt per chilogrammo di massa corporea e v è la velocità in m/s.

Come esempio dell'applicazione di questa equazione, una persona di 70 kg che cammina a 1,4 m/s, una velocità tipica per gli adulti, consumerebbe energia a un tasso di 330 W. Il termine v^2 nell'equazione mostra che il consumo di energia aumenta con il quadrato della velocità di camminata.

Consumo energetico per unità di distanza (costo dell'ossigeno)

Il consumo di energia per metro percorso, noto anche come "costo energetico", ha una relazione meno diretta con la velocità di camminata, poiché sia molto lenta che

Camminare a velocità molto elevate consuma più energia per metro rispetto a camminare a velocità intermedie. L'equazione che descrive questa relazione, convertita nuovamente in unità SI, è:

$$Em = 2,23/v + 1,26 v$$

dove Em è il consumo energetico in joule per metro per chilogrammo di massa corporea e v è la velocità in m/s. Il costo energetico della camminata è maggiore nei bambini e diminuisce costantemente con l'età fino all'età adulta.

Il consumo minimo di energia è previsto da questa equazione a una velocità di 1,33 m/s. Una persona di 70 kg che cammina a questa velocità consumerebbe 235 joule al metro, ovvero 235 kJ al chilometro. Una tipica barretta di cioccolato contiene circa 1000 kJ e fornirebbe quindi energia sufficiente per percorrere 4,26 km, ovvero più di due miglia e mezzo!

Le equazioni sopra citate forniscono semplicemente valori medi per gli adulti, che possono essere modificati in base a età, sesso, superficie di camminata, calzature e così via. L'andatura patologica è spesso associata a un consumo energetico considerevolmente superiore a questi valori "medi", a causa di una combinazione di movimenti anomali, spasticità muscolare e co-contrazione di muscoli antagonisti. Per fornire una base di partenza per gli studi sull'andatura patologica, Waters *et al.* (1988) hanno condotto uno studio dettagliato del consumo energetico di un totale di 260 bambini e adulti normali di entrambi i sessi, che camminavano a diverse velocità.

OTTIMIZZAZIONE DELL'USO DELL'ENERGIA

Se le persone fossero dotate di ruote, servirebbe pochissima energia per la locomozione su una superficie piana e parte dell'energia spesa in salita verrebbe recuperata in discesa. Per questo motivo, sia le sedie a rotelle che le biciclette sono mezzi di trasporto straordinariamente efficienti, sebbene ovviamente molto meno versatili di un paio di gambe. Durante la camminata, ogni gamba deve essere avviata e fermata a turno e il baricentro del corpo si alza e si abbassa e si sposta lateralmente, tutte queste azioni consumano energia.

Nonostante ciò, camminare non è così inefficiente come potrebbe essere, grazie a due forme di ottimizzazione: quelle che implicano trasferimenti di energia e quelle che riducono al minimo lo spostamento del baricentro.

Trasferimenti di energia

Durante la deambulazione si verificano due tipi di trasferimento di energia: uno scambio tra energia potenziale e cinetica e il trasferimento di energia tra un segmento dell'arto e l'altro. Lo scambio più ovvio tra energia potenziale e

L'energia cinetica è presente nel movimento del tronco. Durante la fase di doppio appoggio, il tronco si trova nella sua posizione verticale più bassa, con la massima velocità in avanti. Durante la prima metà della fase di singolo appoggio, il tronco viene sollevato dalla gamba di appoggio, convertendo parte della sua energia cinetica in energia potenziale, man mano che la sua velocità diminuisce. Durante l'ultima parte della fase di singolo appoggio, il tronco ricade davanti alla gamba di appoggio e riduce la sua altezza, riprendendo velocità. Questi scambi tra energia potenziale ed energia cinetica sono gli stessi che si verificano nell'altalena di un bambino, in cui l'energia potenziale nel punto più alto della sua corsa viene convertita in energia cinetica mentre oscilla verso il basso, per poi tornare nuovamente in energia potenziale mentre oscilla verso l'alto dall'altro lato.

Oltre al movimento verticale del tronco, durante la camminata si verificano altri scambi tra energia potenziale e cinetica. La torsione del cingolo scapolare e del bacino in direzioni opposte immagazzina energia potenziale sotto forma di tensione nelle strutture elastiche, che viene convertita in energia cinetica quando il tronco si dispiega e poi di nuovo in energia potenziale quando il tronco ruota nell'altro senso.

Winter *et al.* (1976) hanno studiato i livelli energetici dei segmenti degli arti e del segmento HAT (testa, braccia e tronco), dal nome curioso. Questi autori hanno criticato alcuni studi precedenti, che includevano l'energia cinetica del movimento lineare ma trascuravano l'energia cinetica dovuta alla rotazione, responsabile di circa il 10% dell'energia totale della tibia. Winter *et al.* hanno studiato solo il piano sagittale, considerando trascurabili gli scambi energetici negli altri piani. Hanno confermato lo scambio tra energia potenziale e cinetica, descritto sopra, e hanno stimato che circa la metà dell'energia del segmento HAT fosse conservata in questo modo. La coscia conservava circa un terzo della sua energia tramite scambi di questo tipo e la tibia praticamente nessuno. Hanno anche notato che le variazioni dell'energia corporea totale erano inferiori alle variazioni di energia dei singoli segmenti, indicando un trasferimento di energia da un segmento all'altro. In un soggetto, durante un singolo ciclo di andatura, le variazioni di energia sono state: tibia 16 J, coscia 6 J e HAT 10 J, per un totale di 32 J. Tuttavia, la variazione di energia corporea totale è stata di soli 22 J, indicando un risparmio di 10 J grazie ai trasferimenti intersegmentali.

Siegel *et al.* (2004) hanno effettuato un'analisi dettagliata sulla relazione tra i momenti articolari degli arti inferiori e l'energia meccanica durante la deambulazione.

I sei determinanti dell'andatura

Le sei ottimizzazioni utilizzate per minimizzare le escursioni del baricentro furono chiamate "determinanti dell'andatura" da Saunders *et al.* (1953), in un articolo classico i cui punti principali furono ribaditi, con lievi modifiche, da Inman *et al.* (1981) e Rose & Gamble (1994). Di seguito viene fornita una breve descrizione, ma si consiglia di consultare una di queste fonti per un resoconto dettagliato e ben illustrato. Il quarto e il quinto determinante furono combinati nel

descrizioni originali, ma per motivi di chiarezza l'autore le ha separate e ha apportato altre piccole modifiche.

Per oltre 40 anni dopo la loro prima pubblicazione, i determinanti dell'andatura sono stati generalmente accettati e sono stati ridecritti in numerose pubblicazioni, comprese le precedenti edizioni del presente libro. Tuttavia, più recentemente, in una serie di pubblicazioni (ad esempio, Della Croce *et al.*, 2001; Gard & Childress, 1997), è stato suggerito che, sebbene questi movimenti si verifichino certamente, alcuni di essi potrebbero svolgere un ruolo minimo o nullo nella riduzione del dispendio energetico. Kerrigan (2003) ha suggerito che solo il quinto determinante dell'andatura (il meccanismo del piede) riduce significativamente le escursioni verticali del baricentro. Baker *et al.* (2004) hanno respinto l'idea che l'energia si conservi limitando i movimenti verticali del baricentro e hanno invece proposto che l'energia si conservi principalmente attraverso uno scambio avanti e indietro tra energia potenziale ed energia cinetica, come descritto sopra. Tuttavia, dopo aver fornito queste avvertenze, ribadirò comunque le descrizioni originali di Saunders *et al.* (1953)!

I sei "determinanti dell'andatura" sono i seguenti.

1. Rotazione pelvica: se il ginocchio è mantenuto dritto, un movimento dell'anca da una posizione flessa a una estesa, come avviene nella fase di appoggio del passo, provocherà lo spostamento in avanti dell'articolazione dell'anca, ma anche il suo sollevamento e successivo abbassamento. L'entità del movimento in avanti e l'entità del sollevamento e dell'abbassamento dipendono entrambi dall'angolo totale attraverso il quale l'articolazione dell'anca si muove dalla flessione all'estensione (Fig. 2.24, a sinistra). Poiché il movimento in avanti è pari a

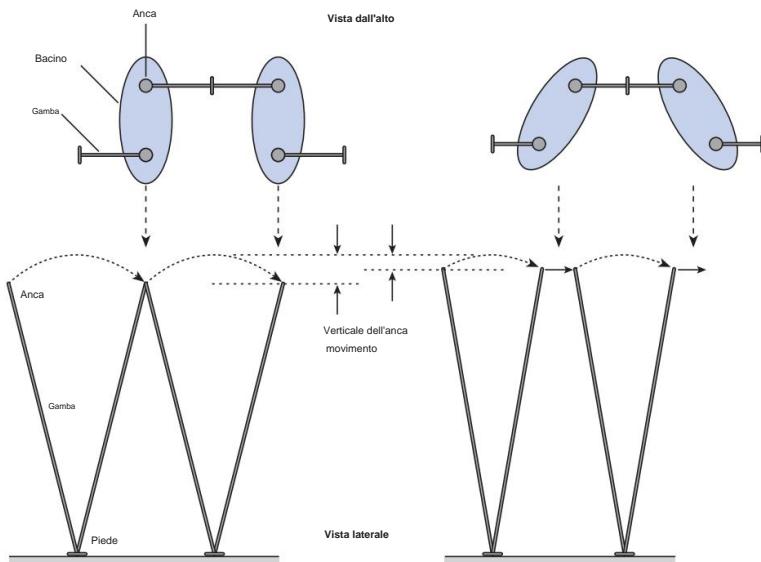


Fig. 2.24 Primo fattore determinante dell'andatura: se il bacino non ruotasse (sinistra), l'intera lunghezza del passo deriverebbe dalla flessione e dall'estensione dell'anca. La rotazione del bacino attorno a un asse verticale (destra) riduce l'angolo di flessione e di estensione dell'anca, che a sua volta riduce il movimento verticale dell'anca.

la lunghezza del passo, ne consegue che maggiore è la lunghezza del passo, maggiori saranno gli angoli di flessione ed estensione dell'anca e maggiore sarà il movimento verticale dell'anca tra la sua posizione più alta e quella più bassa. Il primo "fattore determinante dell'andatura" è il modo in cui il bacino ruota attorno a un asse verticale durante il ciclo del passo, portando ciascuna articolazione dell'anca in avanti quando si flette e indietro quando si estende. Ciò significa che per una data lunghezza del passo, l'articolazione dell'anca stessa si muove in avanti per una distanza inferiore a quella del piede, quindi è necessaria una minore flessione ed estensione dell'anca. Una parte della lunghezza del passo deriva quindi dal movimento in avanti e indietro dell'articolazione dell'anca. La riduzione dell'ampiezza di flessione ed estensione dell'anca porta a una riduzione del movimento verticale dell'anca (Fig. 2.24, a destra).

2. Obliquità pelvica: come descritto in precedenza, la flessione e l'estensione dell'anca sono accompagnate da un aumento e una diminuzione dell'altezza dell'articolazione dell'anca. Se il bacino si mantenesse in piano, il tronco seguirebbe questo movimento di salita e discesa. Tuttavia, il secondo "fattore determinante dell'andatura" è il modo in cui il bacino si inclina attorno a un asse anteroposteriore, sollevandosi prima da un lato e poi dall'altro, in modo che quando l'anca della gamba in fase di appoggio è al suo punto più alto, il bacino si inclina verso il basso, cosicché l'anca della gamba in fase di swing è più bassa di quella della gamba in fase di appoggio. Poiché l'altezza del tronco non dipende dall'altezza di ciascuna delle due articolazioni dell'anca da sola, ma dalla media delle due, questa obliquità pelvica riduce l'escursione verticale totale del tronco (Fig. 2.25). Tuttavia, questo risultato può essere ottenuto solo se la gamba in fase di swing può essere accorciata sufficientemente da sollevarsi da terra (normalmente flettendo sia il ginocchio che la caviglia dorsale), quando l'altezza dell'articolazione dell'anca è ridotta.

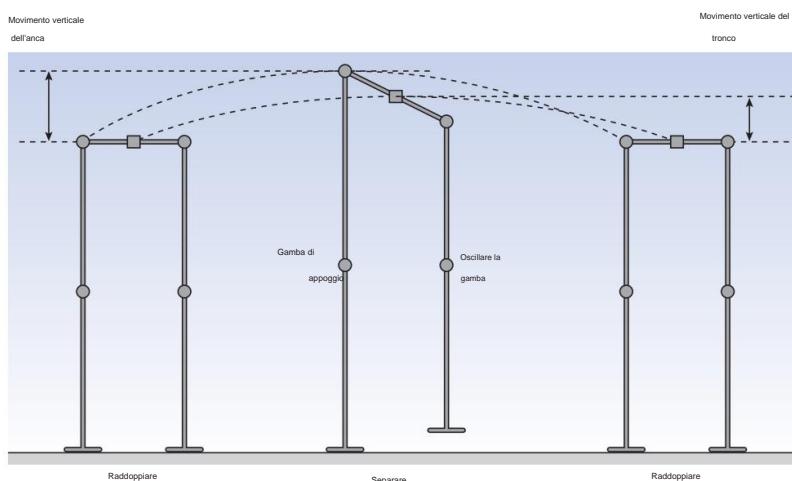


Fig. 2.25 Secondo determinante dell'andatura: il movimento verticale del tronco è inferiore a quello dell'anca, a causa dell'inclinazione del bacino attorno a un asse anteroposteriore.

3. Flessione del ginocchio in fase di appoggio: il terzo, il quarto e il quinto determinante del passo (Fig. 2.26) sono tutti interessati a regolare la lunghezza effettiva della gamba, allungandola all'inizio e alla fine della fase di appoggio e accorciandola a metà, per mantenere l'altezza dell'anca il più costante possibile. Il terzo "determinante" è la flessione del ginocchio in fase di appoggio. Quando il femore passa dalla flessione dell'anca all'estensione, se la gamba rimanesse dritta, l'articolazione dell'anca si solleverebbe e poi si abbasserebbe, come descritto sopra. Tuttavia, la flessione del ginocchio accorcia la gamba a metà di questo movimento, riducendo l'altezza dell'apice della curva.

4. Meccanismo della caviglia: complementare al modo in cui l'apice della curva viene abbassato accorciando la gamba a metà del movimento dalla flessione dell'anca all'estensione, l'inizio della curva viene elevato allungando la gamba all'inizio della fase di appoggio – contatto iniziale. Ciò è ottenuto dal quarto "fattore determinante del passo": il meccanismo della caviglia. Poiché il tallone sporge dietro l'articolazione della caviglia, allunga efficacemente la gamba durante la risposta al carico (Fig. 2.26).

5. Meccanismo del piede: allo stesso modo in cui il tallone allunga la gamba all'inizio della fase di appoggio, l'avampiede la allunga alla fine dell'appoggio, nel quinto "fattore determinante": il rollio terminale (Fig. 2.26). Dal momento in cui il tallone si solleva, la lunghezza effettiva della parte inferiore della gamba aumenta man mano che la caviglia passa dalla dorsiflessione alla flessione plantare.

6. Spostamento laterale del corpo: i primi cinque fattori determinanti dell'andatura sono tutti legati alla riduzione delle escursioni verticali del baricentro. Il sesto è legato al movimento laterale. Se i piedi fossero distanti quanto i fianchi, il corpo dovrebbe inclinarsi lateralmente per mantenere l'equilibrio.

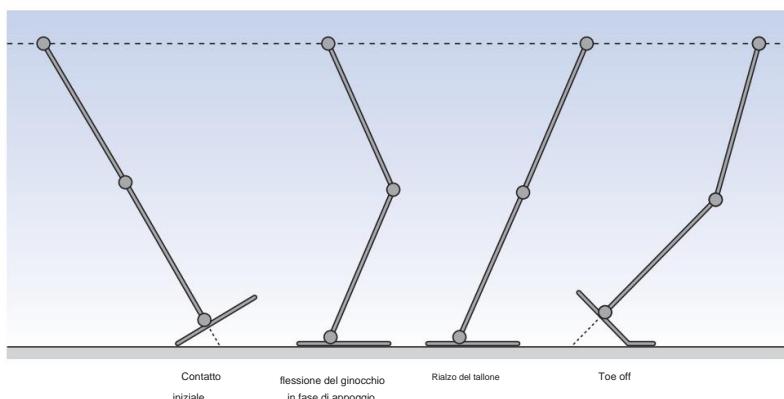


Fig. 2.26 Terzo, quarto e quinto determinante dell'andatura: la flessione del ginocchio nella fase di appoggio accorcia la gamba nella fase intermedia dell'appoggio (terzo determinante); la proiezione all'indietro del tallone al contatto iniziale allunga la gamba (quarto determinante); lo stesso vale per la proiezione in avanti dell'avampiede durante il pre-swing (quinto determinante).

durante la deambulazione (Fig. 2.27a). Mantenendo la base di deambulazione stretta, è necessario poco movimento laterale per preservare l'equilibrio (Fig. 2.27b). La riduzione dell'accelerazione e della decelerazione laterale porta a una riduzione dell'uso dei muscoli energia. Il principale adattamento che consente alla base di deambulazione di essere stretta è una leggera angolazione valga del ginocchio, che consente alla tibia di essere verticale mentre il femore si inclina verso l'interno, a causa di un'anca leggermente addotta.

Dovrebbe essere ovvio che, sebbene i sei fattori determinanti dell'andatura siano stati descritti separatamente, sono tutti integrati insieme durante ogni ciclo dell'andatura.

L'effetto combinato è una traiettoria molto più fluida del baricentro e (secondo la descrizione originale) un dispendio energetico molto più basso.

Secondo Perry (1992), i fattori determinanti dell'andatura riducono le escursioni verticali del tronco di circa il 50% e quelle orizzontali di circa il 40%.

AVVIAMENTO E ARRESTO

Finora è stata considerata solo la camminata continua in stato stazionario. Per raggiungere tale stato, l'individuo deve iniziare e, una volta raggiunto,

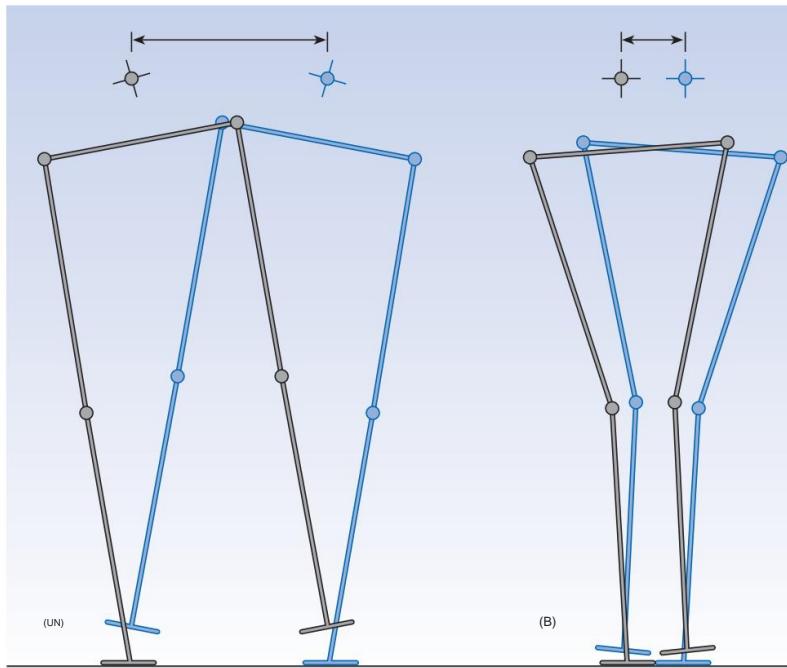


Fig. 2.27 Sesto determinante dell'andatura: se i piedi sono posizionati a terra molto distanti tra loro (a), sarebbero necessari ampi movimenti laterali del baricentro per mantenere l'equilibrio; se sono più vicini (b) si riduce l'entità di questi movimenti.

Una volta raggiunta la loro destinazione, devono fermarsi. Winter (1995), in una revisione del controllo dell'equilibrio e della postura, ha fornito una buona descrizione dell'inizio e della fine dell'andatura.

All'inizio del passo, partendo da una posizione eretta su entrambi i piedi, il peso corporeo viene spostato su un piede, consentendo così all'altro piede di sollevarsi da terra e di avanzare. Ad esempio, supponiamo che il piede sinistro si muova per primo in avanti (arto oscillante), mentre il peso corporeo è sostenuto dal piede destro (arto di appoggio). Lo spostamento del peso sul piede destro si ottiene con una breve spinta iniziale, all'indietro e verso sinistra, da parte del piede sinistro. Questo (seguendo la seconda legge di Newton) sposta il baricentro del corpo in avanti e verso destra. Una volta che il baricentro è sopra il piede destro, è sicuro sollevare il piede sinistro da terra e muoverlo in avanti. Allo stesso tempo, il tronco ha iniziato a muoversi in avanti. Il piede sinistro atterra a terra davanti al soggetto, con un passo quasi identico a quello di un'andatura stazionaria. Il peso corporeo viene trasferito sulla gamba sinistra, il piede destro si stacca da terra con una normale punta staccata e il soggetto inizia a camminare. Quando il piede sinistro ha toccato terra, il tronco si muove in avanti a circa l'85% della velocità finale di camminata e sono necessari solo uno o due passi in più prima di raggiungere la velocità e il ritmo stazionari. Probabilmente l'aggiustamento più lento è quello dell'equilibrio laterale, che potrebbe richiedere diversi passi per stabilizzarsi.

Una patologia che causa particolari problemi all'inizio dell'andatura è il parkinsonismo; l'inizio dell'andatura in questa condizione è stato esaminato da Halliday *et al.* (1998).

Sono state condotte meno ricerche sulla conclusione del cammino, sebbene sembri rappresentare una sfida maggiore per il sistema di controllo neurale. La conclusione del cammino prevede una fase di appoggio da un lato, non seguita da una fase di oscillazione, e una fase di oscillazione accorciata dall'altro, con il piede in movimento posizionato accanto a quello fermo. Se il piede sinistro è quello che oscilla, le forze per concludere il cammino sono fornite dal piede destro, che dirige la forza di reazione del terreno in avanti e verso destra, applicando così una forza all'indietro e verso sinistra al baricentro del corpo, arrestandone il movimento in avanti e portandolo al punto medio tra i piedi. Il piede sinistro viene quindi piantato a terra accanto al destro e il cammino è terminato.

ALTRE VARIETÀ DI ANDATURA

Oltre alla normale camminata, gli esseri umani camminano all'indietro, saltano, corrono, salgono e scendono pendii e scale, scavalcano ostacoli e trasportano carichi con le mani, sulla schiena o sulla testa. La corsa ha una vasta letteratura a sé stante, essendo una parte così importante della medicina sportiva. Gli altri tipi di locomozione sono stati tutti studiati in misura maggiore o minore, soprattutto perché i pazienti con sistemi neuromuscolari anomali presentano spesso maggiori problemi in alcune di queste altre attività rispetto alle normali.

camminare. Tuttavia, tali considerazioni esulano dallo scopo del presente testo introduttivo.

ANDATURE NEI GIOVANI

Sebbene siano stati condotti numerosi studi sullo sviluppo dell'andatura nei bambini, quello di Sutherland *et al.* (1988) è uno dei più dettagliati. Le principali differenze tra l'andatura dei bambini piccoli e quella degli adulti sono le seguenti:

1. La base di camminata è più ampia
2. La lunghezza e la velocità del passo sono inferiori e il tempo del ciclo più breve (più alto
cadenza)
3. Nei bambini piccoli non c'è appoggio del tallone, il contatto iniziale avviene con il piede piatto.
4. C'è pochissima flessione del ginocchio nella fase di appoggio.
5. L'intera gamba è ruotata esternamente durante la fase di oscillazione.
6. Non c'è oscillazione reciproca del braccio.

Queste differenze nell'andatura maturano a ritmi diversi. Le caratteristiche numerate (3), (4) e (5) nell'elenco precedente si sono trasformate nel modello adulto entro i 2 anni, e (1) e (6) entro i 4 anni. Il tempo del ciclo, la lunghezza del passo e la velocità continuano a cambiare con la crescita, raggiungendo i valori normali dell'età adulta intorno ai 15 anni.

La maggior parte dei bambini inizia a camminare entro 3 mesi dal loro primo compleanno. Prima di questo, anche i neonati più piccoli compiono movimenti di passo alternato, se vengono mossi lentamente in avanti mentre sono tenuti in posizione eretta con i piedi a terra. Tuttavia, questo non è un vero cammino, poiché non c'è alcun tentativo di scaricare il peso sulle gambe.

La Figura 2.28, basata sui dati di Sutherland *et al.* (1988), mostra il movimento medio sul piano sagittale delle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia in 49 bambini di età compresa tra 11 e 13 mesi. È opportuno confrontarla con la Figura 2.5, che mostra gli stessi parametri per una donna adulta normale. Sutherland *et al.* hanno fornito solo i tempi di contatto iniziale e di distacco della punta sui due lati e hanno utilizzato una definizione diversa dell'angolo dell'anca; i dati nella Figura 2.28 sono stati corretti in estensione di 15° per renderli confrontabili con le altre figure presenti in questo libro.

Il modello di flessione ed estensione dell'anca differisce da quello degli adulti in quanto il grado di estensione è ridotto e l'anca non rimane flessa per molto tempo alla fine della fase di oscillazione.

Il ginocchio non si estende mai completamente, ma questo fenomeno si osserva a tutte le età nei dati di Sutherland e potrebbe riflettere il metodo di misurazione. Nei neonati si osserva una certa flessione del ginocchio in fase di appoggio, ma è di minore entità e più precoce rispetto agli adulti. Anche la flessione del ginocchio in fase di swing è leggermente ridotta a

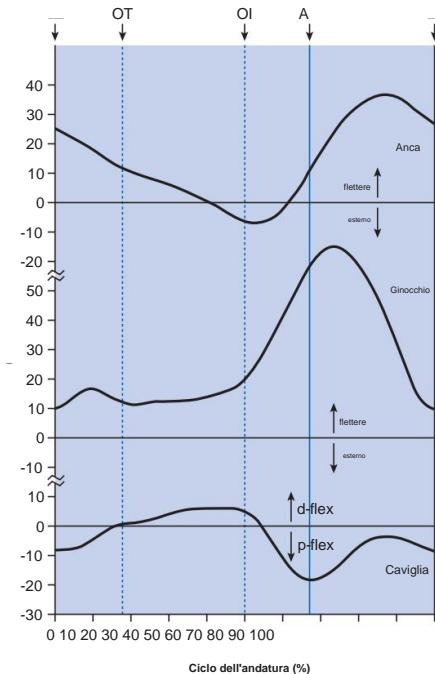


Fig. 2.28 Angoli di anca, ginocchio e caviglia sul piano sagittale in bambini di 1 anno. L'angolo dell'anca è stato spostato in estensione di 15° per consentire una differenza nei metodi di misurazione. Convenzioni sui segni e abbreviazioni come nella Figura 2.5 (basate sui dati di Sutherland *et al.*, 1988).

l'età di 1 anno (e la maggior parte degli adulti presenta una flessione in fase di oscillazione maggiore di quella osservata nella Figura 2.5).

Nei bambini piccoli, il contatto iniziale avviene con tutto il piede, con l'appoggio del tallone sostituito dall'appoggio del piede a terra. La caviglia è in flessione plantare al contatto iniziale e rimane in tale posizione fino alla fase di appoggio iniziale, a differenza di quanto avviene negli adulti, in cui la caviglia è approssimativamente neutra al contatto iniziale ma si muove rapidamente in flessione plantare. Il modello di dorsiflessione seguito da flessione plantare per il resto della fase di appoggio è essenzialmente lo stesso a tutte le età.

Poiché i bambini sono più piccoli degli adulti, non sorprende che camminino con un passo più corto e a una velocità inferiore. Sutherland *et al.* (1988) hanno dimostrato che la lunghezza del passo è strettamente correlata all'altezza e che il rapporto tra lunghezza del passo e statura è simile a quello riscontrato negli adulti. La variazione della lunghezza del passo con l'età rispecchia la variazione dell'altezza, mostrando un rapido aumento fino all'età di 4 anni e un aumento più lento in seguito. Todd *et al.* (1989) hanno dettagliato le relazioni tra l'altezza dei bambini e i loro parametri generali dell'andatura. I bambini piccoli camminano con un tempo di ciclo breve (cadenza rapida), la cui media all'età di un anno è di circa 0,70 s (171 passi/min). Il tempo di ciclo aumenta con l'età, ma è ancora di circa 0,85 s (141 passi/min) all'età di 7 anni, ben al di sotto dei valori tipici degli adulti di 1,06 s (113 passi/min) per gli uomini e 1,02 s (118 passi/min) per le donne. Il tempo di ciclo più breve compensa in parte la breve lunghezza del passo; la velocità variava da 0,64 m/s all'età di 1 anno a 1,14 m/s all'età di 7 anni, rispetto ai valori tipici degli adulti di 1,46 m/s per i maschi e 1,3 m/s per le femmine.

Sutherland non ha riferito sull'andatura dei bambini di età superiore ai 7 anni e non

Non distinguono tra i risultati di ragazzi e ragazze. L'Appendice 1 riporta i valori normali per i parametri generali dell'andatura nei bambini, derivati in parte dai dati di Sutherland. Tuttavia, i valori basati solo sull'età possono essere fuorvianti; la lunghezza del passo dipende sia dall'altezza che dalla velocità di camminata, entrambe variabili che possono essere inferiori nei bambini con disabilità rispetto ai bambini normali della stessa età.

Come si può osservare nella Figura 2.28, la fase di oscillazione occupa una porzione minore del ciclo del passo nei bambini molto piccoli rispetto agli adulti, riducendo così al minimo il tempo trascorso nella condizione meno stabile di appoggio su un solo piede. La durata relativa della fase di oscillazione aumenta con l'età, raggiungendo la proporzione tipica degli adulti intorno ai 4 anni. Vi è simmetria tra i due lati a tutte le età.

Sutherland *et al.* (1988) hanno correlato la larghezza della base di deambulazione alla larghezza del corpo nella parte superiore del bacino, utilizzando il rapporto, alquanto confuso, "ampiezza pelvica/apertura delle caviglie". Cambiando le unità di misura per maggiore chiarezza, la base di deambulazione è pari a circa il 70% della larghezza pelvica all'età di 1 anno, scendendo a circa il 45% all'età di 3 anni e mezzo, livello che rimane fino all'età di 7 anni. Un valore medio per gli adulti non è facilmente disponibile, ma è probabilmente inferiore al 30%.

Già in tenera età, i tracciati EMG hanno mostrato una tendenza ad attivare la maggior parte dei muscoli per una percentuale maggiore del ciclo del passo rispetto agli adulti. Ad eccezione del tricipite surale, i tracciati dell'adulto si stabilizzano per la maggior parte dei muscoli entro i 2 anni. Sutherland *et al.* (1988) hanno scoperto che i bambini potevano essere suddivisi in due gruppi a seconda che il tricipite surale fosse attivato secondo un pattern prolungato (neonato) o normale (adulto). Al di sotto dei 2 anni, oltre il 60% dei bambini mostrava il pattern infantile; la percentuale scendeva al di sotto del 30% all'età di 7 anni. Gli autori hanno ipotizzato che ciò potesse essere correlato a una mielinizzazione ritardata dei rami sensoriali dei nervi periferici.

Un'eccellente revisione dei principali cambiamenti nell'andatura che si verificano durante l'infanzia è stata fornita da Sutherland (1997). L'andatura dei bambini molto piccoli (di età inferiore ai 2 anni) è stata esaminata in dettaglio da Grimshaw *et al.* (1998). I momenti e le potenze articolari di questo stesso gruppo sono stati studiati da Hallemans *et al.* (2005).

ANDATURA NEGLI ANZIANI

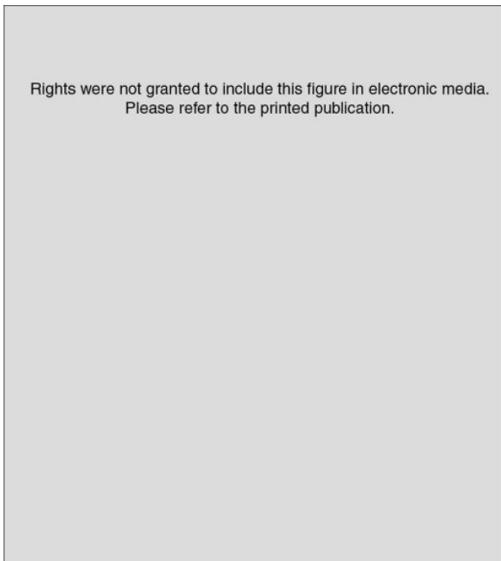
Sono state condotte numerose ricerche sui cambiamenti dell'andatura che si verificano con l'avanzare dell'età, in particolare da Murray *et al.* (1969), che hanno studiato l'andatura di uomini fino all'età di 87 anni. La descrizione che segue si limita agli effetti dell'età sulla camminata a velocità libera, sebbene Murray *et al.* abbiano esaminato anche la camminata veloce. Un articolo correlato (Murray *et al.*, 1970) ha studiato l'andatura di donne fino all'età di 70 anni. Non ha fornito altrettante informazioni sugli effetti dell'età, ma ha generalmente confermato le osservazioni fatte sugli uomini.

L'andatura degli anziani è soggetta a due influenze: gli effetti dell'età stessa

e gli effetti di condizioni patologiche, come l'osteoartrite e il parkinsonismo, che diventano più comuni con l'avanzare dell'età. A condizione che i pazienti con condizioni patologiche vengano accuratamente esclusi, l'andatura degli anziani sembra essere semplicemente una versione "rallentata" di quella dei giovani adulti. Murray *et al.* (1969) hanno sottolineato con attenzione che "la capacità di camminare degli uomini anziani non assomigliava a un'andatura patologica".

Tipicamente, l'insorgenza di cambiamenti nell'andatura legati all'età si verifica nella decade tra i 60 e i 70 anni. Si osserva una riduzione della lunghezza del passo, un tempo di ciclo variabile ma generalmente aumentato (cadenza ridotta) e un aumento della base del passo. Si possono osservare anche molti altri cambiamenti, come un aumento relativo della durata della fase di appoggio in percentuale del ciclo del passo, ma la maggior parte di essi è secondaria alle variazioni della lunghezza del passo, del tempo di ciclo e della base del passo. La velocità (lunghezza del passo divisa per tempo di ciclo) è quasi sempre ridotta nelle persone anziane. L'Appendice 1 fornisce i valori normali per i parametri generali dell'andatura fino all'età di 80 anni.

Alcune delle differenze tra l'andatura dei giovani e degli anziani sono evidenti nella Figura 2.29, tratta da Murray *et al.* (1969). Questi autori hanno suggerito che lo scopo delle modifiche all'andatura negli anziani sia quello di migliorare la sicurezza del cammino. Sia la riduzione della lunghezza del passo che l'aumento della base di appoggio facilitano il mantenimento dell'equilibrio durante la camminata. L'aumento del tempo di ciclo (riducendo la cadenza) porta a una riduzione della percentuale del ciclo di passo in cui è presente un solo appoggio monoarticolare, poiché l'aumento della lunghezza del ciclo è in gran parte ottenuto allungando la fase di appoggio e quindi il doppio tempo di appoggio.



Rights were not granted to include this figure in electronic media.
Please refer to the printed publication.

Fig. 2.29 Posizione del corpo al contatto iniziale destro negli uomini anziani (sinistra) e negli uomini più giovani (destra) (Murray e altri, 1969).

Le alterazioni nelle escursioni angolari delle articolazioni negli anziani comprendono una riduzione dell'ampiezza totale della flessione ed estensione dell'anca, una riduzione della flessione del ginocchio in fase di swing e una riduzione della flessione plantare della caviglia durante la spinta.

Tuttavia, tutti questi dipendono sia dalla durata del ciclo che dalla lunghezza del passo e rientrano probabilmente nei limiti della norma se si considerano questi fattori. Nigg *et al.* (1994) hanno confermato queste osservazioni in uno studio dettagliato sull'ampiezza di movimento articolare tridimensionale durante la deambulazione, in soggetti maschi e femmine di età compresa tra 20 e 79 anni.

Si riduce il movimento verticale della testa e il suo movimento laterale aumentato, probabilmente secondariamente ai cambiamenti rispettivamente nella lunghezza del passo e nella base del cammino.

La traiettoria della punta del piede sul terreno si modifica in età avanzata, con conseguente miglioramento dell'altezza da terra durante la prima metà della fase di swing. Questo è probabilmente un altro meccanismo che migliora la sicurezza. Il tallone si solleva meno durante il pre-swing e l'assetto del piede è più vicino all'orizzontale al contatto iniziale, entrambi questi cambiamenti sono correlati alla riduzione della lunghezza del passo. Si osserva anche un aumento dell'angolo di uscita della punta del piede negli anziani e cambiamenti nella postura e nei movimenti delle braccia, con i gomiti più flessi e le spalle più estese. Le ragioni di queste differenze non sono note.

La linea di demarcazione tra normale e anomale può essere difficile da definire negli anziani. È stata descritta una condizione nota come "disturbo idiopatico dell'andatura dell'anziano", che consiste essenzialmente in un'esagerazione dei cambiamenti dell'andatura che normalmente si verificano con l'età ed è caratterizzata da un atteggiamento cauto nel camminare, con un tempo di ciclo prolungato (bassa cadenza), una lunghezza del passo breve e una maggiore variabilità da un passo all'altro. Una revisione completa dei cambiamenti dell'andatura con l'avanzare dell'età è stata fornita da Prince *et al.* (1997).

Riferimenti e suggerimenti per ulteriori letture

- Anderson FC, Pandy MG. (2003) Contributi muscolari individuali al supporto durante la camminata normale. *Andatura e postura* **17**: 159–169.
- Baker R, Kirkwood C, Pandy M. (2004) Ridurre al minimo l'escursione verticale del baricentro non è l'obiettivo primario del camminare. Ottavo Simposio Internazionale sull'Analisi 3D del Movimento Umano, Tampa, Florida, USA, 31 marzo - 2 aprile, pp. 101-104.
- Blanc Y, Balmer C, Landis T, Vingerhoets F. (1999) Parametri temporali e modelli di rotazione del piede durante la deambulazione: dati normativi per adulti sani. *Gait and Posture* **10**: 97–108.
- Bresler B, Frankel JP. (1950) Le forze e i momenti nella gamba durante la camminata in piano. *American Transactions della Società degli Ingegneri Meccanici* **72**: 27–36.
- Buczek FL, Sanders JO, Concha MC *et al.* (2003) Inadeguatezza di un modello a pendolo invertito dell'andatura umana. *Gait and Clinical Movement Analysis Society*, Ottavo Congresso Annuale, Wilmington, Delaware, USA, pp. 185-186.
- Burnfield JM, Tsai YJ, Powers CM. (2005) Confronto del coefficiente di attrito utilizzato durante diverse attività di deambulazione in persone con e senza disabilità. *Gait and Posture* **22**: 82–88.
- Cavagna GA, Margaria R. (1966) Meccanica del cammino. *Journal of Applied Physiology* **21**: 271–278.
- Cham R, Redfern MS. (2002) Cambiamenti nell'andatura in previsione di pavimenti scivolosi. *Andatura e postura* **15**: 159–171.
- Della Croce U, Riley PO, Lelas JL *et al.* (2001) Una visione raffinata dei determinanti dell'andatura. *Andatura e Posizione* **14**: 79–84.
- Gage JR (a cura di). (2004) *Il trattamento dei problemi di deambulazione nella paralisi cerebrale*. Londra: MacKeith Press.

- Gard SA, Childress DS. (1997) L'effetto dell'inclinazione pelvica sullo spostamento verticale del tronco durante la normale deambulazione. *Andatura e postura* 5: 233–238.
- Garrison FH. (1929) *Introduzione alla storia della medicina*. Filadelfia, PA: WB Saunders Società
- Grimshaw PN, Marques-Bruna P, Salo A et al. (1998) La cinematica tridimensionale del Ciclo dell'andatura durante il cammino nei bambini di età compresa tra 10 e 24 mesi: misurazioni trasversali e ripetute. *Andatura e Postura* 7: 7–15.
- Hallemans A, De Clercq D, Otten B et al. (2005) Dinamica articolare 3D della camminata nei bambini piccoli. A Studio trasversale che copre la prima fase di rapido sviluppo della deambulazione. *Gait and Posture* 22: 107–118.
- Halliday SE, Winter DA, Frank JS et al. (1998) L'inizio della deambulazione in soggetti giovani, anziani e affetti dal morbo di Parkinson. *Gait and Posture* 8: 8–14.
- Hof AL. (2000) Sull'interpretazione del momento di appoggio. *Gait and Posture* 12: 196–199.
- Inman VT, Ralston HJ, Todd F. (1981) *Camminata umana*. Baltimora, MD: Williams e Wilkins.
- Kerrigan CD. (2003) Scoperte dall'analisi quantitativa dell'andatura. *Andatura e postura* 18 (Suppl. 1): S13.
- Lamoth CJC, Beek PJ, Meijer OG. (2002) Coordinazione bacino-torace nel piano trasversale durante l'andatura. *Andatura e postura* 16: 101–114.
- Macellari V, Giacomozi C, Saggini R. (1999) Parametri spazio-temporali dell'andatura: dati di riferimento e un metodo statistico per la valutazione della normalità. *Gait and Posture* 10: 171–181.
- Mueller MJ, Sinacore DR, Hoogstrate S et al. (1994) Strategie di deambulazione per anca e caviglia: effetto sulle pressioni plantari di picco e implicazioni per l'ulcerazione neuropatica. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 75: 1196–1200.
- Murray MP. (1967) L'andatura come schema complessivo di movimento. *American Journal of Physical Medicine* 46: 290–333.
- Murray MP, Kory RC, Clarkson BH. (1969) Modelli di deambulazione in uomini anziani sani. *Journal of Gerontology* 24: 169–178.
- Murray MP, Kory RC, Sepic SB. (1970) Modelli di deambulazione di donne normali. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 51: 637–650.
- Nene A, Mayagoitia R, Veltink P. (1999) Valutazione della funzione del retto femorale durante l'intervento iniziale fase di swing. *Andatura e postura* 9: 1–9.
- Nigg BM, Fisher V, Ronsky JL. (1994) Caratteristiche dell'andatura in funzione dell'età e del sesso. *Andatura e Postura* 2: 213–220.
- Oeffinger D, Brauch B, Cranfill S et al. (1999) Confronto tra andatura con e senza scarpe nei bambini. *Gait and Posture* 9: 95–100.
- Paul JP. (1965) Studi di bioingegneria sulle forze trasmesse dalle articolazioni. (II) Ingegneria Analisi. In: Kenedi JP (a cura di) *Biomeccanica e argomenti correlati di bioingegneria*. Oxford: Pergamon, pp. 369–380.
- Paul JP. (1966) Forze trasmesse dalle articolazioni nel corpo umano. *Atti dell'Istituto di Ingegneri meccanici* 181: 8–15.
- Pedotti A. (1977) Apparecchiature semplici utilizzate nella pratica clinica per la valutazione della locomozione. *Transazioni IEEE sull'ingegneria biomedica* BME-24: 456–461.
- Perry J. (1974) Chinesiologia del tutore per gli arti inferiori. *Ortopedia clinica e ricerca correlata* 102: 18–31.
- Perry J. (1992) *Analisi dell'andatura: funzione normale e patologica*. Thorofare, NJ: Slack Incorporated.
- Prince F, Winter DA, Stergiou P et al. (1994) Controllo anticipatorio dell'equilibrio della parte superiore del corpo durante la locomozione umana. *Andatura e postura* 2: 19–25.
- Prince F, Corriveau H, Hébert R et al. (1997) L'andatura nell'anziano. *Andatura e postura* 5: 128–135.
- Radin EL. (1987) Osteoartrosi: cosa si sa sulla sua prevenzione. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 222: 60–65.
- Rose J, Gamble JG. (1994) *Human Walking*, 2a ed. Baltimora, Maryland: Williams & Wilkins.
- Sadeghi H. (2003) Asimmetria locale o globale nell'andatura di persone senza disabilità. *Gait and Posture* 17: 197–204.
- Saunders JBDM, Inman VT, Eberhart HS. (1953) I principali determinanti nella normalità e andatura patologica. *Journal of Bone and Joint Surgery* 35A: 543–558.
- Sawatzky BJ, Sanderson DJ, Beauchamp RD et al. (1994) Forze di reazione al suolo nell'andatura nei bambini con piede torto – uno studio preliminare. *Gait and Posture* 2: 123–127.

- Sekiya N, Nagasaki H. (1998) Riproducibilità dei modelli di cammino di giovani adulti normali: affidabilità test-retest del rapporto tra lunghezza del passo e frequenza del passo. *Gait and Posture* 7: 225–227.
- Shiavi R. (1985) Modelli elettromiografici nella locomozione degli adulti: una revisione completa. *Rivista di ricerca e sviluppo sulla riabilitazione* 22: 85–98.
- Siegel KL, Kepple TM, Stanhope SJ. (2004) Controllo del momento congiunto del flusso di energia meccanica durante la normale andatura. *Andatura e postura* 19: 69–75.
- Steindler A. (1953) Una revisione storica degli studi e delle indagini effettuate in relazione a andatura umana. *Journal of Bone and Joint Surgery* 35A: 540–542.
- Sutherland DH. (1984) *Disturbi dell'andatura nell'infanzia e nell'adolescenza*. Baltimora, MD: Williams & Wilkins.
- Sutherland DH. (1997) Lo sviluppo dell'andatura matura. *Andatura e postura* 6: 163–170.
- Sutherland DH. (2001) L'evoluzione dell'analisi clinica dell'andatura. Parte I: EMG kinesiologica. *Andatura e Postura* 14: 61–70.
- Sutherland DH. (2002) L'evoluzione dell'analisi clinica dell'andatura. Parte II: Cinematica. *Andatura e Posizione* 16: 159–1179.
- Sutherland DH. (2005) L'evoluzione dell'analisi clinica dell'andatura. Parte III: Cinetica e valutazione energetica. *Gait and Posture* 21: 447–461.
- Sutherland DH, Olshei RA, Biden EN et al. (1988) *Lo sviluppo della deambulazione matura*. Londra: Casa editrice MacKeith.
- Todd FN, Lamoreux LW, Skinner SR et al. (1989) Variazioni nell'andatura dei bambini normali. *Rivista di chirurgia ossea e articolare* 71A: 196–204.
- Wall JC, Charteris J, Turnbull GI. (1987) Due passi equivalgono a un passo, a cosa?: l'applicabilità della nomenclatura dell'andatura normale a schemi di cammino anomali. *Clinical Biomechanics* 2: 119–125.
- Waters RL, Mulroy S. (1999) Il dispendio energetico dell'andatura normale e patologica. *Gait and Posture* 9: 207–231.
- Waters RL, Lunsford BR, Perry J et al. (1988) Relazione energia-velocità della camminata: standard tabelle. *Journal of Orthopaedic Research* 6: 215–222.
- Wells RP. (1981) La proiezione della forza di reazione al suolo come preditore dei momenti articolari interni. *Bulletin of Prosthetic Research* 10–35: 15–19.
- Whittle MW. (1999) Generazione e attenuazione di forze impulsive transitorie sotto il piede: una revisione. *Gait and Posture* 10: 264–275.
- Winter DA. (1980) Princípio generale del supporto degli arti inferiori durante la fase di appoggio del passo. *Journal of Biomechanics* 13: 923–927.
- Winter DA. (1983) Generazione e assorbimento di energia alla caviglia e al ginocchio durante il digiuno naturale e cadenze lente. *Ortopedia Clinica e Ricerca Correlata* 175: 147–154.
- Winter DA. (1991) *Biomeccanica e controllo motorio dell'andatura umana*, 2a ed. Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press.
- Winter DA. (1995) Equilibrio umano e controllo della postura durante la stazione eretta e la deambulazione. *Andatura e postura* 3: 193–214.
- Winter DA, Quanbury AO, Reimer GD. (1976) Analisi dell'energia istantanea dell'andatura normale. *Rivista di biomeccanica* 9: 253–257.

Andature patologiche e altre andature anormali

3

Sebbene sia presente una certa variabilità nell'andatura normale, in particolare nell'uso dei muscoli, esiste un "modello normale" di camminata identificabile e un "intervallo di normalità" può essere definito per tutte le variabili misurabili. Le patologie dell'apparato locomotore producono spesso modelli di andatura chiaramente "anormali". Alcune di queste anomalie possono essere identificate a occhio nudo, ma altre possono essere identificate solo mediante l'uso di sistemi di misurazione appropriati.

Affinché una persona possa camminare, il sistema locomotore deve essere in grado di realizzare quattro cose:

1. Ogni gamba a turno deve essere in grado di sostenere il peso del corpo senza crollare.
2. L'equilibrio deve essere mantenuto, staticamente o dinamicamente, durante il singolo passo della gamba
3. La gamba oscillante deve essere in grado di avanzare in una posizione in cui può prendere sul ruolo di supporto
4. Deve essere fornita una potenza sufficiente per effettuare i movimenti necessari degli arti e far avanzare il tronco.

Nella deambulazione normale, tutti questi requisiti vengono raggiunti senza apparente difficoltà e con un modesto consumo energetico. Tuttavia, in molte forme di deambulazione patologica, questi requisiti possono essere conseguiti solo mediante movimenti anomali, che di solito aumentano il consumo energetico, o con l'uso di ausili per la deambulazione come bastoni, stampelle o ortesi (pinze e tutori). Se anche uno solo di questi quattro requisiti non può essere soddisfatto, il soggetto non è in grado di camminare.

Il modello dell'andatura è il risultato di una complessa interazione tra i numerosi elementi neuromuscolari e strutturali dell'apparato locomotore.

Un'andatura anomala può derivare da un disturbo in qualsiasi parte di questo sistema, inclusi cervello, midollo spinale, nervi, muscoli, articolazioni e scheletro. Un'andatura anomala può anche derivare dalla presenza di dolore, così che sebbene una persona sia

fisicamente in grado di camminare normalmente, trovano più comodo camminare in un altro modo.

Il termine "zoppicare" è comunemente usato per descrivere un'ampia varietà di andature anomale. Tuttavia, le definizioni dei dizionari non sono utili, una delle quali è "camminare zoppicando". Poiché il termine non ha un significato scientifico chiaramente definito, dovrebbe essere usato con cautela nel contesto dell'analisi dell'andatura. L'uso più appropriato del termine è probabilmente quello di indicare un'anomalia dell'andatura che comporta un certo grado di asimmetria, facilmente evidente a un osservatore non esperto.

Poiché l'andatura è il risultato finale di un processo complesso, nella stessa anomalia dell'andatura possono manifestarsi diversi problemi originali.

Per questo motivo, i modelli di andatura anomala saranno descritti separatamente dalle condizioni patologiche che li causano. La prima parte del capitolo descrive, in dettaglio, i modelli di andatura anomala più comuni. Segue una descrizione dell'uso di ausili per la deambulazione e dell'andatura degli amputati.

Il capitolo si conclude con una descrizione del modo in cui le anomalie dell'andatura possono derivare da una serie di condizioni neurologiche comuni ma gravi.

ANOMALIE SPECIFICHE DELL'ANDATURA

La sezione seguente si basa su un manuale di appunti per studenti di ortesi, pubblicato dalla New York University (1986). Include un elenco molto utile di anomalie comuni dell'andatura, tutte identificabili a occhio nudo. Il manuale critica la pratica comune di identificare le anomalie dell'andatura in base alla loro causa patologica, ad esempio "andatura emiplegica", che suggerisce immediatamente che tutti gli emiplegici camminino allo stesso modo, il che è ben lontano dalla verità, e trascura inoltre i cambiamenti nell'andatura che possono verificarsi con il passare del tempo o derivanti dal trattamento. Il manuale suggerisce che sia preferibile utilizzare termini puramente descrittivi, come "eccessivo contatto mediale del piede". Questa pratica verrà adottata nella sezione seguente. Alcune delle anomalie dell'andatura descritte nella pubblicazione della New York University si applicavano solo all'andatura di soggetti che indossavano ortesi; queste descrizioni sono state omesse dal presente testo.

I modelli di andatura patologici descritti possono presentarsi singolarmente o in combinazione. In caso di combinazione, possono interagire, cosicché le singole alterazioni dell'andatura non corrispondono esattamente alla descrizione. L'elenco che segue non è esaustivo; un soggetto può utilizzare una variante di uno dei modelli generali o un modello di andatura diverso da quello qui elencato.

Quando si studia un'andatura patologica, in particolare una che non sembra rientrare in uno degli schemi standard, è utile ricordare che un movimento anomalo può essere eseguito per uno dei due seguenti motivi:

1. Il soggetto non ha scelta, il movimento gli viene "imposto" dalla debolezza, dalla spasticità o dalla deformità

2. Il movimento è una compensazione, che il soggetto utilizza per correggere qualche altro problema, che pertanto deve essere identificato.

Flessione laterale del tronco

La flessione del tronco verso il lato dell'arto di appoggio durante la fase di appoggio è nota come flessione laterale del tronco, inclinazione ipsilaterale o, più comunemente, *andatura di Trendelenburg*. Lo scopo della manovra è generalmente quello di ridurre le forze nei muscoli abduttori e nell'articolazione dell'anca durante l'appoggio su una gamba.

La flessione laterale del tronco è meglio osservabile frontalmente o posteriormente. Durante la fase di doppio appoggio, il tronco è generalmente eretto, ma non appena la gamba in oscillazione si stacca da terra, il tronco si inclina verso il lato della gamba in fase di appoggio, tornando nuovamente in posizione eretta all'inizio della successiva fase di doppio appoggio. La flessione del tronco può essere unilaterale, essendo limitata alla fase di appoggio di una gamba, oppure bilaterale, con il tronco che ondeggiava da un lato all'altro, producendo un'andatura nota come " *ondeggiamento*".

Negli esempi che seguono, il peso del tronco è di 452 N, corrispondente a una massa di 46 kg, e il peso della gamba destra è di 147 N, corrispondente a una massa di 15 kg. Come spiegato nel Capitolo 1 (p. 32), il peso è una forza, calcolata moltiplicando la massa di un oggetto per l'accelerazione di gravità, pari a $9,81 \text{ m/s}^2$.

La Figura 3.1 mostra uno schema del tronco, del bacino e delle articolazioni dell'anca in posizione eretta su entrambe le gambe. I muscoli abduttori sono inattivi e il peso del tronco è ripartito equamente tra le due articolazioni dell'anca. La Figura 3.2 mostra cosa accade in un individuo normale quando il piede destro viene sollevato da terra: la forza esercitata attraverso l'articolazione dell'anca sinistra aumenta di sei volte, passando da 226 N (23 kgf o 51 lbf) a 1510 N (154 kgf o 339 lbf). Questo aumento di forza è composto da tre componenti:

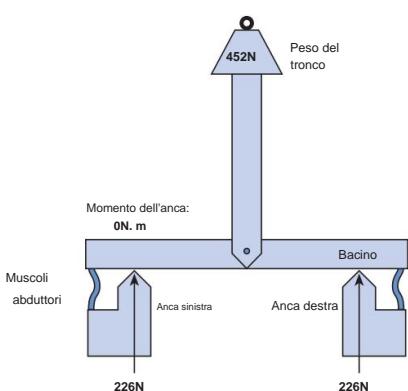


Fig. 3.1 Schema di una posizione su due gambe: la forza in ciascuna articolazione dell'anca (226 N) è pari alla metà del peso del tronco (452 N). Gli abduttori non si contraggono.

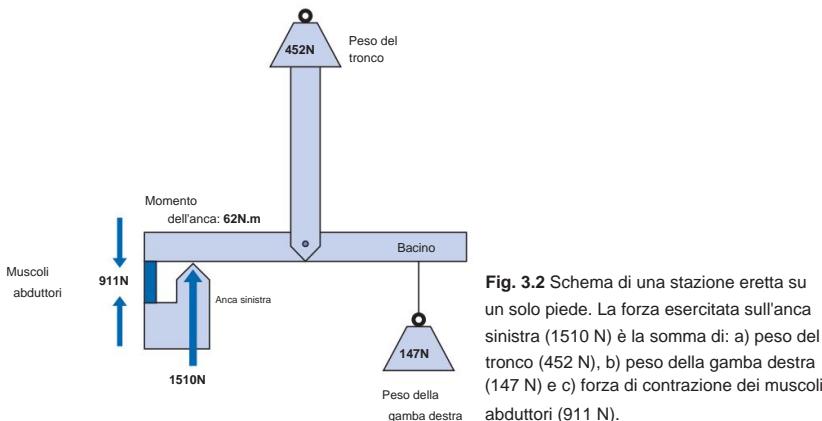


Fig. 3.2 Schema di una stazione eretta su un solo piede. La forza esercitata sull'anca sinistra (1510 N) è la somma di: a) peso del tronco (452 N), b) peso della gamba destra (147 N) e c) forza di contrazione dei muscoli abduttori (911 N).

1. L'intero peso del tronco è ora supportato dall'articolazione dell'anca sinistra,
invece di essere condiviso tra i due fianchi
2. Il peso della gamba destra è ora sostenuto dall'anca sinistra, invece che dall'
terra
3. Gli abduttori dell'anca sinistra (principalmente il gluteo medio) si contraggono, producendo
un momento antiorario che impedisce al bacino di abbassarsi sul lato non supportato. La
forza di reazione a questa contrazione passa attraverso l'anca sinistra.

Questi tre componenti contribuiscono all'aumento della forza nell'anca sinistra come segue:

1. Peso del bagagliaio non condiviso: 226 N (23 kgf o 51 lbf)
 2. Peso della gamba destra: 147 N (15 kgf o 33 lbf)
 3. Contrazione degli abduttori: 911 N (93 kgf o 204 lbf)
- Totale: 1284 N (131 kgf o 288 lbf).

È opportuno notare che questo esempio è stato inventato a scopo illustrativo: i numeri effettivi non devono essere presi troppo sul serio!

Le quattro condizioni che devono essere soddisfatte affinché questo meccanismo funzioni in modo soddisfacente sono:

1. Assenza di dolore significativo durante il carico 2.
- Potenza adeguata negli abduttori dell'anca 3. Un
braccio di leva sufficientemente lungo per gli abduttori dell'anca
4. Un fulcro solido e stabile nell'articolazione dell'anca o attorno ad essa.

Se una o più di queste condizioni non vengono soddisfatte, il soggetto può adottare la flessione laterale del tronco nel tentativo di compensare.

L'effetto della flessione laterale del tronco sulla forza articolare è mostrato nella Figura 3.3.

Non vi è alcun effetto sui componenti (1) e (2) dell'aumento della forza, ma

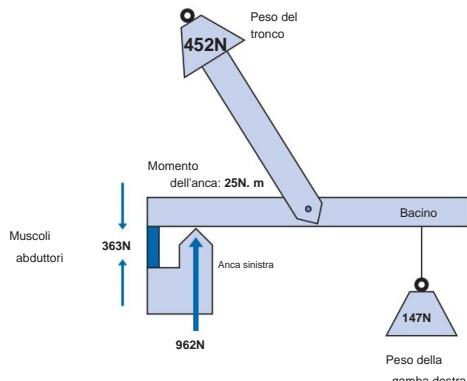


Fig. 3.3 Flessione laterale del tronco: portando il tronco sull'anca di supporto si riducono i momenti in senso orario attorno all'anca sinistra da 62 N·m a 25 N·m, consentendo al bacino di essere stabilizzato da una minore forza adduttiva. La forza nell'anca sinistra (962 N) è la somma di: a) peso del tronco (452 N), b) peso della gamba destra (147 N) e c) forza di contrazione dei muscoli adduttori (363 N).

Se il baricentro del tronco viene spostato direttamente sopra l'anca sinistra, si elimina il momento orario prodotto dalla massa del tronco. Gli adduttori devono ora contrarsi solo con una forza di 363 N (37 kgf o 81 lbf) per bilanciare il momento orario fornito dal peso della gamba destra. Si verifica quindi una riduzione di 548 N (56 kgf o 123 lbf) nella forza di contrazione degli adduttori e una corrispondente riduzione della forza articolare totale, da 1501 N a 962 N. I numeri nelle illustrazioni si riferiscono alla stazione eretta; durante la fase di appoggio della deambulazione, ci si devono aspettare forze maggiori a causa delle accelerazioni verticali del baricentro, che causano fluttuazioni della forza trasmessa attraverso la gamba al di sopra e al di sotto del peso corporeo (vedi Fig. 2.19). Tuttavia, queste fluttuazioni tendono ad essere minori nell'andatura patologica rispetto a quella normale, poiché le accelerazioni verticali sono minori in chi cammina con una lunghezza del passo più breve. I numeri presuppongono anche che la flessione del tronco porti il suo baricentro esattamente sopra l'articolazione dell'anca. Nella pratica, questo è improbabile, ovviamente, ma i principi rimangono gli stessi, indipendentemente dal fatto che il baricentro non sia deviato fino all'articolazione dell'anca o che passi lateralmente ad essa.

Esistono numerose condizioni in cui si riscontra questa anomalia dell'andatura.

1. Dolore all'anca: se l'articolazione dell'anca è dolorante, come nell'osteoartrite e nell'artrite reumatoide, l'intensità del dolore percepito dipende solitamente in larga misura dalla forza trasmessa attraverso l'articolazione. Poiché la flessione laterale del tronco riduce la forza articolare totale, l'andatura di Trendelenburg è estremamente comune nelle persone con artrite dell'anca. Sebbene produca un'utile riduzione della forza e quindi del dolore, le forze rimangono comunque sostanziali (962 N in Fig. 3.3) e di solito è necessario un trattamento definitivo.

2. Debolezza degli adduttori dell'anca: se gli adduttori dell'anca sono deboli, potrebbero non essere in grado di contrarsi con forza sufficiente a stabilizzare il bacino durante la posizione su una gamba sola. In questo caso, il bacino si abbasserà sul lato del piede che è sollevato da terra (segno di Trendelenburg, in contrapposizione all'andatura di Trendelenburg).

per ridurre le richieste sui muscoli indeboliti, il soggetto di solito utilizzare la flessione laterale del tronco, sia in stazione eretta che in camminata, per ridurre il più possibile il momento articolare (Fig. 3.4). La debolezza dell'abduuttore dell'anca può essere causati da malattie o lesioni che colpiscono i muscoli stessi o il sistema nervoso che li controlla.

3. Articolazione dell'anca anomala: tre condizioni relative all'articolazione dell'anca possono causare difficoltà nella stabilizzazione del bacino mediante l'uso degli abduttori: congenita lussazione dell'anca (CDH, nota anche come displasia evolutiva dell'anca), coxa vara e scivolamento dell'epifisi femorale. In tutti e tre, l'efficacia

La lunghezza del gluteo medio è ridotta perché il grande trocantere del femore si sposta prossimalmente, verso il margine pelvico. Poiché il muscolo è accorciato, non è in grado di funzionare in modo efficiente e quindi si contrae con una tensione ridotta. Nella CDH e nei casi gravi di epifisiolisi femorale, un ulteriore problema esiste in quanto la normale articolazione dell'anca viene di fatto persa, per essere sostituita da una falsa articolazione dell'anca, o pseudoartrosi. Questa articolazione anomala è più posizionato lateralmente, riducendo il braccio di leva per i muscoli abduttori e potrebbe non riuscire a fornire il "fulcro solido e stabile" menzionato sopra (p. 104).

La combinazione di un braccio di leva ridotto e di una forza muscolare ridotta conferisce a questi soggetti un potente incentivo a camminare con flessione laterale del tronco (Fig. 3.5).

In molti casi, in particolare nelle persone anziane con CDH, la falsa articolazione dell'anca diventa artritico e aggiunge il dolore all'anca agli altri problemi. Il dolore è spesso anche un fattore che contribuisce allo scivolamento dell'epifisi femorale.

4. Ampia base di camminata: se la base di camminata è anormalmente larga, c'è un problema di equilibrio durante la posizione su una gamba sola. Piuttosto che inclinare tutto il corpo per mantenere l'equilibrio, come nella Fig. 2.27a, si può ricorrere alla flessione laterale del tronco per mantenere il baricentro del corpo approssimativamente sopra la gamba di appoggio. Nella maggior parte dei casi, ciò dovrà essere fatto durante la fase di appoggio su entrambi i lati, che porta a una flessione bilaterale del tronco e a un'andatura ondeggiante. Diverse condizioni, che saranno descritte più avanti, possono causare un'ampia base di cammino.

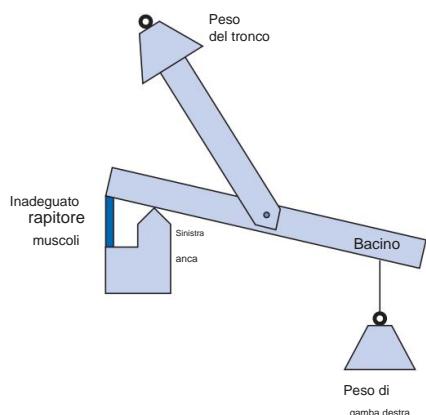


Fig. 3.4 Segno di Trendelenburg: dovuto a abduttori dell'anca inadeguati, il bacino cade sul lato non supportato quando un piede è sollevato da terra. Per compensare, il soggetto piega il tronco sopra il anca di supporto.

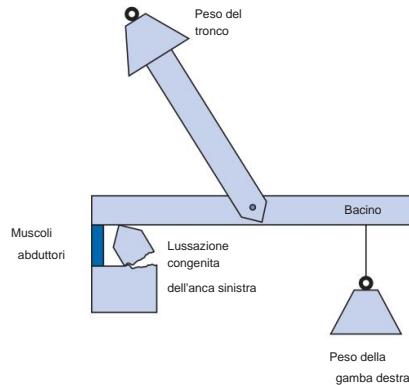


Fig. 3.5 Lussazione congenita dell'anca (CDH): sia la lunghezza di lavoro che il braccio di leva degli adduttori dell'anca sono ridotti. Per compensare, il soggetto piega il busto sopra l'anca di appoggio.

5. Disparità di lunghezza delle gambe: quando si cammina con una disparità di lunghezza delle gambe, il bacino si inclina verso il basso sul lato dell'arto accorciato, poiché il peso corporeo viene trasferito su di esso. Questo viene talvolta descritto come "entrare in un buco". L'inclinazione del bacino è accompagnata da una flessione laterale compensatoria del tronco.

6. Altre cause: Perry (1992) cita una serie di altre cause di flessione laterale del tronco, tra cui la contrattura degli adduttori, la scoliosi e un'immagine corporea alterata, in genere dopo un ictus.

Flessione anteriore del tronco

Nella flessione anteriore del tronco, il soggetto flette il tronco in avanti all'inizio della fase di appoggio. Se è interessata una sola gamba, il tronco si raddrizza nuovamente intorno al momento del contatto iniziale opposto, ma se sono interessati entrambi i lati, il tronco può rimanere flesso per tutto il ciclo del passo. Questa anomalia dell'andatura è meglio osservabile di lato.

Uno scopo importante di questo schema di andatura è compensare l'inadeguatezza degli estensori del ginocchio. Il diagramma a sinistra della Figura 3.6 mostra che all'inizio della fase di appoggio, la linea d'azione del vettore della forza di reazione al suolo passa normalmente dietro l'asse dell'articolazione del ginocchio e genera un momento esterno che tenta di fletterlo. Questo viene contrastato dalla contrazione del quadricep, che genera un momento interno in estensione. Se il quadricep è debole o paralizzato, non può generare questo momento interno e il ginocchio tenderà a collassare. Come mostrato nel diagramma a destra della Figura 3.6, la flessione anteriore del tronco viene utilizzata per spostare in avanti il baricentro del corpo, il che fa sì che la linea di forza passi davanti all'asse del ginocchio, producendo un momento esterno in estensione (o iperestensione). Oltre alla flessione anteriore del tronco, i soggetti a volte tengono una mano sulla coscia interessata durante la deambulazione, per fornire ulteriore stabilizzazione al ginocchio.

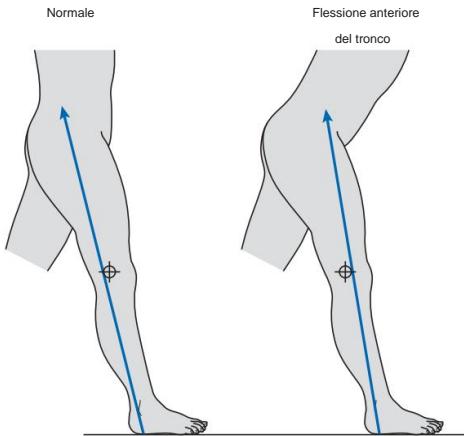


Fig. 3.6 Flessione anteriore del tronco:
durante la camminata normale, la linea di forza all'inizio della fase di appoggio passa dietro il ginocchio; la flessione anteriore del tronco porta la linea di forza davanti al ginocchio, per compensare la debolezza degli estensori del ginocchio.

Altre cause della flessione anteriore del tronco sono la deformità equina del piede, debolezza dell'estensore dell'anca e contrattura della flessione dell'anca (Perry, 1992).

Flessione posteriore del tronco

Una forma di flessione posteriore del tronco è essenzialmente una versione invertita della flessione anteriore del tronco, in quanto all'inizio della fase di appoggio, l'intero tronco si muove sul piano sagittale, ma questa volta all'indietro anziché in avanti.

Anche in questo caso, l'osservazione è più facile se si osserva lateralmente. Lo scopo è compensare l'inefficacia degli estensori dell'anca. La linea di forza di reazione al suolo all'inizio della fase di appoggio passa normalmente davanti all'articolazione dell'anca (Fig. 3.7, a sinistra). Questo produce un momento esterno che tenta di flettere il tronco in avanti sulla coscia, contrastato dalla contrazione degli estensori dell'anca, in particolare del grande gluteo. Se questi muscoli sono deboli o paralizzati, il soggetto può compensare spostando il tronco all'indietro in questo momento, portando la linea di azione della forza esterna dietro l'asse dell'articolazione dell'anca, come mostrato nel diagramma a destra della Fig. 3.7.

Un diverso tipo di flessione posteriore del tronco può verificarsi all'inizio della fase di oscillazione, quando il soggetto può lanciare il tronco all'indietro per spingere la gamba oscillante in avanti. Questa manovra viene spesso utilizzata per compensare la debolezza dei flessori dell'anca o la spasticità degli estensori dell'anca, entrambe condizioni che rendono difficile accelerare il femore in avanti all'inizio dell'oscillazione. Questa manovra può essere utilizzata anche se il ginocchio non è in grado di flettersi, poiché l'intera gamba deve essere accelerata in avanti come un'unica unità, il che aumenta notevolmente le richieste sui flessori dell'anca. La flessione posteriore del tronco può verificarsi anche quando l'anca è anchilosata (fusa), con il tronco che si muove all'indietro mentre la coscia si muove in avanti.

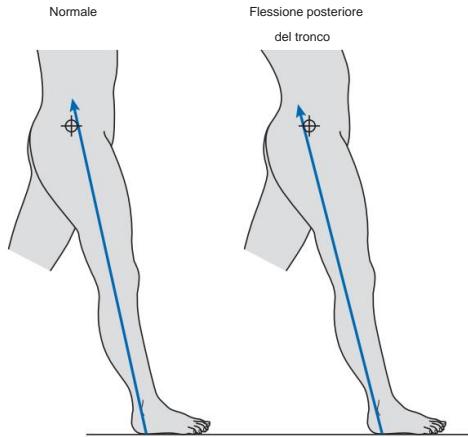


Fig. 3.7 Flessione posteriore del tronco:
durante la camminata normale, la linea di
forza all'inizio della fase di appoggio passa
davanti all'anca; la flessione posteriore del
tronco sposta la linea di forza dietro
l'anca, per compensare la debolezza degli estensori dell'anca.

Aumento della lordosi lombare

Molte persone presentano una lordosi lombare esagerata, ma questa viene considerata un'anomalia dell'andatura solo se la lordosi viene utilizzata in qualche modo per agevolare la deambulazione, il che generalmente significa che il grado di lordosi varia nel corso del ciclo del passo. L'aumento della lordosi lombare si osserva lateralmente e generalmente raggiunge il picco alla fine della fase di appoggio sul lato interessato.

La causa più comune dell'aumento della lordosi lombare è la flessione Contrattura dell'anca. Si osserva anche se l'articolazione dell'anca è immobile a causa dell'anchilosì. Entrambe queste deformità causano una lunghezza del passo molto breve, impedendo al femore di muoversi all'indietro dalla sua posizione flessa. Questa difficoltà può essere superata se il femore può essere portato in posizione verticale (o addirittura esteso), non attraverso il movimento dell'articolazione dell'anca, ma tramite l'estensione della colonna lombare, con un conseguente aumento della lordosi lombare (Fig. 3.8).

L'orientamento del bacino sul piano sagittale è mantenuto dalle trazioni opposte dei muscoli del tronco in alto e dei muscoli degli arti in basso. In caso di squilibrio muscolare, ad esempio debolezza dei muscoli della parete addominale anteriore, debolezza degli estensori dell'anca o spasticità dei flessori dell'anca, il soggetto può sviluppare un'eccessiva *inclinazione anteriore del bacino*, con conseguente aumento della lordosi lombare.

Discrepanza funzionale della lunghezza delle gambe

Quattro anomalie dell'andatura (circonduzione, escursione dell'anca, steppage e volteggio) sono strettamente correlate, in quanto sono progettate per superare lo stesso problema: una discrepanza funzionale nella lunghezza degli arti inferiori. Una revisione sul tema della discrepanza nella lunghezza degli arti inferiori è stata pubblicata da Gurney (2002).

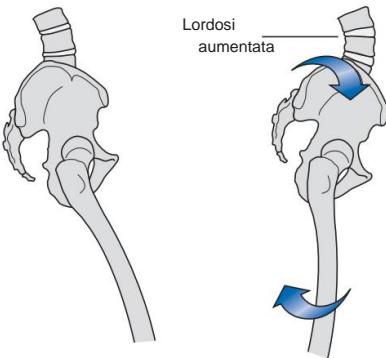


Fig. 3.8 Aumento della lordosi lombare: quando è presente una deformità in flessione fissa dell'anca (sinistra), l'intero bacino deve ruotare in avanti affinché il femore si sposti in posizione verticale (destra), con un conseguente aumento della lordosi lombare.

Una discrepanza di lunghezza "anatomica" delle gambe si verifica quando le gambe hanno effettivamente lunghezze diverse, come misurato con un metro a nastro o, più precisamente, tramite radiografie a gamba lunga. Una discrepanza di lunghezza "funzionale" delle gambe significa che le gambe non hanno necessariamente lunghezze diverse (anche se potrebbero esserlo), ma che una o entrambe non sono in grado di adattarsi alla lunghezza appropriata per una particolare fase del ciclo del passo. Affinché si verifichi una camminata naturale, la gamba in fase di appoggio deve essere più lunga della gamba in fase di oscillazione. In caso contrario, la gamba in oscillazione urta il terreno e non è in grado di superare la gamba in fase di appoggio. Il modo in cui una gamba si allunga funzionalmente (per la fase di appoggio) è estendendosi a livello dianca e ginocchio e flettendosi plantarmente a livello della caviglia. Viceversa, il modo in cui una gamba si accorcia funzionalmente (per la fase di oscillazione) è flettendosi a livello dianca e ginocchio e dorsiflettendo a livello della caviglia. L'incapacità di raggiungere tutte le flessioni ed estensioni necessarie può portare a una discrepanza funzionale tra gli arti inferiori e quindi a una di queste anomalie dell'andatura. Questo di solito si verifica a causa di un problema neurologico. La spasticità di uno qualsiasi degli estensori o la debolezza di uno qualsiasi dei flessori tendono a rendere l'arto troppo lungo nella fase di oscillazione, così come il blocco meccanico di un'articolazione in estensione. Al contrario, la spasticità dei flessori, la debolezza degli estensori o una contrattura in flessione di un'articolazione rendono l'arto troppo corto per la fase di appoggio. Altre cause di dismetria funzionale degli arti inferiori includono problemi muscoloscheletrici come la disfunzione dell'articolazione sacroiliaca.

Un aumento della lunghezza funzionale delle gambe è particolarmente comune dopo un ictus, in cui la caduta del piede (dovuta alla debolezza o alla paralisi della tibia anteriore) può essere accompagnata da un aumento del tono nei muscoli estensori dell'anca e del ginocchio.

Le modifiche dell'andatura progettate per superare il problema possono allungare la gamba in fase di appoggio o accorciare quella in fase di oscillazione, consentendo così un'oscillazione normale. Non si escludono a vicenda e un soggetto può usarle in combinazione. La modifica dell'andatura impiegata da una determinata persona potrebbe essere stata imposta dalla patologia sottostante o potrebbe essere stata una questione di fortuna, poiché due persone con condizioni cliniche apparentemente identiche hanno trovato soluzioni diverse al problema.

Circonduzione

Il contatto con il terreno da parte della gamba oscillante può essere evitato se la si muove verso l'esterno, in un movimento noto come circonduzione (Fig. 3.9). La fase di oscillazione dell'altra gamba sarà solitamente normale. Il movimento di circonduzione è meglio visibile da davanti o da dietro.

La circonduzione può essere utilizzata anche per far avanzare la gamba oscillante in presenza di flessori dell'anca deboli, migliorando la capacità dei muscoli adduttori di agire come flessori dell'anca mentre l'articolazione dell'anca è estesa.

Escursionismo all'anca

L'hiking dell'anca è una modifica dell'andatura in cui il bacino viene sollevato dal lato della gamba che oscilla (Fig. 3.10), tramite la contrazione dei muscoli spinali e della parete addominale laterale. Il movimento è meglio visibile da dietro o da davanti.

Inclinando il bacino verso l'alto sul lato della gamba oscillante, l'escursione dell'anca comporta un'inversione del secondo fattore determinante dell'andatura (obliquità pelvica rispetto a un asse anteroposteriore). Può anche comportare un'esagerazione del primo fattore determinante (rotazione pelvica rispetto a un asse verticale), per favorire l'avanzamento della gamba. L'avanzamento della gamba può anche essere favorito dalla flessione posteriore del tronco all'inizio della fase di oscillazione.

Secondo il manuale della New York University (1986), l'hiking dell'anca è comunemente utilizzato nella camminata lenta con muscoli posteriori della coscia deboli, poiché il ginocchio tende a estendersi prematuramente e quindi a rendere la gamba troppo lunga verso la fine della fase di swing. Viene raramente utilizzato per l'allungamento degli arti a causa della flessione plantare della caviglia.

Steppage

Lo steppage è una modifica molto semplice della fase di swing, che consiste in una flessione esagerata del ginocchio e dell'anca, per sollevare il piede più in alto del solito per aumentare il terreno

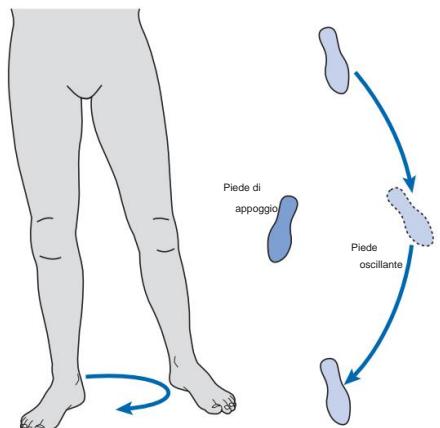


Fig. 3.9 Circonduzione: la gamba oscillante si muove descrivendo un arco, anziché diritta in avanti, per aumentare l'altezza da terra del piede oscillante.

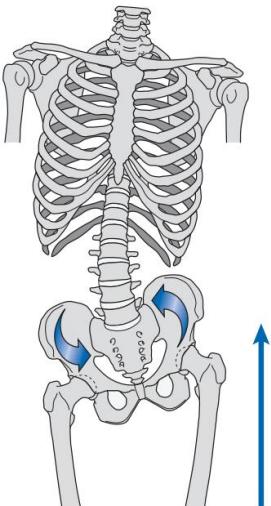


Fig. 3.10 Escursione dell'anca: la gamba in fase di swing viene sollevata sollevando il bacino da quel lato.

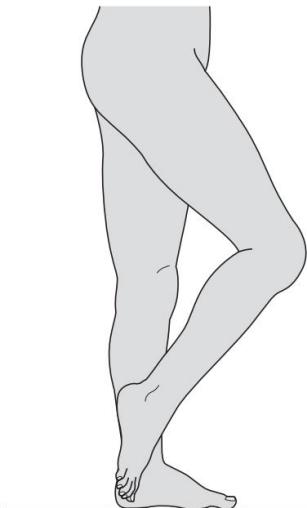


Fig. 3.11 Steppage: una maggiore flessione dell'anca e del ginocchio migliora l'altezza da terra della gamba in fase di swing, in questo caso resa necessaria dalla caduta del piede.

spazio libero (Fig. 3.11). Si osserva meglio di lato.

Viene utilizzato in particolare per compensare la caviglia plantare flessa, comunemente nota come *piede cadente*, dovuta a un controllo inadeguato della dorsiflessione, come descritto più avanti.

Salto in lungo

L'altezza da terra della gamba oscillante aumenterà se il soggetto si solleva sulle punte della gamba in fase di appoggio, un movimento noto come volteggio (Fig. 3.12). Questo provoca un movimento verticale esagerato del tronco, che risulta sgraziato e dispendioso in termini di energia. Può essere osservato sia lateralmente che frontalmente.



Fig. 3.12 Salto: il soggetto sale sulle punte della gamba in fase di appoggio per aumentare l'altezza da terra della gamba in fase di swing.

Il volteggio è una modifica della fase di appoggio, mentre le anomalie del passo correlate (circonduzione, escursione dell'anca e steppage) sono modificazioni della fase di swing. Per questo motivo, il volteggio può essere una soluzione più appropriata per i problemi che coinvolgono la gamba in fase di swing. Come l'escursione dell'anca, è comunemente utilizzato nella camminata lenta con debolezza dei muscoli posteriori della coscia, quando il ginocchio tende a estendersi troppo presto nella fase di swing. Può anche essere utilizzato sul lato "normale" di un amputato sopra il ginocchio il cui ginocchio protesico non riesce a flettersi adeguatamente nella fase di swing.

Rotazione anomala dell'anca

Poiché l'anca è in grado di compiere ampie rotazioni sul piano trasversale, che il ginocchio e la caviglia non riescono a compensare, una rotazione anomala dell'anca coinvolge l'intera gamba, con il piede che mostra un allineamento anomalo "punta in dentro" o "punta in fuori". Il tipo di andatura può interessare sia la fase di appoggio che quella di oscillazione ed è meglio osservabile da dietro o da davanti.

La rotazione anomala dell'anca può essere causata da tre cause:

1. Un problema ai muscoli che producono la rotazione dell'anca.
 2. Un difetto nel modo in cui il piede entra in contatto con il terreno. 3.
- Come movimento compensatorio per superare un altro problema.

I problemi ai muscoli che producono la rotazione dell'anca di solito comportano spasticità o debolezza dei muscoli che ruotano il femore attorno all'articolazione dell'anca. Ad esempio, l'iperattività degli estensori dell'anca nella paralisi cerebrale può includere un

elemento di rotazione interna. Squilibrio tra la rotazione mediale e quella laterale

La debolezza dei muscoli posteriori della coscia è una causa comune di rotazione; la debolezza del bicipite femorale o la spasticità dei muscoli posteriori della coscia mediari causano la rotazione interna della gamba. Al contrario, la spasticità del bicipite femorale o la debolezza dei muscoli posteriori della coscia mediari causano una rotazione esterna.

Diverse patologie del piede provocano una rotazione anomala dell'anca.

L'inversione del piede, sia essa dovuta a un'inversione fissa (piede varo) o a debolezza dei muscoli peronei, provocherà una rotazione interna dell'intero arto quando il peso viene caricato su di esso. Una corrispondente eversione del piede, sia essa fissa (piede valgo) o dovuta a debolezza dei muscoli tibiali anteriore e posteriore, provocherà una rotazione esterna della gamba.

La rotazione esterna può essere utilizzata come compensazione per la debolezza del quadricipite, per modificare la direzione della linea di forza attraverso il ginocchio. Questa potrebbe essere utilizzata in alternativa o in aggiunta alla flessione anteriore del tronco. La rotazione esterna può anche essere utilizzata per facilitare la flessione dell'anca, utilizzando gli adduttori come flessori, se i veri flessori dell'anca sono deboli. I soggetti con debolezza del tricipite surale possono anche ruotare esternamente la gamba, per consentire l'uso dei muscoli peronei come flessori plantari.

Estensione eccessiva del ginocchio

Nell'anomalia dell'andatura dovuta a eccessiva estensione del ginocchio, la normale flessione del ginocchio in fase di appoggio viene persa, per essere sostituita da un'estensione completa o addirittura da un'iperestensione, in cui il ginocchio è angolato all'indietro. Questo è meglio visibile di lato.

Una causa di iperestensione del ginocchio è già stata descritta: la debolezza del quadricipite può essere compensata mantenendo la gamba completamente estesa, utilizzando la flessione anteriore del tronco (Fig. 3.6), la rotazione esterna della gamba, o entrambe, per evitare che la linea della forza di reazione al suolo passi dietro l'asse dell'articolazione del ginocchio. Altri metodi per mantenere il ginocchio completamente esteso sono spingere la coscia indietro tenendola con una mano mentre si cammina e utilizzare gli estensori dell'anca per scattare bruscamente indietro la coscia al momento del contatto iniziale.

L'iperestensione del ginocchio, accompagnata da flessione anteriore del tronco, è piuttosto frequente nelle persone con paralisi del quadricipite a seguito di poliomielite. L'anomalia dell'andatura è chiaramente di grande importanza per il soggetto, poiché senza di essa non sarebbe in grado di camminare. Tuttavia, il momento di iperestensione esterna è contrastato dalla tensione nella capsula articolare posteriore, che si allunga gradualmente, consentendo al ginocchio di sviluppare una deformità da iperestensione ('genu recurvatum'). Come conseguenza di questa deformità, l'articolazione sviluppa frequentemente osteoartrite in età avanzata.

Ciò è illustrato nella Figura 3.13, che mostra gli angoli dell'anca, del ginocchio e della caviglia sul piano sagittale sinistro durante la camminata in una donna di 41 anni, il cui quadricipite era paralizzato su entrambi i lati dalla poliomielite all'età di 12 anni. Camminava molto

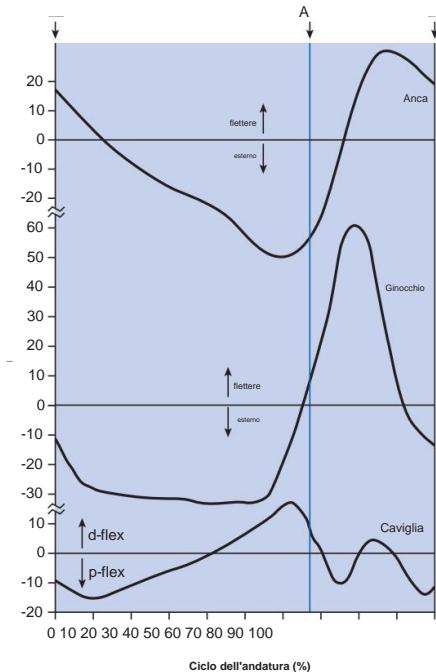


Fig. 3.13 Estensione eccessiva del ginocchio:
angoli dell'anca, del ginocchio e della
caviglia sul piano sagittale in un soggetto
con quadricipite paralizzato, che
mostra una macroscopica iperestensione
del ginocchio e una maggiore estensione dell'anca.
Abbreviazioni come nella Fig. 2.5.

lentamente, utilizzando due stampelle da avambraccio (tempo di ciclo 1,9 s; cadenza 63 passi/min; lunghezza del passo 1,00 m; velocità 0,52 m/s). Il ginocchio si iperestendeva a 32° durante il carico, ma si fletteva normalmente a 63° durante la fase di swing. L'anca si estendeva maggiormente rispetto ai soggetti normali, poiché l'iperestensione del ginocchio posiziona l'articolazione del ginocchio più posteriormente del normale, alterando così l'angolo del femore.

Durante la deambulazione normale, un momento esterno tenta di iperestendere il ginocchio durante l'appoggio terminale. Questo viene contrastato da un momento flessore interno (vedi Fig. 2.6), generato principalmente dal gastrocnemio. Se il gastrocnemio è debole, il ginocchio può essere spinto all'indietro in iperestensione. Questo può essere utile durante la deambulazione, poiché l'allungamento della gamba richiesto durante la fase di pre-oscillazione può essere ottenuto estendendo il ginocchio, anziché flettendo plantarmente la caviglia. Tuttavia, esiste il rischio che il ginocchio vada oltre la completa estensione in iperestensione, con conseguente danno alla capsula posteriore.

L'iperestensione del ginocchio è comune nella spasticità. Una causa comune è l'iperattività del quadricipite, che estende direttamente il ginocchio. Un'altra è la spasticità del tricipite surale, che flette plantarmente la caviglia e fa sì che il peso corporeo venga trasferito sull'avampiede. Il conseguente spostamento in avanti del vettore della forza di reazione al suolo genera un momento esterno che è un'esagerazione della normale "coppia flessione plantare/estensione del ginocchio" e provoca l'iperestensione del ginocchio.

La brevità di una gamba può far sì che una persona, in posizione eretta, scarichi tutto il peso sull'altra gamba (più lunga), con il ginocchio iperesteso. Questo perché

è scomodo stare in piedi su entrambe le gambe, poiché il ginocchio sul lato più lungo dovrebbe restare flesso.

flessione eccessiva del ginocchio

Il ginocchio è normalmente completamente esteso (o quasi) due volte durante il ciclo del passo: intorno al contatto iniziale e intorno al sollevamento del tallone. Nell'anomalia del passo nota come eccessiva flessione del ginocchio, uno o entrambi questi movimenti in estensione non si verificano. La flessione e l'estensione del ginocchio sono meglio visibili dal lato di

il soggetto.

Una contrattura in flessione del ginocchio ne impedirà ovviamente l'estensione normale. Anche una contrattura in flessione dell'anca può impedire l'estensione del ginocchio, se la flessione dell'anca impedisce al femore di assumere una posizione verticale o di estendersi durante l'ultima parte della fase di appoggio (Fig. 3.14). Riducendo la lunghezza effettiva della gamba durante la fase di appoggio, sarà probabilmente necessaria anche una delle compensazioni per una discrepanza funzionale nella lunghezza della gamba.

La spasticità dei flessori del ginocchio può anche causare un'andatura caratterizzata da un'eccessiva flessione del ginocchio. Poiché i flessori del ginocchio sono in grado di sovraccaricare il quadricipite, ciò può portare ad altre modifiche dell'andatura, come la flessione anteriore del tronco, per compensare una relativa debolezza del quadricipite.

Il ginocchio può flettersi eccessivamente dopo il contatto iniziale se la normale flessione plantare del piede durante la risposta al carico viene impedita dall'immobilità dell'articolazione della caviglia o da una deformità del calcagno del piede, impedendo al vettore della forza di migrare in avanti lungo il piede.

L'aumento della flessione del ginocchio può anche essere parte di un movimento compensatorio, sia per ridurre la lunghezza effettiva dell'arto che per ridurre la lunghezza funzionale della gamba

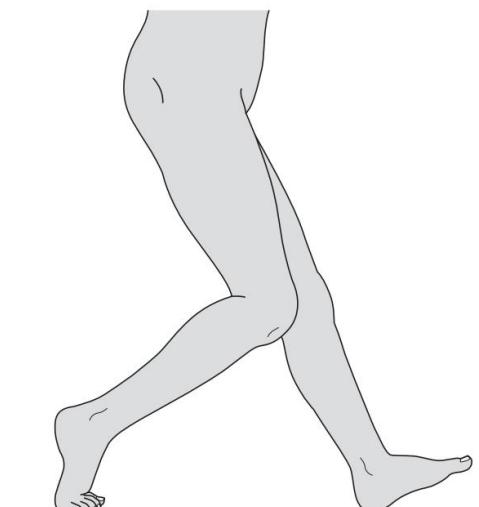


Fig. 3.14 Flessione eccessiva del ginocchio:
nella fase di appoggio tardiva si verifica un
aumento della flessione del ginocchio,
causato da una contrattura in flessione dell'anca.

discrepanza o come parte di uno schema di movimenti esagerati di anca, ginocchio e braccio, per compensare la mancanza di potenza plantare flessoria nella spinta.

Controllo inadeguato della dorsiflessione

I dorsiflessori sono attivi in due momenti diversi durante il ciclo del passo, quindi un controllo inadeguato della dorsiflessione può dare origine a due diverse anomalie del passo. Durante la risposta al carico, i dorsiflessori resistono al momento di flessione plantare esterno, consentendo così al piede di abbassarsi delicatamente a terra. Se sono deboli, il piede si abbassa bruscamente con un *colpo secco*. I dorsiflessori sono attivi anche durante la fase di oscillazione, quando vengono utilizzati per sollevare il piede e raggiungere l'altezza da terra. Un sollevamento insufficiente del piede durante l'oscillazione iniziale può causare un *trascinamento delle dita*. Entrambi i problemi si osservano meglio di lato rispetto al soggetto ed entrambi producono un rumore distintivo. Un soggetto con un controllo inadeguato della dorsiflessione può spesso essere diagnosticato a orecchio, prima ancora di essere visibile!

Un controllo inadeguato della dorsiflessione può derivare da debolezza o paralisi dei muscoli tibiali anteriori o da una sovraffatticamento di questi muscoli a causa della spasticità del tricipite surale. L'incapacità di dorsiflettere il piede durante la fase di oscillazione causa una dismetria funzionale delle gambe, per la quale sono state descritte in precedenza diverse compensazioni. Il trascinamento delle dita dei piedi si osserverà solo se il soggetto non riesce a compensare. Il trascinamento delle dita dei piedi può verificarsi anche in caso di flessione ritardata dell'anca o del ginocchio nell'oscillazione iniziale, causando l'impatto del piede con il terreno, nonostante un'adeguata dorsiflessione della caviglia.

Anche se soffrono di un controllo inadeguato della dorsiflessione, i soggetti con spasticità riescono spesso a raggiungere la dorsiflessione nella fase di oscillazione, perché la flessione dell'anca e del ginocchio è spesso accompagnata dalla dorsiflessione riflessa della caviglia, in uno schema di movimento primitivo correlato al riflesso di retrazione del flessore, menzionato nel Capitolo 1 (p. 30).

Contatto anomalo del piede

Il piede può essere caricato in modo anomalo, in modo che il peso sia principalmente distribuito su uno solo dei suoi quattro quadranti. Il carico sul tallone o sull'avampiede è meglio osservabile lateralmente, mentre il carico sul lato mediale o laterale è meglio osservabile frontalmente, sebbene alcuni esperti affermino che il piede debba essere sempre osservato da dietro. Laddove sia disponibile una passerella in vetro, osservare il piede dal basso offre un'ottima idea del modello di carico del piede.

Il carico del tallone si verifica nella deformità nota come *piede calcaneo* (noto anche come piede calcaneare), dove l'avampiede viene tirato verso l'alto in estrema dorsiflessione (Fig. 3.15), solitamente a causa di uno squilibrio muscolare, come



Fig. 3.15 Piede torto calcaneare.

Deriva dalla spasticità dei muscoli tibiali anteriori o dalla debolezza del tricipite surale. Salvo casi lievi, il peso non viene mai scaricato sull'avampiede e la durata della fase di appoggio è ridotta dalla perdita del "rocker terminale" (p. 91).

La riduzione della durata della fase di appoggio sul lato interessato riduce la durata della fase di swing sul lato opposto, il che a sua volta riduce la lunghezza del passo opposto e la lunghezza complessiva del passo. Il vettore della forza di reazione al suolo rimane posteriore, producendo un aumento del momento di flessione esterna al ginocchio.

Nella deformità nota come *piede equino* (Fig. 3.16), l'avampiede è bloccato in flessione plantare, solitamente a causa della spasticità dei flessori plantari. In una lieve deformità in equino, il piede può essere appoggiato a terra in piano; nei casi più gravi, il tallone non tocca mai il suolo e il contatto iniziale avviene tramite le teste metatarsali, in un andatura nota come *appoggio primario del piede*. Poiché la linea di forza di reazione al suolo è spostata anteriormente, si verifica un aumento del momento esterno che tende a estendere il ginocchio (coppia flessione plantare/estensione del ginocchio). La perdita del rollio iniziale (p. 91) riduce la lunghezza del passo.

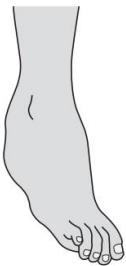


Fig. 3.16 Piede equino.

Un contatto mediale eccessivo si verifica in diverse deformità del piede. Debolezza La deformità degli invertitori o la spasticità degli evversori causeranno l'abbassamento del lato mediale del piede, che sosterrà la maggior parte del peso. Nel *piede valgo*, l'arco mediale si abbassa, consentendo il carico sul margine mediale del piede. Un maggiore contatto mediale del piede può anche essere dovuto a una deformità valga del ginocchio, accompagnata da un aumento della base di appoggio.

Un contatto laterale eccessivo del piede può anche derivare da una deformità del piede, quando il bordo mediale del piede è elevato o il bordo laterale è depresso, da



Fig. 3.17 Piede equino.

Spasticità o debolezza. La deformità del piede nota come *piede equino-varo* (Fig. 3.17) combina equino e varo, producendo un piede curvo in cui tutto il carico è sostenuto dal bordo esterno dell'avampiede. Sebbene il termine *piede torto* possa essere applicato a qualsiasi deformità del piede, è più comunemente applicato al piede equino-varo.

Un'altra forma di contatto anomalo del piede è il *battito* che comunemente accompagna la perdita di sensibilità del piede, come avviene nella tabe dorsale, lo stadio finale della sifilide. Il soggetto riceve un feedback sul contatto con il terreno dalla vibrazione causata dall'impatto del piede sul terreno.

Rotazione anomala del piede

Gli individui normali appoggiano il piede a terra approssimativamente in linea con la direzione di camminata, in genere con qualche grado di punta verso l'esterno. Angoli patologici di punta verso l'interno o verso l'esterno possono essere prodotti da rotazione interna o esterna dell'anca, torsione del femore o della tibia o deformità del piede stesso. Una conseguenza importante di una rotazione anomala del piede è che causa una posizione anomala della forza di reazione al suolo rispetto al resto della gamba. Ad esempio, se il piede è ruotato internamente, la forza di reazione al suolo è più mediale del normale, il che genererà momenti adduttori esterni a livello di caviglia e ginocchio. Sia nella rotazione interna che in quella esterna del piede, la lunghezza effettiva del piede si riduce nella direzione di progressione, quindi la forza di reazione al suolo durante l'appoggio terminale e il pre-oscillazione è probabilmente più posteriore del normale. Questo riduce il braccio di leva del tricipite surale, generando un momento di plantarflessione interna.

Questo è un esempio di un problema noto come *malattia del braccio di leva* o *deficit del braccio di leva*, in cui gli individui con forza muscolare normale non sono in grado di generare momenti articolari interni sufficienti, a causa di una riduzione della lunghezza del braccio di leva di un muscolo. Questo è particolarmente evidente negli individui con paralisi cerebrale che presentano un grado grave di rotazione interna o esterna del piede; il conseguente spostamento posteriore della forza di reazione al suolo aumenta il momento esterno che flette il ginocchio.

Spinta insufficiente

Nella camminata normale, il peso è appoggiato sull'avampiede durante la fase di spinta in pre-oscillazione.

Nel modello di andatura noto come spinta insufficiente, il peso è appoggiato principalmente sul tallone e non c'è una fase di spinta, l'intero piede viene sollevato da terra contemporaneamente. Si osserva meglio di lato.

La causa principale di una spinta insufficiente è un problema al tricipite surale o al tendine d'Achille, che impedisce un adeguato carico sull'avampiede.

La rottura del tendine d'Achille e la debolezza del soleo e del gastrocnemio sono cause tipiche.

Anche la debolezza o la paralisi dei muscoli intrinseci del piede può impedire al piede di sostenere il carico sull'avampiede.

Una spinta insufficiente può anche derivare da una deformità del piede, se l'anatomia è così distorta da impedire il normale carico sull'avampiede. Una deformità del calcagno (Fig. 3.15) rende ovviamente impossibile applicare un carico significativo sull'avampiede.

Un'altra causa importante di spinta insufficiente è il dolore sotto l'avampiede, se l'intensità del dolore è influenzata dal grado di carico (come solitamente accade). Questo può verificarsi in caso di metatarsalgia e anche quando l'artrite colpisce le articolazioni metatarso-falangee. La perdita del rocker terminale fa sì che il piede si stacchi prematuramente da terra, prima che l'anca sia completamente estesa. Questo riduce la durata della fase di appoggio sul lato interessato e, di conseguenza, la durata della fase di swing e la lunghezza del passo sul lato opposto, producendo un'asimmetria nei tempi del passo.

Base di camminata anomala

La base del passo è solitamente compresa tra 50 e 130 mm. Nell'andatura patologica, può essere aumentata o diminuita oltre questo intervallo. Sebbene idealmente determinate da misurazioni reali, le variazioni della base del passo possono essere valutate a occhio, preferibilmente da dietro il soggetto.

Un aumento della base di deambulazione può essere causato da qualsiasi deformità, come un'anca abdotta o un ginocchio valgo, che fa sì che i piedi siano appoggiati a terra più distanti del normale. Una conseguenza di un aumento della base di deambulazione è che è necessario un maggiore movimento laterale del tronco per mantenere l'equilibrio, come mostrato in Figura 2.27.

L'altra causa importante di una maggiore base di camminata è l'instabilità e la paura di cadere, poiché i piedi vengono posizionati ben distanziati per aumentare l'area di appoggio. Ciò consente un margine di errore nel posizionamento del baricentro sui piedi. Questa anomalia dell'andatura è probabilmente presente in caso di deficit della sensibilità o propriocezione delle gambe, per cui il soggetto non è del tutto sicuro di dove si trovino i piedi rispetto al tronco. Viene utilizzato anche nell'atassia cerebellare.

Per aumentare il livello di sicurezza in un'andatura scoordinata. Un altro modo efficace per migliorare la stabilità è camminare con uno o due bastoni.

Una base di deambulazione stretta è solitamente causata da una deformità in adduzione all'anca o da una deformità in varo al ginocchio. L'adduzione dell'anca può causare il superamento della linea mediana da parte della gamba in fase di swing, in un andatura a *forbice*, comunemente osservata nella paralisi cerebrale. Nei casi più lievi, la gamba in fase di swing è in grado di superare la gamba in fase di appoggio, ma poi si sposta davanti ad essa. Nei casi più gravi, la gamba in fase di swing non è in grado di superare la gamba in fase di appoggio: si ferma dietro di essa, con le posizioni laterali dei due piedi invertite. Questo è chiaramente un andatura molto invalidante, con una lunghezza del passo molto breve e valori negativi per la base di deambulazione e per la lunghezza del passo su un lato.

Disturbi ritmici

I disturbi dell'andatura possono includere anomalie nella tempistica del ciclo del passo. Si possono identificare due tipi di disturbo ritmico: un disturbo ritmico *asimmetrico* mostra una differenza nella tempistica del passo tra i due arti; un disturbo ritmico *irregolare* mostra differenze tra un passo e l'altro. I disturbi ritmici sono meglio osservabili di lato e possono anche essere udibili.

Un modello di andatura *antalgica* è specificamente una modifica dell'andatura che riduce l'intensità del dolore avvertito da una persona. Il termine viene solitamente applicato a un disturbo ritmico, in cui si dedica il minor tempo possibile all'arto dolorante e un tempo corrispondentemente più lungo all'arto non dolorante.

Il pattern è asimmetrico tra le due gambe, ma generalmente è regolare da un ciclo all'altro. Anche una marcata differenza nella lunghezza delle gambe tra i due lati può causare un'asimmetria dell'andatura regolare di questo tipo, così come diverse altre differenze tra i due lati, come contratture articolari o anchilosì.

Disturbi ritmici dell'andatura irregolare, in cui il ritmo si altera da un passo all'altro, sono osservati in diverse condizioni neurologiche. In particolare, l'atassia cerebellare porta alla perdita del "generatore di pattern", responsabile di una sequenza regolare e coordinata di passi. Anche la perdita di sensibilità o propriocezione può causare un'aritmia irregolare, dovuta a una generale incertezza sulla posizione e l'orientamento degli arti.

Altre anomalie dell'andatura

Si possono osservare diverse altre anomalie dell'andatura, da sole o in combinazione con alcuni dei modelli di andatura descritti sopra. Tra queste:

1. Movimenti anomali, ad esempio tremori intenzionali e atetoidi movimenti
 2. Atteggiamento o movimenti anomali dell'arto superiore, inclusa la mancata oscillazione delle braccia 3.
- Atteggiamento o movimenti anomali della testa e del collo 4.
- Rotazione laterale del piede dopo l'impatto del tallone 5.
- Rotazione esterna eccessiva del piede durante l'oscillazione, a volte chiamata 'frusta'
6. Rapida stanchezza.

Questo articolo si è concentrato sulle anomalie dell'andatura che possono essere osservate visivamente. Tuttavia, diverse anomalie dell'andatura possono essere rilevate solo utilizzando sistemi di analisi cinetica/cinematica dell'andatura. Un esempio è la presenza di un momento anomalo, come l'eccessivo momento varo interno, che può essere presente nel ginocchio dei bambini con mielomeningocele e che può predisporli allo sviluppo di osteoartrite (Lim et al., 1998).

AUSILI PER LA DEAMBULAZIONE

L'uso di ausili per la deambulazione può modificare notevolmente il modello di andatura. Mentre alcune persone scelgono di utilizzare un ausilio per facilitare la deambulazione, ad esempio per ridurre il dolore a un'articolazione dolorante, altri non sono assolutamente in grado di camminare senza una qualche forma di aiuto. Sebbene esistano numerose varianti specifiche nel design, gli ausili per la deambulazione, chiamati anche "dispositivi di assistenza", possono essere classificati in tre tipologie principali: *bastoni*, *stampelle* e *supporti*. Tutti e tre funzionano sostenendo parte del peso corporeo attraverso il braccio anziché la gamba. Sebbene questo sia un modo efficace per far fronte alle inadeguatezze delle gambe, spesso porta a problemi alle articolazioni del polso e della spalla, che semplicemente non sono progettate per la trasmissione di forze elevate.

Esiste una notevole variabilità nel modo in cui vengono utilizzati gli ausili per la deambulazione e spesso le persone li usano in modi che non corrispondono esattamente ai modelli tipici descritti nelle sezioni seguenti.

Canne

La forma più semplice di ausilio per la deambulazione è il bastone da passeggio, mediante il quale è possibile trasmettere la forza al suolo attraverso il polso e la mano. Poiché i muscoli dell'avambraccio sono relativamente deboli e le articolazioni del polso piuttosto piccole, è impossibile trasmettere grandi forze attraverso un bastone per un periodo di tempo prolungato. La coppia che può essere applicata all'estremità superiore del bastone è limitata dalla forza di presa e dalla forma dell'impugnatura, poiché

La mano tende a scivolare. Per questo motivo, la direzione principale della trasmissione della forza è lungo l'asse del bastone. I bastoni possono essere utilizzati per tre scopi, spesso combinati:

1. Per migliorare la stabilità
2. Per generare un momento
- 3.

Per togliere parte del carico da una delle gambe.

1. Migliorare la stabilità: i bastoni sono spesso utilizzati da anziani e infermi per migliorare la loro stabilità. Questo risultato si ottiene aumentando l'area di appoggio, eliminando così la necessità di posizionare il baricentro sull'area di appoggio relativamente piccola fornita dai piedi. Per coloro che hanno solo lievi problemi di stabilità, è possibile utilizzare un singolo bastone. Questo non fornirà un'area di appoggio sicura durante il supporto di un singolo arto, ma rende più facile correggere piccoli squilibri. Poiché il bastone viene solitamente posizionato a terra a una certa distanza dai piedi, creando un braccio di leva relativamente lungo, una forza modesta attraverso il bastone produrrà un momento sostanziale per correggere qualsiasi errore di posizionamento. Per la massima sicurezza, una persona dovrà utilizzare due bastoni, in modo da avere sempre a disposizione un'area di appoggio triangolare. Questa è fornita da due bastoni e un piede durante il supporto di un singolo arto e da un bastone e due piedi durante il supporto doppio. Se si utilizza un solo bastone, normalmente verrà avanzato durante la fase di appoggio della gamba più sicura. Se si utilizzano due bastoni, solitamente vengono avanzati separatamente, durante il supporto di due arti, per garantire la massima stabilità in ogni momento.

2. Generare un momento: l'uso di un bastone per generare un momento è illustrato nella Figura 3.18. Questa figura deve essere confrontata con la Figura 3.2, che mostra la meccanica di una normale posizione eretta su un solo piede. Una forza verticale di 100 N (10 kgf o 22 lbf) viene applicata attraverso il bastone, che genera un momento in senso antiorario, applicato al cingolo scapolare e quindi al bacino. Ciò riduce l'entità del momento che i muscoli abduttori dell'anca devono generare per mantenere il bacino in piano. La contrazione di questi muscoli si riduce da 911 N (93 kgf o 204 lbf) a 463 N (47 kgf o 104 lbf), con una riduzione di 448 N (56 kgf o 123 lbf). La forza totale nell'articolazione dell'anca si riduce della somma di questa quantità e della forza applicata dal bastone al suolo. Affinché questo meccanismo funzioni, il bastone deve essere impugnato con la mano opposta all'anca dolorante. Un bastone può anche essere utilizzato per generare un momento laterale al ginocchio, riducendo il carico su un lato dell'articolazione. Il bastone viene fatto avanzare durante la fase di oscillazione della gamba che deve proteggere.

3. Ridurre il carico sull'arto: quando si utilizza un bastone per rimuovere parte del carico dalla gamba, di solito lo si tiene nella stessa mano della gamba interessata e lo si appoggia a terra vicino al piede. In questo modo, è possibile distribuire il carico tra la gamba e il bastone, fino a rimuovere completamente il carico dalla gamba.

Il bastone segue i movimenti della gamba interessata, avanzando durante

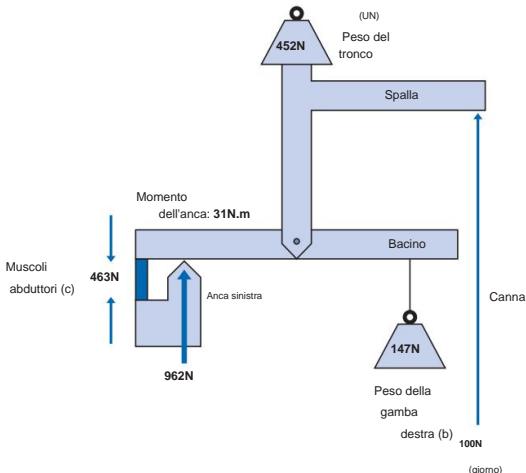


Fig. 3.18 L'uso di un bastone per generare un momento in senso antiorario riduce la forza di contrazione degli abduttori dell'anca e quindi la forza nell'articolazione dell'anca. La forza nell'anca sinistra (962 N) è la somma di: a) peso del tronco (452 N), b) peso della gamba destra (147 N), c) forza di contrazione dei muscoli abduttori (463 N), meno: d) forza esercitata dal bastone (100 N). (Confronta con la Figura 3.2.)

la fase di oscillazione su quel lato. La persona normalmente si inclina lateralmente sul bastone, con un'oscillazione laterale, per aumentare il carico verticale su di esso e quindi ridurre il carico sulla gamba. Un bastone può essere utilizzato in questo modo per alleviare il dolore all'anca, al ginocchio, alla caviglia o al piede. Se il bastone viene tenuto nella mano opposta, come spesso raccomandato, l'oscillazione laterale può essere evitata, ma il grado di scarico del carico è ridotto.

Qualunque di queste tre ragioni per cui una persona usa un bastone, il grado di disabilità determinerà se ne utilizzerà uno o due. Si può osservare che un soggetto usa un bastone con la mano opposta rispetto a quanto ci si sarebbe aspettato. In alcuni casi, il soggetto semplicemente non ha scoperto che avrebbe tratto maggiori benefici dall'uso del bastone con l'altra mano, ma il più delle volte l'osservatore non è riuscito a valutare appieno tutte le compensazioni adottate dal soggetto.

Esistono diversi modi in cui il bastone semplice può essere modificato, inclusi diversi tipi di impugnatura. Una variante particolarmente importante del bastone semplice è il *bastone a base larga*, noto anche come *emi* o *bastone a granchio*, che può avere tre piedi (*treppiede*) o quattro piedi (*tetrapode* o *bastone quadruplo*). Questo differisce dal bastone semplice in quanto si regge da solo e tollera piccole componenti di forza orizzontale, purché il vettore di forza complessivo rimanga all'interno dell'area della sua base. È particolarmente utile quando ci si alza da seduti. La maggiore stabilità si ottiene a scapito di un aumento di peso e soprattutto di ingombro, che può causare difficoltà nel passare attraverso le porte.

stampelle

La principale differenza di funzione tra una stampella e un bastone è che una stampella è in grado di trasmettere forze significative sul piano orizzontale. Questo perché, a differenza del bastone, che è effettivamente fissato al corpo in un unico punto, la stampella ha due punti di attacco, uno sulla mano e uno più in alto sul braccio, che forniscono un braccio di leva per la trasmissione della coppia. Sebbene esistano molti modelli diversi di stampella, si dividono in due categorie: stampelle ascellari e stampelle da avambraccio. Come per il bastone, è anche possibile avere una stampella a base larga, che termina con tre o quattro piedi.

Le stampelle ascellari (Fig. 3.19 a sinistra), come suggerisce il nome, si inseriscono sotto l'ascella. Di solito hanno un design semplice, con una superficie superiore imbottita e un'impugnatura nella posizione appropriata. Il braccio di leva tra l'ascella e la mano è piuttosto lungo e consente di generare una forza orizzontale sufficiente a consentire di camminare quando entrambe le gambe sono dritte e non funzionali. Uno svantaggio di questo tipo di stampelle è che l'ascella non è una zona ideale per il carico e un posizionamento scorretto o un uso prolungato possono causare danni ai vasi sanguigni o ai nervi. Sebbene alcune persone utilizzino le stampelle ascellari per molti anni, sono più adatte per un uso a breve termine, ad esempio quando un paziente ha una gamba rotta ingessata.

Esistono molti tipi diversi di *stampelle da avambraccio*, chiamate anche *stampelle da gomito, Lofstrand o canadesi* (Fig. 3.19 al centro). Si differenziano dalle stampelle ascellari

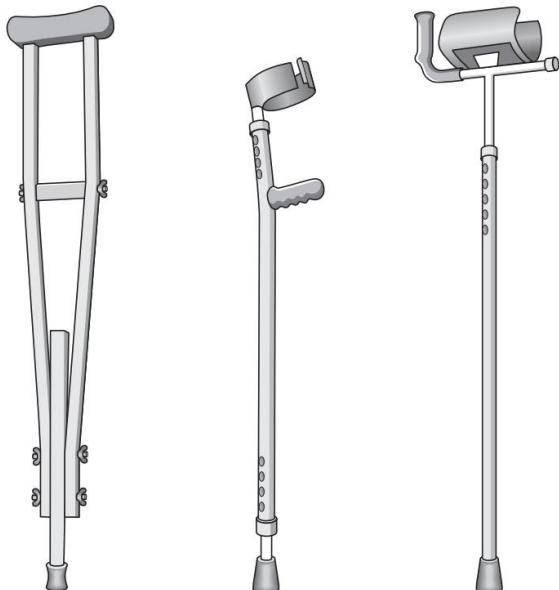


Fig. 3.19 Tre tipi di stampelle: ascellari (sinistra); avambraccio (centro) e grondaie (destra).

stampelle in quanto il punto di contatto superiore tra il corpo e la stampella è costituito dall'avambraccio o dalla parte superiore del braccio, anziché dall'ascella.

Il braccio di leva è quindi più corto rispetto a una stampella ascellare, sebbene questo raramente rappresenti un problema, e di solito corrono un rischio minore di danni ai tessuti, oltre ad essere più leggere e più accettabili esteticamente. Nella normale stampella per avambraccio, la maggior parte della forza verticale viene trasmessa attraverso la mano, ma l'uso di una "grondaia" o "piattaforma" consente di sostenere un carico maggiore sull'avambraccio stesso (Fig. 3.19 a destra).

Deambulatori

L'ausilio per la deambulazione più stabile è il telaio, chiamato anche "deambulatore" o "deambulatorio", che consente al soggetto di stare in piedi e camminare all'interno dell'area di appoggio fornita dalla sua base. Al telaio può essere applicata una forza considerevole in verticale e forze moderate in orizzontale, a condizione che il vettore di forza complessivo rimanga all'interno dell'area di appoggio. Il metodo di deambulazione usuale consiste nello spostare prima il telaio in avanti, poi fare un piccolo passo con ciascun piede, quindi spostare nuovamente il telaio e così via. La deambulazione è quindi estremamente lenta, con un andamento a scatti. Sebbene il soggetto sia incoraggiato a sollevare il telaio in avanti a ogni passo, più spesso viene semplicemente fatto scivolare sul terreno.

Un *rollator* è una variante del deambulatore, in cui i piedi anteriori sono sostituiti da ruote. Questo facilita l'avanzamento, a scapito di una leggera riduzione della stabilità nella direzione di avanzamento. Il modo di camminare è molto simile a quello con il telaio, tranne per il fatto che è più facile muoversi in avanti, poiché inclinando il rollator si sollevano i piedi posteriori da terra. Anche in questo caso, molti soggetti abusano del rollator facendolo scorrere in avanti, anziché inclinarlo. Un'ulteriore variante consiste nel sostituire tutti e quattro i piedi con ruote, soluzione efficace se dotata di freni efficaci. Esistono molti altri modelli di telai e rollator, inclusi quelli pieghevoli, quelli con "gronde" per supportare il peso corporeo attraverso gli avambracci e quelli in cui i due lati sono collegati posteriormente, anziché anteriormente.

Modelli di andatura con ausili per la deambulazione

Esistono diversi modi di camminare con l'uso di un bastone, una stampella o un deambulatore. La terminologia varia leggermente da un autore all'altro; le descrizioni che seguono si basano sul testo ben illustrato di Pierson (1994). I primi quattro schemi di andatura prevedono il massimo supporto da parte degli arti superiori, tramite un deambulatore, due stampelle o due bastoni. Gli ultimi due richiedono un supporto minore, con una stampella o un bastone tenuti in una sola mano.

1. L'andatura a quattro punti può essere utilizzata con bastoni o stampelle. Nota anche come "andatura reciproca", prevede il movimento separato e alternato di ciascuna delle due gambe e dei due ausili per la deambulazione, ad esempio: stampella sinistra – gamba destra – stampella destra – gamba sinistra (Fig. 3.20). Questo schema è molto stabile e richiede poca energia, ma è molto lento, quindi il costo dell'ossigeno (consumo di ossigeno per unità di distanza) può essere superiore rispetto all'andatura a tre punti descritta di seguito.

2. L'andatura a tre punti si utilizza quando solo una gamba può sostenere il peso o quando le due gambe si muovono insieme come un'unica unità. Si utilizza solo con stampelle o un deambulatore. Si riconoscono due forme principali di andatura a tre punti: *passo avanti* e *passo verso*. Questi termini vengono utilizzati quando la muscolatura degli arti inferiori è in grado di fornire il movimento delle gambe. Se le gambe sono paralizzate e il loro movimento è fornito dagli arti superiori e dal tronco, si utilizzano i termini *swing-through* e *swing-to* (Pierson, 1994). Nell'andatura a passo avanti, il piede o i piedi si muovono da dietro la linea delle due stampelle a davanti a esse (Fig. 3.21). Questo schema di andatura richiede molta energia e un buon controllo dell'equilibrio, ma può essere piuttosto rapido. Nell'andatura passo verso, il piede o i piedi vengono avanzati appena dietro la linea delle stampelle, che vengono poi spostate ulteriormente in avanti e il processo ripetuto.

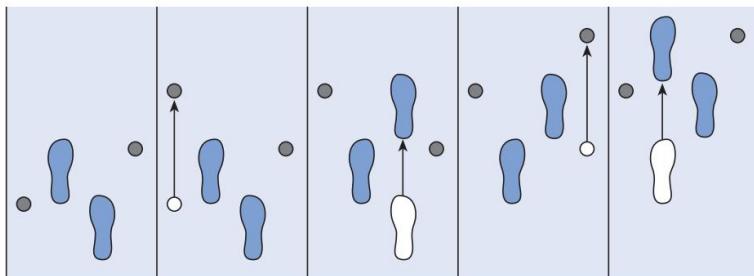


Fig. 3.20 Andatura a quattro punti. Si muove una stampella o una gamba alla volta seguendo questo schema: stampella sinistra – gamba destra – stampella destra – gamba sinistra.

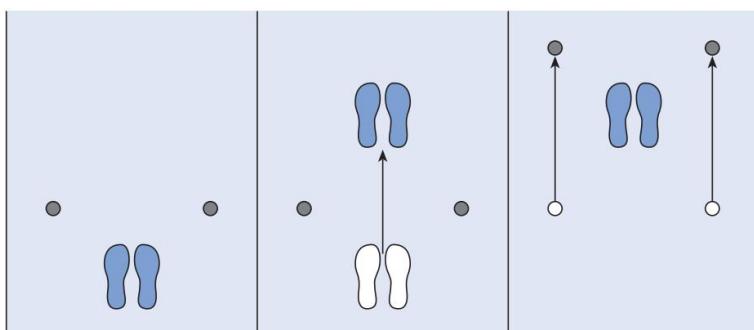


Fig. 3.21 Andatura a tre punti con carico su entrambe le gambe. Le gambe vengono avanzate insieme, davanti alla linea delle stampelle, poi le stampelle vengono avanzate insieme, davanti alla linea delle gambe.

(Fig. 3.22). Poiché la lunghezza del passo è breve, la velocità di camminata è lenta, ma i requisiti di energia e stabilità non sono elevati come nell'andatura a passo lungo.

3. L'andatura a tre punti modificata (nota anche come *andatura a tre-uno*) può essere utilizzata quando una gamba è in grado di sostenere l'intero peso corporeo ma l'altra no. Può essere utilizzata con un deambulatore o con due stampelle o bastoni. Gli ausili per la deambulazione e la gamba interessata si muovono in avanti insieme, mentre il peso viene scaricato sulla gamba sana.

La gamba interessata viene quindi fatta avanzare, mentre il peso viene trasferito sulla gamba malata e sugli ausili per la deambulazione. Questo garantisce un'andatura stabile, che richiede poca forza o energia, ma la velocità è piuttosto bassa.

4. L'andatura a due punti assomiglia all'andatura a quattro punti, con la differenza che la stampella o il bastone da un lato viene spostato in avanti contemporaneamente alla gamba dall'altro, ad esempio: stampella sinistra/gamba destra - stampella destra/gamba sinistra. È più veloce dell'andatura a quattro punti, ma è comunque abbastanza stabile e richiede poca energia. Richiede tuttavia una buona coordinazione da parte del soggetto.

5. L'andatura a quattro punti modificata viene eseguita quando il supporto per la deambulazione viene portato nella mano opposta alla gamba interessata. Questo schema di andatura è tipicamente utilizzato nell'emiplegia, in cui si verifica la paralisi di un braccio e di una gamba dello stesso lato. Una tipica sequenza di deambulazione sarebbe: stampella destra - gamba sinistra - gamba destra.

6. L'andatura a due punti modificata prevede anche l'uso di un ausilio per la deambulazione sul lato opposto alla gamba malata, ma l'ausilio e la gamba malata vengono spostati in avanti insieme, ad esempio: stampella destra/gamba sinistra - gamba destra. Richiede chiaramente maggiore forza e coordinazione rispetto all'andatura a quattro punti modificata, ma offre una maggiore velocità.

Il modello di andatura a singhiozzo osservato con alcuni ausili per la deambulazione (in particolare i telai) è noto come "andatura di arresto".

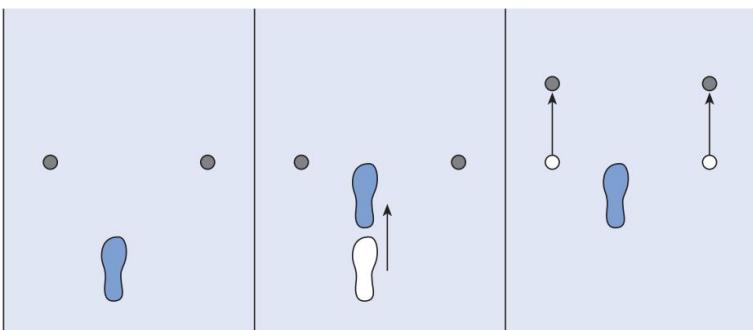


Fig. 3.22 Deambulazione a tre punti in un soggetto che sostiene il peso su una sola gamba. La gamba viene avanzata dietro la linea delle stampelle, che vengono poi spostate di nuovo in avanti.

ANDATURA AMPUTATA

La maggior parte delle amputazioni degli arti inferiori viene eseguita a uno dei tre livelli: sopra il ginocchio (AK), sotto il ginocchio (BK) o a livello della caviglia (Syme). Le amputazioni sopra e sotto il ginocchio sono spesso denominate rispettivamente amputazioni *transfemorali* e *transtibiali*. Il grado di disabilità è significativamente maggiore per gli amputati AK rispetto agli altri due gruppi. In generale, l'amputazione a qualsiasi livello aumenta probabilmente il dispendio energetico nella deambulazione, sebbene l'entità dipenda dal livello di amputazione, dai componenti protesici utilizzati e dal loro allineamento (Schmalz *et al.*, 2002).

Ciononostante, le persone possono adattarsi molto bene all'amputazione, come dimostrano gli individui che sono in grado di correre utilizzando una protesi AK.

A condizione che l'amputazione venga eseguita correttamente e che i muscoli e i nervi rimanenti siano normali, le persone con amputazione di cheratocono dovrebbero avere una funzionalità utile in tutti i gruppi muscolari che agiscono sull'articolazione dell'anca. Tuttavia, l'accoppiamento meccanico tra il femore e l'arto protesico non può mai essere ottimale come in un individuo sano, per tre motivi:

1. Il braccio di leva tra l'articolazione dell'anca e la cavità è relativamente corto, il che riduce il momento che i muscoli dell'anca possono applicare alla gamba protesica. 2. C'è sempre un certo movimento relativo tra il moncone del femore e la cavità, a causa della compressione dei tessuti molli, che è esagerato nel caso di una cavità mal adattata. 3. Se la cavità è scomoda, il soggetto potrebbe essere riluttante ad applicare grandi forze applicate all'arto protesico.

Gli amputati di AK non sono in grado di resistere a un momento di flessione esterno a livello del ginocchio e devono camminare con il ginocchio completamente esteso. Utilizzano comunemente la modifica dell'andatura che prevede la flessione anteriore del tronco per mantenere il ginocchio completamente esteso. Per ridurre al minimo la necessità di questa modifica dell'andatura, l'asse di flessione delle protesi articolari del ginocchio è normalmente posizionato più posteriormente rispetto a quello del ginocchio naturale, facilitando il mantenimento del vettore di forza davanti all'articolazione. Camminare con il ginocchio rigido in fase di appoggio porta a un innalzamento e abbassamento del baricentro maggiore del normale (perdita del terzo determinante dell'andatura, p. 91) e a un conseguente aumento del dispendio energetico. Questo tipo di camminata è faticoso, ma ciononostante alcune persone con una o addirittura due amputazioni di cheratocono riescono a muoversi egregiamente. Ci sono stati alcuni tentativi di fornire la flessione del ginocchio in fase di appoggio, o un suo equivalente (accorciamento della gamba tramite un'azione telescopica), ma questi dispositivi non sono ancora ampiamente utilizzati.

Il controllo dell'articolazione del ginocchio nella fase di swing è uno dei requisiti più importanti nella progettazione di una protesi AK. Se l'articolazione del ginocchio è completamente libera, l'azione del pendolo ne causa una flessione troppo rapida dopo il distacco della punta, con conseguente scatto del tallone dietro il soggetto. Il ginocchio si estende quindi troppo rapidamente.

fermandosi bruscamente al raggiungimento del finecorsa in iperestensione. Al contrario, un ginocchio che non consente flessione o estensione richiede che l'intera gamba venga accelerata e decelerata in un unico pezzo, il che comporta un enorme carico sulla muscolatura dell'anca e un dispendio energetico molto più elevato durante la deambulazione (Saunders *et al.*, 1953). Il compromesso tra questi estremi è una protesi articolare del ginocchio dotata di un qualche tipo di meccanismo di smorzamento, che previene tutti questi problemi.

Sono disponibili diversi meccanismi di smorzamento, tra cui sistemi a frizione, idraulici, pneumatici e controllati da computer. Murray *et al.* (1983) hanno esaminato l'andatura di pazienti con amputazione di AK utilizzando due diversi meccanismi del ginocchio, uno dei quali forniva un carico di frizione costante a tutti gli angoli del ginocchio e uno, utilizzando un sistema idraulico, che variava il carico in base all'angolo del ginocchio e alla direzione del movimento. Hanno scoperto che le prestazioni del meccanismo idraulico erano generalmente migliori. Tra le differenze che hanno notato tra l'andatura normale e quella dei pazienti con amputazione di AK, la durata della fase di swing è risultata più lunga sul lato amputato, il che ha comportato un aumento del tempo di ciclo (cadenza ridotta). La lunghezza del passo era vicina alla norma, ma l'aumento del tempo di ciclo ha portato a una riduzione della velocità. Era spesso presente una flessione laterale del tronco; hanno attribuito ciò in parte a una compensazione per una base di cammino più ampia, utilizzata per migliorare la stabilità, e in parte a una compensazione per una ridotta efficienza degli adduttori dell'anca, dovuta al movimento del moncone femorale all'interno dell'acetabolo. Il sollevamento del tallone si verificava prima nella fase di appoggio rispetto ai soggetti normali, a causa di una riduzione della capacità di dorsiflettere la caviglia protesica. L'entità del sollevamento del tallone nell'oscillazione iniziale era aumentata, soprattutto a velocità di camminata più elevate; è molto sensibile alle proprietà di attrito del meccanismo del ginocchio. Si osservava una tendenza a volteggiare sulla gamba normale durante la fase di oscillazione della gamba protesica. Poiché la gamba protesica si accorciava adeguatamente durante la fase di oscillazione, questo volteggio probabilmente non era necessario.

Potrebbe essere stato utilizzato per ottenere una maggiore sicurezza, poiché l'altezza da terra dell'arto protesico non può essere valutata in assenza di propriocezione.

Gli amputati monolaterali mostrano spesso altre anomalie nel modello di andatura dell'arto sano.

La Figura 3.23 mostra i grafici degli angoli di anca, ginocchio e caviglia sul piano sagittale in una ragazza di 17 anni amputata di AK con meccanismo idraulico del ginocchio. Deve essere confrontata con la Figura 2.5, che mostra dati comparabili da un soggetto normale. Il ginocchio si muove in alcuni gradi di iperestensione ben prima della fine della fase di oscillazione e rimane iperesteso fino al pre-oscillazione. La flessione del ginocchio in fase di oscillazione è pressoché normale. La fase di appoggio è leggermente più breve del normale. Il movimento dell'anca è pressoché normale, fatta eccezione per un improvviso aumento della flessione nella fase avanzata di oscillazione, quando il meccanismo del ginocchio raggiunge il suo arresto in estensione e la quantità di moto della gamba oscillante viene trasferita al femore. La flessibilità del piede protesico porta a un modello di movimento della caviglia abbastanza normale, sebbene l'ampiezza di questi movimenti sia inferiore al normale.

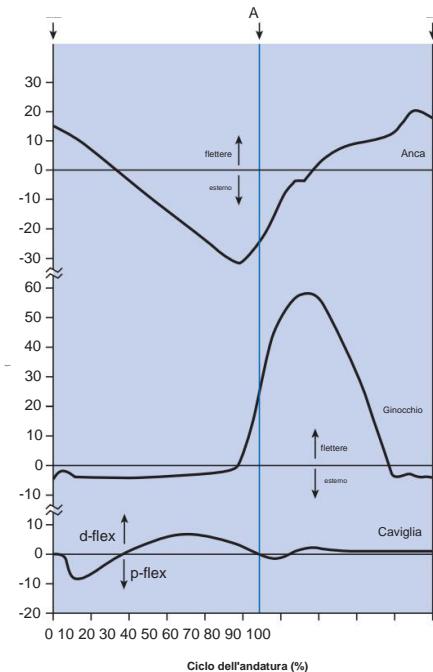


Fig. 3.23 Angoli di anca, ginocchio e caviglia sul piano sagittale durante la deambulazione in un amputato sopra il ginocchio. L'anomalia principale è l'iperestensione del ginocchio, da prima del contatto iniziale a poco prima del distacco delle dita. Abbreviazioni come in Fig. 2.5.

Un'amputazione sotto il ginocchio priva l'utente della capacità di flettere plantarmente e dorsiflettere la caviglia, sebbene il piede artificiale normalmente offra una certa flessibilità in tal senso e la sua forma consenta un movimento di rollio iniziale e terminale parzialmente funzionante. La perdita della flessione plantare attiva alla fine della fase di appoggio implica che la potenza muscolare non può essere utilizzata per fornire una spinta attiva e la lunghezza effettiva della gamba è inferiore al normale, quindi deve essere sollevata da terra prima (Breakey, 1976). Secondo Saunders *et al.* (1953), il percorso del baricentro è essenzialmente normale dopo un'amputazione di caviglia BK, poiché l'anca e il ginocchio insieme possono ampiamente compensare la perdita dell'articolazione della caviglia. Se vengono persi sia la caviglia che il ginocchio, come in un'amputazione di caviglia AK, la compensazione è incompleta.

La Figura 3.24 mostra gli angoli di anca, ginocchio e caviglia sul piano sagittale di un uomo di 47 anni, amputato di BK, che utilizza un piede "multiflex", camminando con un tempo di ciclo di 1,26 s (cadenza 95 passi/min), lunghezza del passo 1,45 m e velocità 1,15 m/s, tutti valori prossimi al limite inferiore del range di normalità. Gli angoli di anca e ginocchio rientrano nei limiti normali. Anche l'angolo della caviglia è pressoché normale, sebbene il movimento in flessione plantare alla fine della fase di appoggio sia di entità relativamente bassa e si verifichi un po' in ritardo. Questo perché si tratta di un movimento passivo, derivante dalla rimozione del carico dal meccanismo elastico del piede, piuttosto che della flessione plantare attiva osservata nei soggetti normali.

La figura 3.25 mostra l'angolo, il momento e la potenza sul piano sagittale della caviglia protesica di un uomo di 35 anni con amputazione BK, che utilizza una protesi con piede SACH (caviglia solida, tallone ammortizzato), camminando con un tempo di ciclo di 1,13 s (cadenza 106 passi/min), lunghezza del passo 1,54 m e velocità 1,37 m/s.

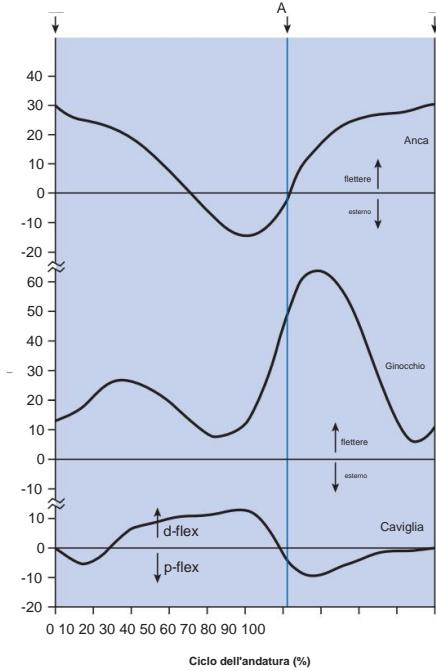


Fig. 3.24 Angoli di anca, ginocchio e caviglia sul piano sagittale durante la deambulazione in un amputato sotto il ginocchio. L'angolo della caviglia mostra lievi anomalie. Abbreviazioni come in Fig. 2.5.

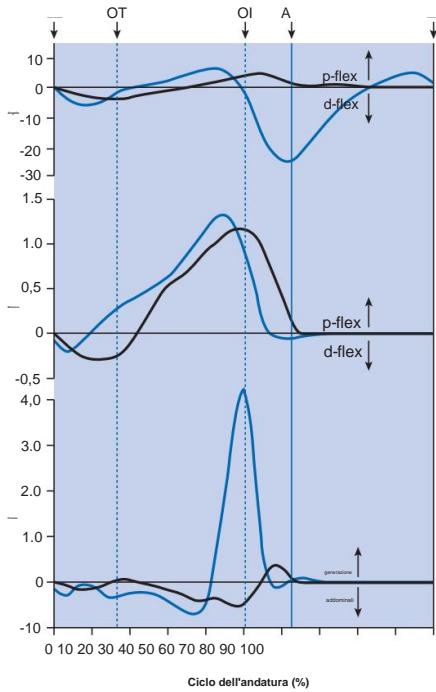


Fig. 3.25 Angolo di caviglia sul piano sagittale, momento interno e potenza in un amputato sotto il ginocchio (linea nera) e in un soggetto normale (linea blu). Abbreviazioni come nelle Fig. 2.5–2.7.

Le registrazioni corrispondenti del soggetto normale utilizzate per l'illustrazione nel Capitolo 2 sono mostrate come linee blu. L'ampiezza del movimento della caviglia durante il ciclo del passo in questo soggetto era molto limitata, con nessuna flessione plantare intorno al distacco delle dita. Il momento della caviglia mostra che la protesi ha tentato di mantenere una posizione relativamente neutra, opponendosi alla flessione plantare durante la risposta al carico e alla flessione dorsale durante la fase intermedia e la fase terminale. Di conseguenza, si è verificato uno scambio di potenza ridotto fino alla fase terminale, quando la caviglia ha assorbito una piccola quantità di potenza raggiungendo la massima dorsiflessione. Parte di questa potenza è stata restituita sotto forma di generazione di potenza man mano che il momento si riduceva e la caviglia tornava verso la posizione neutra. Tuttavia, la generazione di potenza coinvolta è stata molto ridotta, rispetto a quella di un individuo normale. Altri modelli di piede protesico sono in grado di immagazzinare e restituire energia in modo più efficace e la ricerca in questo ambito è in corso.

Come si può osservare dalle Figure 3.24 e 3.25, vi sono notevoli differenze tra i soggetti nell'andatura degli amputati. Nessuno dei due modelli corrispondeva particolarmente bene alla descrizione di Breakey (1976) del modello di andatura "tipico" dell'amputato BK:

1. Appoggio ritardato del piede
2. Flessione del ginocchio ridotta nella fase di appoggio
3. Sollevamento anticipato del tallone
4. Stacco anticipato delle dita
5. Durata ridotta della fase di appoggio
6. Flessione del ginocchio ridotta nella fase di swing.

CAMMINATA SUL TAPIS ROULANT

Spesso è più comodo studiare l'andatura mentre il soggetto cammina su un tapis roulant piuttosto che a terra, poiché il volume in cui effettuare le misurazioni è molto più piccolo e le misurazioni possono essere comodamente collegate a cavi o tubi respiratori. Tuttavia, esistono sottili differenze tra l'andatura su tapis roulant e quella su terra, in particolare per quanto riguarda gli angoli delle articolazioni. È improbabile che il ridotto flusso d'aria sul corpo sia un fattore significativo, ma la consapevolezza da parte del soggetto della lunghezza limitata del nastro del tapis roulant può indurlo ad accorciare il passo. Tuttavia, le differenze più importanti sono probabilmente dovute alle variazioni di velocità del nastro del tapis roulant, poiché i piedi del soggetto lo decelerano al contatto iniziale e lo accelerano alla spinta, immagazzinando efficacemente energia nel motore del tapis roulant. Questo effetto viene ridotto al minimo utilizzando un tapis roulant di grandi dimensioni con un motore potente (Savelberg *et al.*, 1998).

PATOLOGIE COMUNI CHE INTERESSANO L'ANDATURA

Sebbene molte condizioni patologiche possano causare un'andatura anomala, un gruppo di patologie neurologiche si distingue per la sua particolare importanza. Se il difetto di base è cerebrale, l'anomalia dell'andatura è spesso molto complessa e una diagnosi accurata può essere possibile solo utilizzando tecniche di analisi sistematica dell'andatura. Al contrario, le anomalie dell'andatura dovute a disturbi più "periferici", come le malattie articolari, tendono ad essere molto più facili da identificare e interpretare.

Nelle sezioni seguenti vengono descritti i disturbi dell'andatura che possono derivare da alcune condizioni relativamente comuni che colpiscono il cervello.

paralisi cerebrale

La paralisi cerebrale è una causa così importante di andatura patologica e la principale applicazione della valutazione clinica dell'andatura che merita un capitolo a sé stante (Capitolo 6).

Mielomeningocele

Il mielomeningocele (spesso chiamato genericamente "spina bifida") deriva da un mancato sviluppo normale della parte inferiore del midollo spinale. A seconda dell'estensione del midollo spinale interessato, il deficit neurologico può variare da trascurabile a esteso. Molti individui affetti da questa condizione sono in grado di camminare e l'analisi del cammino viene spesso utilizzata per la valutazione e la pianificazione del trattamento (Önpuu *et al.*, 1996).

Vankoski *et al.* (1995) hanno suddiviso i bambini con la forma più lieve (lombosacrale) di mielomeningocele in tre gruppi, in base alla forza dei muscoli plantari flessori, con il gruppo II più colpito, il gruppo IB intermedio e il gruppo IA meno colpito. I pazienti del gruppo IA potevano generalmente camminare senza l'uso di un'ortesi caviglia-piede (AFO). La forza dei muscoli plantari flessori era generalmente correlata alla forza di altri gruppi muscolari, in particolare degli estensori dell'anca. Gli autori hanno illustrato i modelli di movimento di bacino, anca e ginocchio per i soggetti di tutti e tre i gruppi, con e senza AFO.

Parkinsonismo

La condizione nota come parkinsonismo (noto anche come morbo di Parkinson) è un disturbo del sistema extrapiramidale, causato dalla degenerazione del sistema basale

gangli cerebrali. Tra le altre caratteristiche cliniche, include un'andatura *strascicata*. Murray *et al.* (1978) hanno esaminato l'andatura di 44 uomini affetti da parkinsonismo e hanno identificato le seguenti anomalie:

1. La lunghezza e la velocità del passo sono state notevolmente ridotte, sebbene il tempo del ciclo (cadenza) era solitamente normale 2.

La base del cammino era leggermente aumentata 3.

L'ampiezza del movimento dell'anca, del ginocchio e della caviglia era diminuita, principalmente a causa di una riduzione dell'estensione articolare 4. L'oscillazione delle braccia era molto ridotta 5.

La maggior parte dei pazienti ruotava il tronco in fase con il bacino, invece di ruotarlo nella direzione opposta

6. Le traiettorie verticali della testa, del tallone e delle dita dei piedi sono state tutte ridotte, sebbene altri lavoratori abbiano segnalato un distinto movimento di "oscillazione" della testa.

Il "rimbalzo" si è verificato perché il piede si stava ancora muovendo in avanti al momento del contatto iniziale. In alcuni pazienti il contatto iniziale è avvenuto con il piede piatto; in altri si è verificato un appoggio del tallone, ma il piede era molto più orizzontale rispetto a

Di solito. Alcuni pazienti mostravano anche un certo sfregamento del piede a metà oscillazione. A differenza della maggior parte dei modelli di andatura, che si stabilizzano entro i primi due o tre passi, l'andatura dei pazienti con parkinsonismo spesso "evolve" nel corso di diversi passi.

Altre condizioni

Come accennato in precedenza, molte condizioni diverse influenzano l'andatura, e solo alcune sono state descritte in dettaglio. Paralisi cerebrale, mielomeningocele e parkinsonismo sono stati specificamente trattati per una discussione più approfondita, poiché possono essere estremamente complessi e spesso portano a combinazioni di diverse deviazioni dell'andatura. Gli effetti di queste e altre condizioni saranno ulteriormente analizzati.

nel capitolo 5, che tratta l'applicazione pratica dei metodi di analisi dell'andatura.

Riferimenti e suggerimenti per ulteriori letture

Breakey J. (1976) Andatura dei pazienti con amputazione monolaterale sotto il ginocchio. *Orthotics and Prosthetics* **30**: 17-24.

Gurney B. (2002) Differenza di lunghezza delle gambe. *Andatura e postura* **15**: 195-206.

Lim R, Dias L, Vankoski S *et al.* (1998) Stress del ginocchio valgo nel mielomeningocele lombosacrale: a valutazione dell'analisi dell'andatura. *Journal of Pediatric Orthopaedics* **18**: 428-433.

Murray MP, Sepic SB, Gardner GM *et al.* (1978) Modelli di camminata degli uomini con parkinsonismo. *Rivista americana di medicina fisica* **57**: 278-294.

Murray MP, Mollinger LA, Sepic SB *et al.* (1983) Modelli di andatura in pazienti con amputazione sopra il ginocchio: controllo idraulico dell'oscillazione vs. componenti del ginocchio a frizione costante. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **64**: 339-345.

New York University. (1986) *Ortesi per gli arti inferiori*. New York: New York University Postgraduate Facoltà di Medicina.

Öunpuu S, Davis RB, DeLuca PA. (1996) Cinetica articolare: metodi, interpretazione e decisione terapeutica nei bambini con paralisi cerebrale e mielomeningocele. *Gait and Posture* 4: 62-78.

Perry J. (1992) *Analisi dell'andatura: funzione normale e patologica*. Thorofare, NJ: Slack Incorporata.

Pierson FM. (1994) *Principi e tecniche di assistenza al paziente*. Filadelfia, PA: WB Saunders Co.
Saunders JBDM, Inman VT, Eberhart HS. (1953) I principali determinanti dell'andatura normale e patologica.

Journal of Bone and Joint Surgery 35: 543-558.

Savelberg HHCM, Vorstenbosch MATM, Kamman EH et al. (1998) La variazione della velocità del nastro durante il passo influenza la locomozione sul tapis roulant. *Gait and Posture* 7: 26-34.

Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R. (2002) Spesa energetica e biomeccanica

Caratteristiche dell'andatura degli amputati degli arti inferiori: l'influenza dell'allineamento protesico e dei diversi componenti protesici. *Gait and Posture* 16: 255-263.

Vankoski SJ, Sarwark JF, Moore C et al. (1995) Cinematica caratteristica di pelvi, anca e ginocchio in bambini con mielomeningocele lombosacrale. *Gait and Posture* 3: 51-57.

Metodi di analisi dell'andatura

4

L'analisi del cammino viene utilizzata per due scopi molto diversi: supportare direttamente il trattamento dei singoli pazienti e migliorare la nostra comprensione del cammino attraverso la ricerca. L'utilizzo della ricerca sul cammino può essere ulteriormente suddiviso in studi "fondamentali" del cammino e ricerca clinica. Questi argomenti vengono approfonditi nel prossimo capitolo. Chiaramente, nessun singolo metodo di analisi è adatto a una gamma così ampia di utilizzi e sono state sviluppate diverse metodologie.

Quando si considerano i metodi utilizzabili per eseguire l'analisi del cammino, è utile considerarli come appartenenti a uno "spettro" o "continuum", che va dall'assenza di ausili tecnologici, da un lato, all'utilizzo di apparecchiature complesse e costose, dall'altro. Questo capitolo inizia con un metodo che non richiede alcuna attrezzatura e prosegue descrivendo sistemi progressivamente più elaborati. In generale, più elaborato è il sistema, maggiore è il costo, ma migliore è la qualità dei dati oggettivi che possono essere forniti. Tuttavia, ciò non implica che alcune delle tecniche più semplici non siano valide. Si è spesso riscontrato, in particolare in ambito clinico, che l'uso di un'analisi del cammino ad alta tecnologia è inappropriato, a causa del suo elevato costo in termini di denaro, spazio e tempo, e perché il problema clinico può essere gestito adeguatamente utilizzando tecniche più semplici.

ANALISI VISIVA DELL'ANDATURA

Si potrebbe dire che la forma più semplice di analisi dell'andatura sia quella effettuata a occhio nudo. Questo, ovviamente, trascura le straordinarie capacità del cervello umano di elaborare i dati ricevuti dall'occhio. L'analisi visiva dell'andatura è, in

realtà, la forma di analisi più complicata e versatile disponibile. Nonostante questo, soffre di quattro gravi limitazioni:

1. È transitorio e non lascia traccia permanente
2. L'occhio non può osservare eventi ad alta velocità
3. È possibile osservare solo i movimenti, non le forze
4. Dipende interamente dall'abilità del singolo osservatore.

In uno studio sulla riproducibilità dell'analisi visiva dell'andatura, Krebs *et al.* (1985) lo hanno trovato "solo moderatamente affidabile". Saleh e Murdoch (1985) hanno confrontato le prestazioni delle persone esperte nell'analisi visiva dell'andatura con i dati forniti da un sistema combinato cinetico/cinematico. Hanno scoperto che la misurazione il sistema ha identificato molte più anomalie dell'andatura di quelle viste dai osservatori.

Molti clinici includono l'osservazione dell'andatura di un soggetto come parte della loro esame clinico. Tuttavia, questa non è un'analisi dell'andatura se si limita a guardando il soggetto fare una sola camminata, su e giù per la stanza. Questo semplicemente dà un'idea superficiale di quanto camminano bene e forse identifica il più grave anomalia. Un'analisi visiva completa dell'andatura, come raccomandato nel manuale della New York University (1986), prevede di osservare il soggetto mentre lui o lei fa una serie di passeggiate, alcune delle quali vengono osservate da una alcuni lateralmente, altri dall'altro lato, altri ancora da davanti e altri ancora da dietro. Mentre il soggetto cammina, l'osservatore dovrebbe cercare la presenza o l'assenza di una serie di anomalie specifiche dell'andatura, come quelle descritte nel capitolo 3 e riassunti nella Tabella 4.1. Si dovrebbe usare un ordine logico per cercare il

Tabella 4.1 Anomalie comuni dell'andatura e migliore direzione per osservazione

Anomalia dell'andatura	Osservazione della direzione
Flessione laterale del tronco	Lato
Flessione anteriore del tronco	Lato
Flessione posteriore del tronco	Lato
Aumento della lordosi lombare	Lato
Circonduzione	Davanti o dietro
Escursionismo all'anca	Davanti o dietro
Steppage	Lato
Salto in lungo	Laterale o frontale
Rotazione anomala dell'anca	Davanti o dietro
Estensione eccessiva del ginocchio	Lato
flessione eccessiva del ginocchio	Lato
Controllo inadeguato della dorsiflessione	Lato
Contatto anomalo del piede	Davanti o dietro
Rotazione anomala del piede	Davanti o dietro
Spinta insufficiente	Lato
Base di camminata anomala	Davanti o dietro
Disturbi ritmici	Lato

Diverse anomalie dell'andatura: la combinazione di direzioni di cammino elencate nella tabella non è raccomandata! Secondo Rose (1983), è inoltre importante, quando si esegue l'analisi visiva dell'andatura, confrontare l'ampiezza del movimento articolare durante la deambulazione con quella osservata sul lettino d'esame: può essere maggiore o minore.

La lunghezza minima richiesta per un percorso per l'analisi del cammino è un argomento molto dibattuto. L'autore ritiene che 8 m (26 piedi) siano il minimo per l'uso con giovani in forma, ma che 10-12 m (33-39 piedi) siano preferibili, poiché consentono a chi cammina velocemente di "prendere il passo" prima di effettuare qualsiasi misurazione. Tuttavia, percorsi più corti sono soddisfacenti per le persone che camminano più lentamente. Questo vale in particolare per coloro che hanno un'andatura patologica, poiché il modello di andatura di solito si stabilizza entro i primi due o tre passi. Un'eccezione degna di nota, tuttavia, è l'andatura nel parkinsonismo, che "evolve" nel corso dei primi passi. La larghezza richiesta per un percorso dipende dall'attrezzatura, se presente, utilizzata per effettuare le misurazioni. Per l'analisi visiva del cammino, anche solo 3 m (10 piedi) possono essere sufficienti. Se si utilizza la registrazione video, la telecamera deve essere posizionata leggermente più lontano dal soggetto, a circa 4 m (13 piedi). Un sistema cinematico che effettua misurazioni simultanee da entrambi i lati del corpo richiede normalmente una larghezza di almeno 5-6 m (16-20 piedi). La Figura 4.1 mostra la planimetria di un piccolo laboratorio di analisi del cammino utilizzato per l'analisi visiva del cammino, la registrazione video e la misurazione dei parametri generali del cammino.

Alcuni ricercatori permettono ai soggetti di scegliere la propria velocità di camminata, mentre altri controllano il tempo del ciclo (o cadenza), ad esempio chiedendo loro di camminare a tempo con un metronomo. La logica del controllo del tempo del ciclo è che molti dei parametri misurabili dell'andatura variano con la velocità di camminata e l'utilizzo di un tempo del ciclo controllato fornisce un mezzo per ridurre la variabilità. Tuttavia, è improbabile che i soggetti camminino naturalmente quando cercano di tenere il passo con un metronomo, e i pazienti con problemi di controllo motorio potrebbero trovare difficile o addirittura impossibile camminare a un ritmo imposto.

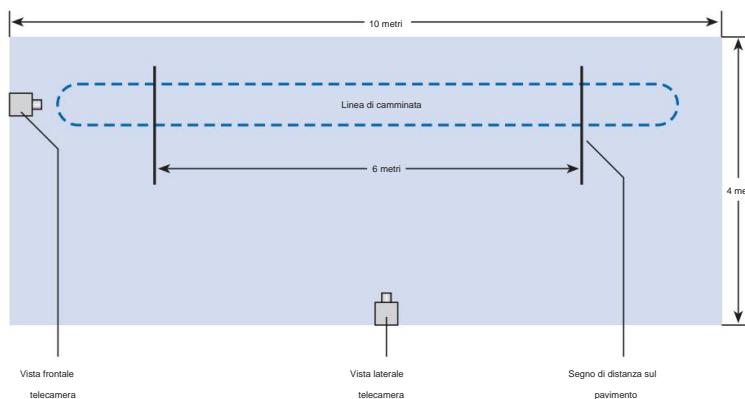


Fig. 4.1 Disposizione di un piccolo laboratorio per l'analisi visiva dell'andatura, la registrazione video e la misurazione dei parametri generali dell'andatura.

tempo. Zijlstra *et al.* (1995) hanno riscontrato notevoli differenze nell'andatura di soggetti normali tra la camminata "naturale" e quella "costretta", in cui al soggetto veniva richiesto di camminare a tempo con un metronomo o di calpestare punti specifici sul terreno. La risposta a questo dilemma è probabilmente accettare il fatto che i soggetti debbano camminare a velocità diverse e interpretare i dati in modo appropriato. Ciò significa che devono essere disponibili valori "normali" per un intervallo di velocità di camminata. Una difficoltà irrisolta con questo approccio è che potrebbe non essere possibile ottenere valori "normali" per velocità di camminata molto basse, poiché gli individui normali non camminano abitualmente molto lentamente e, quando viene chiesto loro di farlo, alcune delle misurazioni dell'andatura diventano molto variabili (Brandstater *et al.*, 1983).

Valutazione dell'andatura

La semplice osservazione dell'andatura e la rilevazione di anomalie ha scarso valore di per sé. È necessario che sia seguita da una valutazione dell'andatura, che è la sintesi di queste osservazioni con altre informazioni sul soggetto, ricavate dall'anamnesi e dall'esame obiettivo, combinate con l'intelligenza e l'esperienza dell'osservatore (Rose, 1983). L'analisi visiva dell'andatura è del tutto soggettiva e la qualità dell'analisi dipende dall'abilità di chi la esegue. Può essere un esercizio interessante eseguire l'analisi visiva dell'andatura su persone che camminano per strada, ma senza conoscere i loro dettagli clinici è facile frantendere il loro stato di salute.

Quando si esegue qualsiasi tipo di analisi dell'andatura, una cosa che deve essere sempre tenuta presente è che si stanno osservando gli effetti e non le cause. In altri termini, il modello di andatura osservato non è il risultato diretto di un processo patologico, ma il risultato netto di un processo patologico e dei tentativi del soggetto di compensarlo. Il modello di andatura osservato è "ciò che rimane dopo che i meccanismi di compensazione disponibili sono stati esauriti" (Rose, 1983).

Esame tramite videoregistrazione

L'uso diffuso di videocassette e la registrazione diretta su un disco versatile digitale (DVD) o su computer ha apportato uno dei miglioramenti più utili all'analisi del cammino negli ultimi anni. Contribuisce a superare due dei limiti dell'analisi visiva del cammino: la mancanza di una registrazione permanente e la difficoltà di osservare eventi ad alta velocità. Inoltre, offre i seguenti vantaggi:

1. Riduce il numero di passeggiate che un soggetto deve fare. 2. Permette di mostrare al soggetto esattamente come sta camminando. 3. Rende più facile insegnare l'analisi visiva dell'andatura a qualcun altro.

L'esame dell'andatura tramite videoregistrazione non è un metodo oggettivo, poiché non fornisce dati quantitativi sotto forma di numeri. Tuttavia, fornisce una registrazione permanente, che può essere estremamente preziosa. La presenza di una precedente registrazione dell'andatura di un soggetto può essere utilizzata per dimostrare a tutti gli interessati quanti progressi siano stati compiuti, soprattutto quando ciò si è verificato nell'arco di un lungo periodo di tempo. In particolare, può convincere un soggetto o un familiare che si è verificato un miglioramento, quando la memoria suggerisce loro di non essere migliori rispetto a diversi mesi prima!

Quando si utilizza un videoregistratore, il sistema più pratico consiste in una videocamera ("camcorder") per la registrazione e in un videoregistratore (VCR) separato per la riproduzione dei nastri. La maggior parte delle videocamere domestiche odiene è perfettamente adatta all'uso nell'analisi del cammino, a condizione che siano dotate di zoom, messa a fuoco automatica, capacità di funzionare in normali condizioni di illuminazione ambientale e un sensore CCD (charge-coupled device) con otturatore elettronico, per eliminare la sfocatura dovuta al movimento. Il videoregistratore utilizzato per visualizzare i nastri dovrebbe essere dotato di una funzione di fermo immagine stabile, senza "strisce" sull'immagine, e della possibilità di visualizzare fotogrammi successivi, uno alla volta o a velocità molto bassa. Tali funzionalità sono ora disponibili su molti videoregistratori domestici, rendendoli perfettamente adatti all'uso in un laboratorio clinico di analisi del cammino. Il videoregistratore può quindi essere utilizzato per visualizzare eventi che sono troppo rapidi per essere visti a occhio nudo. Per comodità, la videocamera dovrebbe utilizzare una cassetta delle stesse dimensioni del videoregistratore che verrà utilizzato per visualizzare i nastri, evitando così di dover effettuare copie del nastro. Molti laboratori di analisi dell'andatura ora registrano i dati video direttamente su un computer e questi possono essere sincronizzati con la raccolta dati su un sistema cinematico (descritto più avanti).

Per effettuare un'analisi visiva completa dell'andatura senza l'uso di videoregistrazioni, il soggetto deve effettuare ripetute passeggiate per confermare o confutare la presenza di ciascuna delle anomalie dell'andatura elencate nella Tabella 4.1. Se il soggetto avverte dolore o si affatica facilmente, questo potrebbe essere un requisito irragionevole e potrebbe essere difficile ottenere un'analisi soddisfacente. L'uso della videoregistrazione consente al soggetto di effettuare un numero molto inferiore di passeggiate, poiché la persona che esegue l'analisi può rivedere la registrazione tutte le volte che è necessario.

La registrazione video facilita il processo di insegnamento dell'analisi visiva dell'andatura, in cui lo studente ha spesso bisogno di vedere piccoli movimenti anomali che avvengono molto rapidamente. È molto più facile osservare tali movimenti se l'andatura può essere esaminata al rallentatore, con l'istruttore che ne evidenzia i dettagli sul televisore o sul monitor del computer. L'uso della registrazione video consente inoltre di osservare una varietà di andature anomale che sono state archiviate. Sono ora disponibili diverse registrazioni video didattiche (Appendice 3).

Mostrare al soggetto una registrazione video della propria andatura non è esattamente un "biofeedback", poiché comporta un ritardo temporale, ma può comunque essere molto utile. Quando un terapista lavora con un soggetto per correggere un'anomalia dell'andatura, il soggetto può avere un'idea più chiara di ciò che il terapista sta cercando di capire se può osservare la propria andatura "dall'esterno".

Sebbene l'analisi visiva dell'andatura mediante registrazione video sia soggettiva, è facile,

allo stesso tempo, per ricavare dati oggettivi. I parametri generali dell'andatura (tempo di ciclo o cadenza, lunghezza e velocità del passo) possono essere misurati con un metodo che verrà descritto nella prossima sezione (p. 145). È anche possibile misurare gli angoli articolari, direttamente dallo schermo del monitor o utilizzando un digitalizzatore a schermo. Tali misurazioni tendono tuttavia a essere piuttosto imprecise, poiché l'arto potrebbe non essere visto dall'angolazione corretta e a causa delle distorsioni introdotte dalla telecamera, dal supporto di registrazione e (soprattutto) dal televisore o dal display del computer.

Ogni ricercatore troverà il proprio metodo per eseguire l'analisi dell'andatura utilizzando la videoregistrazione, ma la routine dell'autore può rivelarsi utile come punto di partenza. Ai soggetti viene chiesto di indossare pantaloncini corti o un costume da bagno, in modo che la maggior parte della gamba sia visibile. È importante che il soggetto cammini il più "normalmente" possibile, quindi viene chiesto di indossare le proprie scarpe da interno o da esterno, con calzini se si preferisce. A meno che ciò non stanchi eccessivamente il soggetto, è consigliabile effettuare una o due passeggiate di "prova" prima di iniziare la videoregistrazione. La posizione della telecamera, o l'obiettivo zoom, viene inizialmente regolata per mostrare l'intero corpo dalla testa ai piedi e il soggetto viene ripreso di lato, mentre percorre la passerella in una direzione. Alla fine, il soggetto si gira, con una pausa se necessario, e viene ripreso mentre torna indietro. L'intero processo viene quindi ripetuto, con la telecamera regolata per mostrare un primo piano del corpo dalla vita in giù. Quindi, la posizione della telecamera viene modificata o al soggetto viene chiesto di percorrere un percorso diverso, in modo da poterlo riprendere mentre si allontana dalla telecamera e poi torna indietro. Vengono nuovamente registrati due percorsi in ciascuna direzione, sebbene non sia necessario modificare l'ingrandimento, poiché questa visualizzazione fornisce automaticamente una gamma di inquadrature che vanno dal primo piano al corpo intero.

Spesso è utile marcire la pelle del soggetto, ad esempio utilizzando una matita per sopracciglia, per migliorare la visibilità dei punti di riferimento anatomici sulla registrazione. Hillman *et al.* (1998) hanno dotato i soggetti di "indicatori di rotazione" montati in superficie, per migliorare la precisione con cui le rotazioni del piano trasversale possono essere stimate tramite registrazione video.

I soggetti non dovrebbero potersi vedere su un monitor mentre camminano, poiché ciò potrebbe distrarli, in particolare per i bambini. La possibilità di mostrare loro la registrazione video in seguito è a discrezione del ricercatore, sebbene sia importante rivedere la registrazione prima che il soggetto se ne vada, nel caso in cui sia necessario ripeterla per qualche motivo.

L'analisi viene eseguita riproducendo la registrazione video, ricercando specifiche anomalie dell'andatura nelle diverse proiezioni e interpretando quanto osservato alla luce dell'anamnesi e dell'esame obiettivo del soggetto. È particolarmente utile che due o più persone lavorino insieme per eseguire l'analisi. Rose (1983) ha suggerito che l'analisi dell'andatura dovrebbe basarsi su un approccio di gruppo, con discussione e verifica delle ipotesi. Come verrà descritto nel Capitolo 5, la verifica delle ipotesi può comportare un tentativo di modifica dell'andatura, ad esempio applicando un'ortesi o paralizzando un muscolo con anestetico locale.

PARAMETRI GENERALI DELL'ANDATURA

I parametri generali dell'andatura (noti anche come fattori temporali e di distanza dell'andatura) sono il tempo di ciclo (o cadenza), la lunghezza del passo e la velocità. Questi forniscono la forma più semplice di valutazione oggettiva dell'andatura (Robinson & Smidt, 1981). Sebbene esistano metodi automatici per effettuare queste misurazioni, che saranno descritti nella prossima sezione, è possibile anche utilizzarne solo uno, come un cronometro, un metro a nastro e (facoltativamente) del talco. Il metodo descritto di seguito, alla voce "parametri generali dell'andatura da registrazione video", consente la misurazione simultanea di tutti e tre i parametri generali dell'andatura e non richiede la registrazione dell'andatura del paziente, poiché può essere utilizzato mentre si osserva l'andatura del paziente.

Tempo di ciclo, lunghezza del passo e velocità tendono a variare insieme nella maggior parte delle disabilità locomotorie, quindi un soggetto con un tempo di ciclo lungo avrà solitamente anche una lunghezza del passo breve e una bassa velocità (la velocità è data dalla lunghezza del passo divisa per il tempo di ciclo). I parametri generali dell'andatura forniscono un'indicazione sulla capacità di camminare di un soggetto, ma poche informazioni specifiche. Dovrebbero sempre essere interpretati in termini di valori attesi per età e sesso del soggetto, come quelli riportati nell'Appendice 1. La Figura 4.2 mostra un modo in cui questi dati possono essere presentati; i rombi rappresentano i limiti di confidenza del 95% per un soggetto normale della stessa età e sesso del soggetto in esame. Sebbene il tempo di ciclo stia gradualmente sostituendo la cadenza nella comunità dell'analisi dell'andatura, è più comodo utilizzare la cadenza su grafici di questo tipo, poiché un'andatura anormalmente lenta fornirà valori sul lato sinistro del grafico per tutti e tre i parametri generali dell'andatura.

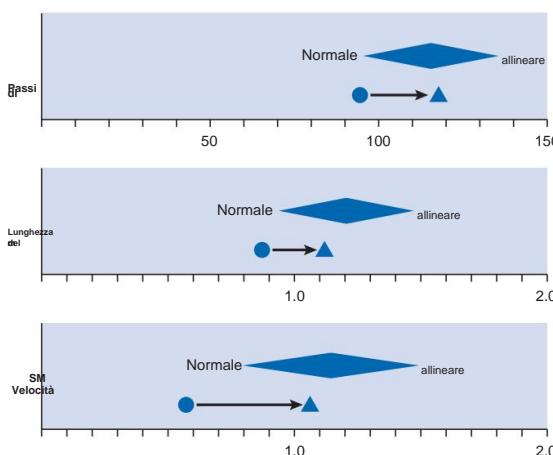


Fig. 4.2 Visualizzazione dei parametri generali dell'andatura, con intervalli di normalità appropriati per età e sesso del paziente. Valori pre e postoperatori per una paziente di 70 anni sottoposta a intervento di sostituzione del ginocchio.

Tempo o cadenza del ciclo

Il tempo o la cadenza di un ciclo possono essere misurati con l'ausilio di un cronometro, contando il numero di singoli passi compiuti durante un periodo di tempo noto. Contare per un minuto intero è raramente pratico, quindi di solito si sceglie un periodo di 10 o 15 secondi. La perdita di accuratezza derivante dal conteggio per periodi di tempo così brevi difficilmente avrà alcuna rilevanza pratica. Al soggetto dovrebbe essere detto di camminare naturalmente e dovrebbe essere lasciato raggiungere la sua piena velocità di camminata prima che l'osservatore inizi a contare i passi. La durata del ciclo viene calcolata utilizzando la formula:

$$\text{tempo di ciclo (s)} = \text{tempo (s)} \times 2/\text{passi contati}$$

Il numero "2" tiene conto del fatto che ci sono due passi per passo. La cadenza si calcola utilizzando la formula:

$$\text{cadenza (passi/min)} = \text{passi contati} \times 60/\text{tempo (s)}$$

Il numero '60' tiene conto del fatto che un minuto è composto da 60 secondi.

lunghezza del passo

La lunghezza del passo può essere determinata in due modi: tramite misurazione diretta o indiretta, in base alla velocità e al tempo di ciclo. Il metodo diretto più semplice consiste nel contare i passi compiuti dal soggetto mentre percorre una distanza nota. Un metodo più utile (ma piuttosto disordinato!) consiste nel far camminare il soggetto con entrambi i piedi in una vaschetta poco profonda piena di talco e poi camminare su un pavimento lucido o lungo una striscia di carta da regalo marrone o di cartoncino colorato, lasciando una scia di impronte. Queste possono essere misurate, come mostrato in Fig. 2.3, per ricavare la lunghezza del passo destro e sinistro, la lunghezza del passo, la base di appoggio, l'angolo di punta e un'idea del tipo di contatto del piede. Questa indagine è in grado di fornire molte informazioni utili, per non dover pulire il pavimento in pochi minuti! In alternativa all'uso del talco, si possono fissare ai piedi dei feltrini adesivi, imbevuti di coloranti di diverso colore (Rose, 1983). Il soggetto cammina lungo una striscia di carta e lascia una serie di punti, che forniscono un'indicazione precisa della posizione di entrambi i piedi.

Se sono stati misurati sia il tempo del ciclo che la velocità, la lunghezza del passo può essere calcolato utilizzando la formula:

$$\text{lunghezza del passo (m)} = \text{velocità (m/s)} \times \text{tempo del ciclo (s)}$$

Il calcolo equivalente utilizzando la cadenza è:

$$\text{lunghezza del passo (m)} = \text{velocità (m/s)} \times 2 \times 60/\text{cadenza (passi/min)}$$

Moltiplicando per '2' si convertono i passi in falcate e per '60' si convertono i minuti in secondi.

Per risultati accurati, il tempo di ciclo e la velocità devono essere misurati durante la stessa camminata. Tuttavia, il conteggio, la misurazione e la misurazione simultanea dei tempi potrebbero rivelarsi troppo complessi e gli errori introdotti utilizzando dati di camminate diverse non saranno probabilmente significativi, a meno che l'andatura del soggetto non vari notevolmente da una camminata all'altra.

Velocità

La velocità può essere misurata cronometrando il tempo impiegato dal soggetto mentre percorre una distanza nota, ad esempio tra due segni sul pavimento o tra due pilastri in un corridoio. La distanza percorsa è una questione di praticità, ma una distanza compresa tra 6 e 10 m (20-33 piedi) è probabilmente adeguata. Anche in questo caso, al soggetto dovrebbe essere detto di camminare alla sua velocità naturale e dovrebbe essere lasciato prendere il passo prima che la misurazione abbia inizio. La velocità viene calcolata come segue:

$$\text{velocità (m/s)} = \text{distanza (m)}/\text{tempo (s)}$$

Parametri generali dell'andatura dalla registrazione video

Determinare i parametri generali dell'andatura da una registrazione video del soggetto che cammina è semplice, a condizione che la registrazione mostri il soggetto che supera due punti di riferimento di cui si conosce la posizione. Un metodo semplice consiste nel far camminare il soggetto lungo due linee sul pavimento, a una distanza nota, tracciate con del nastro adesivo. Si dovrebbe lasciare spazio per l'accelerazione prima della prima linea e per il rallentamento dopo la seconda. Quando si riproduce la registrazione, si misura il tempo impiegato per coprire la distanza e si contano i passi compiuti.

È più semplice considerare il primo contatto iniziale *oltre la linea di partenza* come punto di inizio sia per il cronometraggio che per il conteggio, e il primo contatto iniziale *oltre la linea di arrivo* come punto di fine sia per il cronometraggio che per il conteggio. Il primo passo oltre la linea di partenza deve essere conteggiato come "zero", non come "uno". Questo metodo di misurazione non è del tutto accurato, poiché la posizione del piede al contatto iniziale è una distanza sconosciuta oltre la linea di partenza e di arrivo, ma è improbabile che gli errori introdotti siano significativi. Come accennato in precedenza, questo metodo può essere utilizzato anche senza l'uso di videoregistrazione.

Poiché la distanza, il tempo e il numero di passi sono tutti noti, i parametri generali dell'andatura possono essere calcolati utilizzando le formule:

$$\text{tempo di ciclo (s)} = \text{tempo (s)} \times 2/\text{passi contati}$$

$$\text{cadenza (passi/min)} = \text{passi contati} \times 60/\text{tempo (s) lunghezza}$$

$$\text{del passo (m)} = \text{distanza (m)} \times 2/\text{passi contati} \text{ velocità (m/s)} =$$

$$\text{distanza (m)}/\text{tempo (s)}$$

TEMPORIZZAZIONE DEL CICLO DELL'ANDATURA

Sono stati descritti diversi sistemi che eseguono la misurazione automatica della temporizzazione del ciclo del passo, talvolta chiamati parametri temporali del passo. Tali sistemi possono essere suddivisi in due classi principali: interruttori a pedale e passerelle strumentate. La Figura 4.3 mostra i dati tipici, che possono essere ottenuti da entrambi i tipi di sistema.

Interruttori a pedale

I footswitch vengono utilizzati per registrare la tempistica dell'andatura. Se un footswitch è fissato sotto il tallone e uno sotto l'avampiede, è possibile misurare la tempistica del contatto iniziale, dell'appoggio del piede, del sollevamento del tallone e dello stacco della punta, nonché la durata della fase di appoggio (vedi Fig. 2.2 e 4.3). I dati di due o più passi consentono

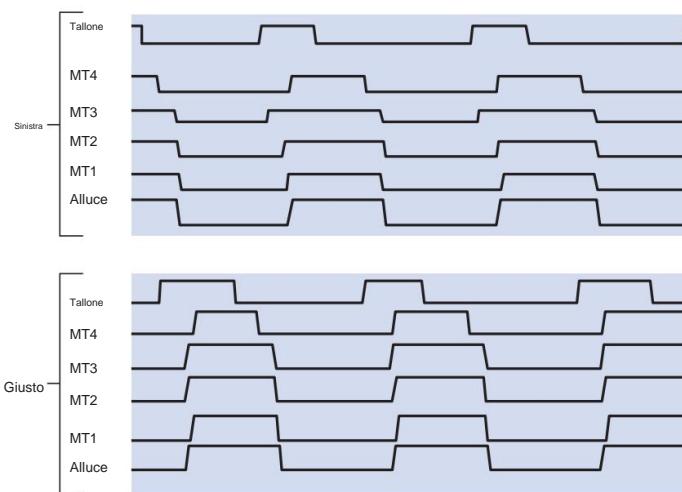


Fig. 4.3 Uscita dai footswitch sotto il tallone, i quattro metatarsi (da MT 1 a MT 4) e l'alluce di entrambi i piedi. Il footswitch è "acceso" (ovvero l'area è a contatto con il terreno) quando la linea è alta.

È possibile calcolare il tempo di ciclo e la durata della fase di oscillazione. Se gli interruttori sono montati su entrambi i piedi, è possibile misurare anche i tempi di supporto singolo e doppio. Gli interruttori a pedale sono solitamente collegati tramite un filo a un computer, ma in alternativa è possibile utilizzare un trasmettitore radio o un dispositivo di registrazione portatile per raccogliere i dati e trasferirli all'apparecchiatura di misurazione.

Un interruttore a pedale è esposto a forze molto elevate, che possono causare problemi di affidabilità. Questo ha portato alla sperimentazione di molti design diversi nel corso degli anni. Un interruttore a pedale abbastanza affidabile può essere costituito da due strati di rete metallica, separati da un sottile foglio di schiuma plastica con un foro. Quando viene applicata una pressione, i fogli di rete entrano in contatto attraverso il foro e completano un circuito elettrico. Gli interruttori a pedale sono più pratici da utilizzare con le scarpe, sebbene quelli opportunamente progettati possano essere fissati con nastro adesivo direttamente sotto il piede. Piccoli interruttori possono anche essere montati in una soletta e indossati all'interno della scarpa. Oltre ai classici interruttori sul tallone e sull'avampiede, è possibile utilizzare altri interruttori in altre aree del piede, per fornire maggiori dettagli sui modelli temporali di carico e scarico. Oltre alle varianti fatte in casa, diverse aziende producono anche interruttori a pedale.

Passerelle strumentate

Una passerella strumentata viene utilizzata per misurare il momento del contatto del piede, la posizione del piede sul terreno o entrambi. Sono stati sviluppati molti progetti diversi, solitamente realizzati individualmente per un singolo laboratorio. Le descrizioni che seguono si riferiscono a progetti tipici, piuttosto che a un sistema specifico.

Una passerella conduttrice è una passerella per l'analisi dell'andatura rivestita con una sostanza elettricamente conduttrice, come lamiera, rete metallica o gomma conduttrice. Contatti elettrici opportunamente posizionati sulle scarpe del soggetto completano un circuito elettrico. La passerella conduttrice rappresenta quindi un metodo leggermente diverso per implementare gli interruttori a pedale e fornisce essenzialmente le stesse informazioni. Anche in questo caso, il soggetto solitamente trascina un cavo elettrico, che collega i contatti del piede a un computer. La velocità deve essere determinata in modo indipendente, in genere facendo in modo che il corpo del soggetto interrompa i fasci di due fotocellule, una a ciascuna estremità della passerella, sempre collegate al computer. Le informazioni temporali provenienti dai contatti del piede vengono utilizzate per calcolare il tempo di ciclo, e la combinazione di tempo di ciclo e velocità può essere utilizzata per calcolare la lunghezza del passo.

Una soluzione alternativa prevede che la passerella stessa contenga un gran numero di contatti di commutazione, che rilevano la posizione del piede, nonché il momento del contatto del tallone e del distacco della punta. Questo offre il vantaggio di non richiedere fili di sospensione e di poter utilizzare la passerella per misurare sia la lunghezza del passo che quella del passo. Sono disponibili diversi sistemi commerciali per effettuare questo tipo di misurazione, che spesso forniscono anche informazioni sulla

l'entità delle forze tra il piede e il terreno. Uno di questi sistemi, ormai di uso comune, è il "GAITRite" (Bilney *et al.*, 2003; Menz *et al.*, 2004).

SISTEMI DI MISURAZIONE DEL MOVIMENTO DIRETTO

Sono stati descritti diversi sistemi che misurano il movimento del corpo o delle gambe, utilizzando una qualche forma di collegamento diretto con il soggetto. In generale, i sistemi di misurazione diretta sono più probabili nei laboratori di ricerca che in ambito clinico e stanno gradualmente cedendo il passo ad altri metodi di misurazione.

Il più semplice di questi sistemi misura lo spostamento in avanti del tronco mediante una corda leggera, collegata alla parte posteriore di una cintura che circonda la vita del soggetto. Mentre l'individuo cammina in avanti, la corda viene tirata attraverso uno strumento che ne misura il movimento. Questo può essere ottenuto in diversi modi, tra cui un tachimetro, una sorta di dinamo, la cui tensione di uscita è correlata alla velocità istantanea della corda, oppure un dispositivo come un encoder ottico, che può essere utilizzato per misurare la lunghezza della corda durante il suo passaggio. Tali sistemi forniranno la velocità media di camminata e anche la velocità istantanea che varia durante il ciclo del passo.

Un sistema più elaborato, basato sullo stesso principio, può essere utilizzato per misurare la torsione pelvica attorno all'asse verticale, agganciando una corda a ciascun lato della vita. È anche possibile misurare lo spostamento laterale durante la deambulazione, agganciando una o due corde lateralmente, sebbene sia necessario prevedere un sistema per gestire il movimento in avanti, come ad esempio far camminare il soggetto su un tapis roulant.

Sistemi di connessione diretta possono anche essere utilizzati per misurare il movimento delle gambe. Uno di questi sistemi utilizza un nastro di carta perforato, attaccato ai tacchi di entrambe le scarpe, che viene fatto passare attraverso un lettore ottico mentre il soggetto cammina in avanti (Law, 1987; Law & Minns, 1989). Questo fornisce informazioni su tempi e spostamenti per entrambi i piedi, consentendo il calcolo del tempo di ciclo, delle due lunghezze del passo, della lunghezza del passo, della velocità, della durata delle fasi di appoggio e di swing e dei due tempi di doppio appoggio. Un altro sistema che fornisce informazioni simili si basa su un piccolo carrello che viene trainato dietro il soggetto da un anello di corda, le cui estremità sono attaccate ai due piedi (Kleinerman *et al.*, 1988). Il cavo scorre avanti e indietro attraverso uno strumento di misura installato sul carrello e i suoi movimenti forniscono i parametri temporali e di distanza dell'andatura. I progettisti di entrambi i sistemi hanno affermato che il soggetto non è consapevole di alcuna resistenza prodotta dagli attacchi ai piedi.

ELETROGONIOMETRI

Un elettrogoniometro è un dispositivo per misurazioni continue dell'angolo di un'articolazione.

L'output di un elettrogoniometro viene solitamente rappresentato graficamente come un grafico dell'angolo articolare in funzione del tempo, come mostrato in Figura 2.5. Tuttavia, se le misurazioni sono state effettuate su due articolazioni (tipicamente l'anca e il ginocchio), i dati possono essere rappresentati graficamente come un *diagramma angolo-angolo*, noto anche come "ciclogramma", mostrato in Figura 4.4. Questo formato rende più chiara l'interazione tra le due articolazioni e consente di identificare andamenti caratteristici.

Dispositivi potenziometrici

Un potenziometro rotativo è un resistore variabile del tipo utilizzato per il controllo del volume di una radio, in cui la rotazione dell'albero centrale produce una variazione di resistenza elettrica, che può essere misurata da un circuito esterno. Può essere utilizzato per misurare l'angolo di un giunto se fissato in modo tale che il corpo del potenziometro sia collegato a un segmento del ramo e l'albero all'altro.

L'uscita elettrica dipende quindi dalla posizione del giunto e il dispositivo può essere calibrato per misurare l'angolo del giunto in gradi. Molti laboratori hanno costruito i propri elettrogoniometri di questo tipo e in passato ne sono stati prodotti alcuni modelli disponibili in commercio.

Sebbene qualsiasi movimento articolare possa essere misurato da un elettrogoniometro, esso è più comunemente utilizzato per il ginocchio e meno comunemente per la caviglia e l'anca. Il fissaggio è solitamente ottenuto tramite fascette, che avvolgono il segmento dell'arto sopra e sotto l'articolazione. La posizione del potenziometro viene regolata in modo da essere il più vicino possibile all'asse articolare. Un singolo potenziometro effettuerà misurazioni solo lungo un asse dell'articolazione, ma due o tre potenziometri possono essere montati su piani diversi per effettuare misurazioni multiassiali (Fig. 4.5).

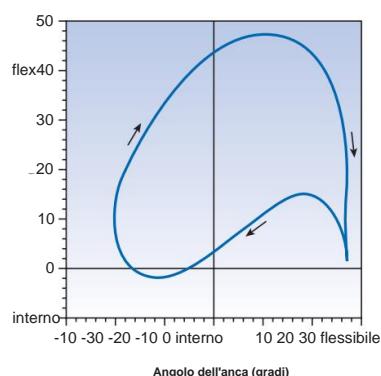


Fig. 4.4 Diagramma angolo-angolo dell'angolo dell'anca (asse orizzontale) e del ginocchio (asse verticale) sul piano sagittale. Il contatto iniziale è in basso a destra.

Soggetto normale; stessi dati della Fig. 2.6.

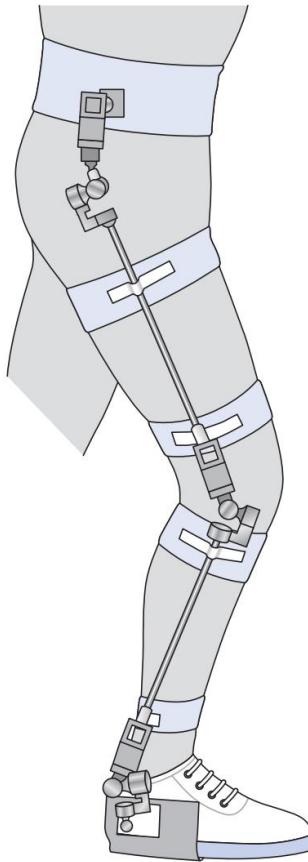


Fig. 4.5 Soggetto che indossa goniometri triassiali su anca, ginocchio e caviglia. Adattato dalla documentazione del produttore (Chattecx Corporation).

Per collegare i potenziometri allo strumento di misura, che solitamente è un computer, si utilizzano normalmente dei fili terminali.

Sono state espresse preoccupazioni circa l'accuratezza delle misurazioni fornite da questi dispositivi potenziometrici, poiché sono soggetti a diversi possibili tipi di errore, descritti di seguito.

1. L'elettrogoniometro è fissato tramite manicotti attorno ai tessuti molli, non alle ossa, per cui il segnale in uscita dal potenziometro non corrisponde esattamente al reale movimento osso su osso dell'articolazione.
2. Alcuni modelli di elettrogoniometro forniscono una misurazione effettiva del movimento articolare solo se l'asse del potenziometro è allineato all'asse anatomico dell'articolazione.
Questo potrebbe non essere possibile per tre motivi:
 - potrebbe essere difficile identificare l'asse articolare, ad esempio a causa della profondità dell'articolazione dell'anca al di sotto della superficie
 - l'asse articolare potrebbe non essere fisso, ad esempio l'asse di flessione-estensione "pollicentrico" del ginocchio
 - l'asse di rotazione potrebbe essere inaccessibile, ad esempio l'asse di rotazione interna-esterna del ginocchio.

3. In teoria, un'articolazione può muoversi fino a sei gradi di libertà, ovvero può avere un movimento angolare attorno a tre assi reciprocamente perpendicolari e un movimento lineare ("traslazione") in tre direzioni. In pratica, il movimento lineare è solitamente trascurabile, in particolare a livello dianca e caviglia, e la maggior parte dei sistemi elettrogoniometrici semplicemente "perde" qualsiasi movimento che si verifichi, sia per l'elasticità dei manicotti di montaggio, sia per un collegamento meccanico scorrevole o a "parallelogramma". Tuttavia, laddove l'asse dell'elettrogoniometro non corrisponde esattamente all'asse anatomico, si verificheranno movimenti lineari più ampi.
4. L'output del dispositivo fornisce un angolo relativo anziché assoluto e può essere difficile decidere quale angolo dell'arto debba essere considerato "zero", in particolare in presenza di una deformità fissa.

A causa di questi problemi, gli elettrogoniometri sono più diffusi in ambito clinico, dove solitamente non è richiesta una grande accuratezza, che nei laboratori scientifici. Chao (1980) ha affrontato alcuni di questi problemi, difendendo l'uso di elettrogoniometri basati su potenziometri nell'analisi del cammino.

estensimetri flessibili

L'elettrogoniometro flessibile a estensimetro (Fig. 4.6), prodotto da Biometrics Ltd (Cwmfelinfach, Gwent, Regno Unito), è costituito da una sottile e piatta striscia di metallo, un'estremità della quale è fissata all'arto su ciascun lato dell'articolazione in esame. La flessione del metallo durante il movimento dell'articolazione viene misurata tramite estensimetri e relativi componenti elettronici. A causa del modo in cui le strisce metalliche rispondono alla flessione, il risultato dipende semplicemente dall'angolo tra le due estremità, ignorando il moto lineare. Per misurare il moto su più assi, è possibile utilizzare un goniometro a due assi, oppure fissare due o tre goniometri separati attorno all'articolazione, allineati su piani diversi.

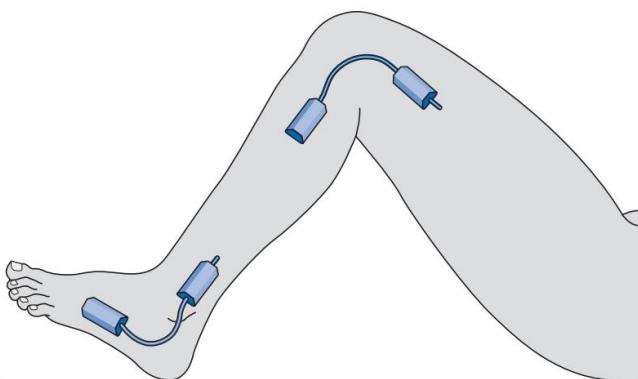


Fig. 4.6 Soggetto che indossa goniometri flessibili su ginocchio e caviglia. Adattato dalla documentazione del produttore (Biometrics Ltd).

Altri elettrogoniometri

Con il crescente utilizzo di sistemi cinematici basati sulla televisione (vedi sotto), gli elettrogoniometri stanno perdendo popolarità. Altri modelli utilizzati in passato includono il mercurio in gomma, in cui la resistenza elettrica di una colonna di mercurio in un tubo elastico cambia quando il tubo viene teso attraverso un giunto, e un sistema ottico noto come goniometro a luce polarizzata.

PRESSIONE SOTTO IL PIEDE

La misurazione della pressione sotto il piede è una forma specializzata di analisi del cammino, che può essere di particolare utilità in condizioni in cui la pressione può essere eccessiva, come la neuropatia diabetica e l'artrite reumatoide. Lord *et al.* (1986) hanno esaminato diversi sistemi di questo tipo. I sistemi di misurazione della pressione plantare possono essere montati a pavimento o sotto forma di una soletta interna alla scarpa.

L'unità di misura della pressione nel Sistema Internazionale è il pascal (Pa), che corrisponde alla pressione di un newton per metro quadrato. Il pascal è un'unità di misura scomodamente piccola, e le misurazioni pratiche si effettuano in kilopascal (kPa) o megapascal (MPa). Le conversioni tra diverse unità di misura si troveranno in

Appendice 2.

Lord *et al.* (1986) hanno sottolineato che quando si effettuano misurazioni sotto i piedi, è importante distinguere tra forza e pressione (forza per unità di superficie). Alcuni sistemi di misurazione misurano la forza (o "carico") su un'area nota, da cui è possibile calcolare la pressione media su quell'area. Tuttavia, la pressione media può essere molto inferiore alla pressione di picco all'interno dell'area in presenza di elevati gradienti di pressione, spesso causati da prominenze ossee sottocutanee, come le teste metatarsali.

Un'insidia da tenere presente quando si effettuano misurazioni della pressione sotto i piedi è che un soggetto normalmente evita di camminare su una zona dolorante. Pertanto, una zona del piede che in precedenza ha subito una pressione elevata e che è diventata dolorosa potrebbe mostrare una pressione bassa quando viene misurata. Tuttavia, questo non accadrà se la pianta del piede è anestetica, come accade comunemente nella neuropatia diabetica. In questa condizione, si possono registrare pressioni molto elevate, che portano alla formazione di ulcere.

Le pressioni tipiche sotto il piede sono 80-100 kPa in stazione eretta, 200-500 kPa durante la deambulazione e fino a 1500 kPa in alcune attività sportive. Nella neuropatia diabetica, sono state registrate pressioni fino a 1000-3000 kPa.

Per mettere in prospettiva queste cifre, la normale pressione sanguigna sistolica, misurata ai piedi in posizione eretta, è inferiore a 33 kPa (250 mmHg); pressioni applicate superiori a questo valore impediscono al sangue di raggiungere i tessuti.

Esame della lastra di vetro

Alcune utili informazioni semiquantitative sulla pressione sotto il piede possono essere ottenute facendo stare il soggetto in piedi o camminare su una lastra di vetro, che viene vista dal basso con l'ausilio di uno specchio o di una telecamera.

È facile vedere quali aree della pianta del piede entrano in contatto con la superficie di camminata e il pallore della pelle dà un'idea della pressione applicata. L'ispezione sia dell'interno che dell'esterno della scarpa di un paziente fornirà anche informazioni utili sul modo in cui il piede viene utilizzato durante la deambulazione; è consigliabile chiedere ai pazienti di indossare le scarpe più vecchie quando si presentano per una visita, non quelle più nuove!

Sistemi di mappatura della pressione diretta

Nel corso degli anni sono stati descritti diversi metodi a bassa tecnologia per stimare la pressione sotto il piede. Il tappetino Harris o Harris-Beath è fatto di gomma sottile, la cui superficie superiore è costituita da un motivo di creste di diverse altezze. Prima dell'uso, viene rivestito con inchiostro da stampa e coperto da un foglio di carta, dopodiché al soggetto viene chiesto di camminarci sopra. Le creste più alte si comprimono sotto pressioni relativamente leggere, mentre quelle più basse richiedono pressioni progressivamente maggiori, rendendo maggiore il trasferimento di inchiostro sulla carta nelle aree di maggiore pressione. Questo fornisce una mappa semiquantitativa della distribuzione della pressione sotto il piede. Sono stati descritti anche altri sistemi, in cui il soggetto cammina su una pellicola sensibile alla pressione, un foglio di alluminio o qualcosa di simile alla carta carbone di una dattilografa.

Pedobarografo

Il Pedobarografo utilizza un tappetino elastico, posto su una lastra di vetro illuminata dai bordi. Quando il soggetto cammina sul tappetino, questo viene compresso sul vetro, che perde la sua riflettività, diventando progressivamente più scuro con l'aumentare della pressione. Questo oscuramento fornisce i mezzi per misurazioni quantitative. La parte inferiore della lastra di vetro viene solitamente osservata da una telecamera, e l'immagine monocromatica viene elaborata per ottenere una visualizzazione a "falsi colori", in cui colori diversi corrispondono a diversi livelli di pressione.

Sistemi di sensori di forza

Sono stati descritti diversi sistemi in cui il soggetto cammina su una serie di sensori di forza, ognuno dei quali misura la forza verticale sottostante

una particolare area del piede. Dividendo la forza per l'area della cella si ottiene la pressione media sotto il piede in quella zona. Sono stati utilizzati molti tipi diversi di sensori di forza, tra cui estensimetri resistivi e capacitivi, gomma conduttriva, materiali piezoelettrici e un sistema ottico fotoelastico. Sono stati utilizzati diversi metodi per visualizzare l'output di tali sistemi, inclusa l'interessante presentazione mostrata in Figura 4.7.

Dispositivi nelle scarpe

Il problema della misurazione della pressione all'interno della scarpa è stato affrontato in diversi centri. Le principali difficoltà con questo tipo di misurazione sono la curvatura della superficie, la mancanza di spazio per i trasduttori e la necessità di far passare un gran numero di cavi dall'interno della scarpa all'apparecchiatura di misurazione. Ciononostante, sono ora disponibili in commercio diversi sistemi che possono fornire risultati clinicamente utili. Dettagli su tali sistemi sono disponibili su Internet (Appendice 3).

ELETTROMIOGRAFIA

L'elettromiografia (EMG) è la misurazione dell'attività elettrica di un muscolo in contrazione, ovvero il potenziale d'azione muscolare. Poiché è una misura di

Rights were not granted to include this figure in electronic media.
Please refer to the printed publication.



Fig. 4.7 Pressione sotto un piede cavo durante l'atterraggio da un salto (EM Hennig, 5a Conferenza biennale, Società canadese di biomeccanica, 1988).

Considerando l'attività elettrica e non meccanica, l'EMG non può essere utilizzato per distinguere tra contrazioni concentriche, isometriche ed eccentriche, e la relazione tra l'attività EMG e la forza di contrazione è tutt'altro che semplice. Uno dei libri di testo più utili sull'EMG è quello di Basmajian (1974). L'uso dell'EMG nell'analisi biomeccanica del movimento è stato esaminato da Kleissen *et al.* (1998).

I tre metodi di registrazione dell'EMG sono: elettrodi di superficie, a filo sottile e ad ago. Nell'analisi del cammino, l'EMG viene solitamente misurato mentre il soggetto cammina, a differenza delle misurazioni EMG semistatiche spesso effettuate per la diagnosi neurologica.

Elettrodi di superficie

Gli elettrodi di superficie vengono fissati alla pelle sopra il muscolo e l'EMG viene registrato come differenza di potenziale tra due elettrodi. Di solito è necessario anche un elettrodo di messa a terra, nelle vicinanze o in un'altra parte del corpo. Poiché il potenziale d'azione muscolare raggiunge gli elettrodi attraverso gli strati intermedi di fascia, grasso e pelle, la tensione del segnale è relativamente bassa e di solito viene amplificata in prossimità degli elettrodi, utilizzando un preamplificatore molto piccolo. Il segnale EMG captato dagli elettrodi di superficie è la somma dei potenziali d'azione muscolari di molte unità motorie presenti nel muscolo o nei muscoli più superficiali. La maggior parte del segnale proviene da una distanza inferiore a 25 mm dalla superficie cutanea, quindi questo tipo di registrazione non è adatto ai muscoli profondi come l'ileopsoas. I dati EMG potrebbero non essere molto specifici, anche con i muscoli superficiali, a causa dell'interferenza dei muscoli adiacenti ("cross-talk"). È più sicuro considerare il segnale proveniente dagli elettrodi di superficie come derivato da gruppi muscolari, piuttosto che da singoli muscoli, sebbene Öunpuu *et al.* (1997) hanno dimostrato che gli elettrodi di superficie potevano distinguere in modo soddisfacente i tre ventri muscolari superficiali del quadricipite nei bambini. Spesso si verifica una variazione della linea elettrica di base durante il movimento del soggetto ("artefatto da movimento") e potrebbero esserci anche interferenze elettromagnetiche, ad esempio provenienti da apparecchiature elettriche vicine.

Elettrodi a filo sottile

Gli elettrodi a filo sottile vengono introdotti direttamente nel muscolo, utilizzando un ago ipodermico che viene poi estratto, lasciando i fili in posizione. Possono essere piuttosto fastidiosi o persino dolorosi. Il filo è isolato, fatta eccezione per pochi millimetri sulla punta. Il segnale EMG può essere registrato in tre modi diversi:

1. Tra una coppia di fili inseriti utilizzando un singolo ago 2. Tra due fili sottili, inseriti separatamente 3. Tra un singolo filo sottile e un elettrodo di terra.

La tensione registrata all'interno del muscolo è generalmente superiore a quella degli elettrodi di superficie, soprattutto se si utilizzano fili separati, e vi è una minore interferenza dovuta al movimento e ai campi elettromagnetici. Il segnale deriva da una regione piuttosto piccola di un singolo muscolo, generalmente da poche unità motorie, un fatto che deve essere tenuto in considerazione nell'interpretazione dei dati. Poiché si tratta di una tecnica scomoda e invasiva, l'EMG a fili sottili viene solitamente eseguita solo su muscoli selezionati, in pazienti in cui è probabile che sia particolarmente utile.

Elettrodi ad ago

Gli elettrodi ad ago sono generalmente più adatti alla ricerca fisiologica che all'analisi del cammino. Viene utilizzato un ago ipodermico, che contiene un conduttore centrale isolato. Questo registra il segnale EMG da un'area molto circoscritta all'interno del muscolo in cui viene inserito, solitamente una singola unità motoria.

Limitazioni dell'EMG

Il problema principale con l'uso di qualsiasi forma di EMG è che si tratta, nella migliore delle ipotesi, di una tecnica solo semi-quantitativa e fornisce scarse indicazioni sulla forza di contrazione dei singoli muscoli. Nel corso degli anni sono stati fatti molti tentativi per renderla più quantitativa, con scarso successo. L'altro problema con l'EMG è che può essere piuttosto difficile ottenere registrazioni soddisfacenti da un soggetto che cammina. Ciò dipende in parte dalle caratteristiche elettroniche dell'apparecchiatura utilizzata e in parte dall'abilità dell'operatore nella selezione dei siti di registrazione e nel fissaggio degli elettrodi, per ridurre al minimo la resistenza cutanea e gli artefatti da movimento. Il segnale EMG viene generalmente elaborato per fornire un'indicazione visibile dell'attività muscolare.

Nonostante i suoi limiti, le informazioni fornite dall'EMG sulla tempistica di attivazione muscolare possono essere di notevole valore nella valutazione del cammino. Ad esempio, una forma di trattamento nella paralisi cerebrale consiste nel trasferire il tendine di un muscolo in una posizione diversa, alterandone così l'azione. Quando si considera questo tipo di intervento chirurgico, è essenziale utilizzare innanzitutto l'EMG, per assicurarsi che la tempistica della contrazione muscolare sia appropriata al suo nuovo ruolo.

CONSUMO ENERGETICO

Il metodo più accurato per misurare la quantità totale di energia utilizzata nello svolgimento di un'attività come camminare è la "calorimetria corporea totale", in cui il soggetto viene tenuto in una camera isolata, da cui è possibile misurare la produzione di calore del corpo. Questa tecnica, ovviamente, è piuttosto poco pratica, se non come tecnica di ricerca. Il metodo più comune per stimare il dispendio energetico si basa sulla misurazione del consumo di ossigeno del corpo. Esistono anche metodi meno diretti, che utilizzano calcoli meccanici o la misurazione della frequenza cardiaca.

Consumo di ossigeno

La misurazione del consumo di ossigeno richiede l'analisi dell'aria espirata dal soggetto. Misurando sia il volume di aria espirata che il suo contenuto di ossigeno, è possibile calcolare la quantità di ossigeno consumata in un dato intervallo di tempo. È possibile anche misurare la quantità di anidride carbonica prodotta e il rapporto tra anidride carbonica prodotta e ossigeno consumato (il "quoziente respiratorio") fornisce informazioni sul tipo di metabolismo in atto (aerobico o anaerobico). Salvo in condizioni ambientali anomale, non è necessario misurare né l'ossigeno né l'anidride carbonica nell'aria inspirata, poiché questi sono pressoché costanti.

Il metodo classico per misurare il consumo di ossigeno e la produzione di anidride carbonica consiste nell'indossare al soggetto una molletta nasale e un boccaglio e raccogliere tutta l'aria espirata in un grande "sacco Douglas" di plastica o tela gommata o in un pallone meteorologico. Se il soggetto sta camminando, è necessario un mezzo per seguirlo con il sacco. Viene quindi analizzato un piccolo campione del gas nel sacco, dopodiché viene misurato il volume dell'espirato nel sacco. Dopo aver corretto i dati relativi a temperatura, pressione atmosferica e umidità, è possibile ottenere una stima molto accurata del consumo di ossigeno. Tuttavia, raccogliere l'espirato in questo modo è scomodo per il soggetto e la tecnica è piuttosto inadatta per alcuni pazienti. Un metodo meno ingombrante, sebbene potenzialmente leggermente meno accurato, prevede sempre una molletta nasale e un boccaglio, ma utilizza un sistema portatile che esegue il campionamento continuo del gas e la misurazione del volume, in modo che non sia necessario raccogliere l'intera espirazione. Entrambe le modalità di raccolta del gas possono essere eseguite utilizzando una maschera facciale, anziché un boccaglio e una molletta nasale, sebbene possa essere molto difficile prevenire le perdite o rilevarle qualora si verifichino. L'uso di un sistema portatile con maschera facciale è di routine in alcuni centri di analisi del cammino, che riscontrano un'ottima accettazione anche da parte dei bambini. Occasionalmente, vengono condotti studi sulla locomozione.

Vengono effettuati utilizzando uno spirometro, in cui il soggetto inspira ed espira da un sistema chiuso riempito di ossigeno, che assorbe l'anidride carbonica espirata. Poiché gli spirometri non sono solitamente portatili, sono pratici solo quando si cammina su un tapis roulant.

Calcoli meccanici

Nel Capitolo 1 (p. 43) è stato sottolineato che il dispendio di energia metabolica non si traduce nella produzione di una quantità equivalente di lavoro meccanico. Infatti, nell'attività muscolare eccentrica, l'energia metabolica viene utilizzata per assorbire, piuttosto che per generare, energia meccanica. Anche quando la contrazione muscolare viene utilizzata per svolgere lavoro positivo, l'efficienza di conversione è relativamente bassa, oltre ad essere variabile e difficile da stimare. Per questi motivi, è generalmente insoddisfacente utilizzare calcoli meccanici per stimare l'energia metabolica totale consumata in un'attività complessa come la camminata. Ciononostante, questo metodo di stima del dispendio energetico è utilizzato in alcuni laboratori (Gage *et al.*, 1984) ed è noto come "lavoro esterno stimato della camminata" (EEWW). Calcoli di questo tipo sono più affidabili per le attività in cui la relazione tra la contrazione muscolare e la produzione meccanica è estremamente semplice, come nella contrazione concentrica di un singolo muscolo.

Sebbene i calcoli meccanici siano generalmente insoddisfacenti per la stima del consumo energetico totale del corpo, la misurazione della generazione e del trasferimento di energia a livello delle singole articolazioni può essere di grande valore nell'analisi del cammino. I risultati di tali misurazioni sono stati presentati nei Capitoli 2 e 3. Possono essere ottenuti utilizzando sistemi combinati cinetico/cinematico, descritti alla fine di questo capitolo.

Monitoraggio della frequenza cardiaca

Rose (1983) ha affermato che il monitoraggio della frequenza cardiaca è un buon sostituto della misurazione del consumo di ossigeno, poiché numerosi studi condotti nel corso degli anni hanno dimostrato l'esistenza di una relazione sorprendentemente stretta tra i due. Il monitoraggio della frequenza cardiaca è certamente molto più semplice da eseguire ed esistono diversi sistemi disponibili, spesso basati sulla rilevazione del flusso pulsatile nei capillari, ad esempio nel dito. Un altro metodo per registrare la frequenza cardiaca è la rilevazione dell'elettrocardiogramma, utilizzando elettrodi applicati sul torace. Come regola generale, il consumo energetico è correlato alla differenza di frequenza cardiaca tra la condizione di riposo e quella misurata durante l'esercizio. Piuttosto che tentare di correlare direttamente la variazione della frequenza cardiaca al consumo energetico,

Alcuni ricercatori utilizzano l'indice di costo fisiologico (PCI), che si ritiene sia meno sensibile alle differenze tra individui (Steven *et al.*, 1983). Si calcola come segue:

$$\text{PCI} = (\text{frequenza cardiaca camminata} - \text{frequenza cardiaca a riposo}) / \text{velocità}$$

Il calcolo deve essere effettuato utilizzando unità di misura coerenti, con la frequenza cardiaca in battiti al minuto e la velocità in metri al minuto, oppure la frequenza cardiaca in battiti al secondo e la velocità in metri al secondo. L'unità di misura del PCI è il battito netto al metro. Poiché la frequenza cardiaca tende a essere piuttosto variabile, piccole variazioni del PCI potrebbero non essere significative.

ACCELEROMETRI

Gli accelerometri, come suggerisce il nome, misurano l'accelerazione. In genere, contengono una piccola massa, collegata a una molla rigida, con un sistema elettrico per misurare la deflessione della molla quando la massa viene accelerata. Il tipo di accelerometro utilizzato nell'analisi del cammino è solitamente molto piccolo, del peso di pochi grammi. Normalmente misura l'accelerazione in una sola direzione, ma è possibile raggrupparne più di uno per misurazioni bidimensionali o tridimensionali. Sono disponibili anche accelerometri a stato solido, realizzati come circuiti integrati. Grazie alle loro dimensioni ridotte, potrebbero essere utili nell'analisi del cammino e anche per fornire feedback per futuri sistemi che coinvolgono arti artificiali e ortesi motorizzati.

In genere, gli accelerometri sono stati utilizzati per l'analisi dell'andatura in due modi: per misurare eventi transitori oppure per misurare il movimento degli arti.

Misurazione dei transitori

Gli accelerometri sono particolarmente adatti per misurare eventi brevi e ad alta accelerazione, come il transitorio di appoggio del tallone. Johnson (1990) ha descritto lo sviluppo di un sistema accelerometrico per valutare le prestazioni di calzature antiurto, che è stato poi reso disponibile in commercio.

La principale difficoltà con questo tipo di misurazione risiede nell'ottenere un adeguato collegamento meccanico tra l'accelerometro e lo scheletro, poiché lo slittamento si verifica sia nella pelle che nei tessuti sottocutanei. In alcune occasioni, sono stati condotti esperimenti con accelerometri montati su perni, avvitati direttamente nelle ossa di volontari. Revisioni sull'argomento sono state pubblicate da Collins & Whittle (1989) e Whittle (1999).

Misurazione del movimento

L'uso degli accelerometri per l'analisi cinematica del movimento degli arti è stato esplorato da diversi ricercatori, in particolare Morris (1973). Se l'accelerazione di un segmento di un arto è nota, una singola integrazione matematica fornirà la sua velocità e una seconda integrazione la sua posizione, a condizione che sia la posizione che la velocità siano note a un certo punto durante il periodo di misurazione. Tuttavia, questi requisiti, combinati con la "deriva" di cui spesso soffrono gli accelerometri, ne hanno impedito l'uso diffuso per questo scopo. Se l'arto ruota oltre a cambiare posizione, come solitamente accade, sono necessari ulteriori accelerometri per misurare l'accelerazione angolare.

Le accelerazioni del tronco sono state utilizzate per misurare i parametri generali dell'andatura (Zijlstra & Hof, 2003). Si tratta di un'estensione del principio alla base del "contapassi", spesso utilizzato dagli escursionisti, che conta i passi misurando le accelerazioni verticali del tronco.

GIROSCOPI

È stato suggerito che i giroscopi potrebbero essere utilizzati per misurare l'orientamento dei segmenti corporei nello spazio e che i "giroscopi a velocità" potrebbero essere utilizzati per misurare velocità e accelerazione angolare. I giroscopi sono stati utilizzati a livello sperimentale in alcuni laboratori di fisioterapia e lo sviluppo di dispositivi a stato solido di dimensioni molto ridotte potrebbe rendere questo metodo di misurazione utile in futuro.

Nene *et al.* (1999) hanno utilizzato un giroscopio, in combinazione con diversi accelerometri, in uno studio sul movimento della coscia e della tibia durante la fase di oscillazione dell'andatura.

PIATTAFORME DI FORZA

La piattaforma di forza, nota anche come "piattaforma di forza", viene utilizzata per misurare la forza di reazione al suolo mentre un soggetto vi cammina sopra (Fig. 4.8). Sebbene nel corso degli anni siano stati sviluppati molti tipi specializzati di piattaforme di forza, la maggior parte dei laboratori clinici utilizza una piattaforma commerciale, il cui design "tipico" è alto circa 100 mm e ha una superficie superiore rettangolare piatta di 400 mm per 600 mm. Per rendere la superficie superiore estremamente rigida, è realizzata con un grande pezzo di metallo o con una struttura leggera a nido d'ape. All'interno della piattaforma, vengono utilizzati diversi trasduttori per misurare piccoli spostamenti della superficie superiore, su tutti e tre gli assi, quando viene applicata una forza. L'uscita elettrica della piattaforma può essere fornita a otto o sei canali. Un'uscita a otto canali è composta da:

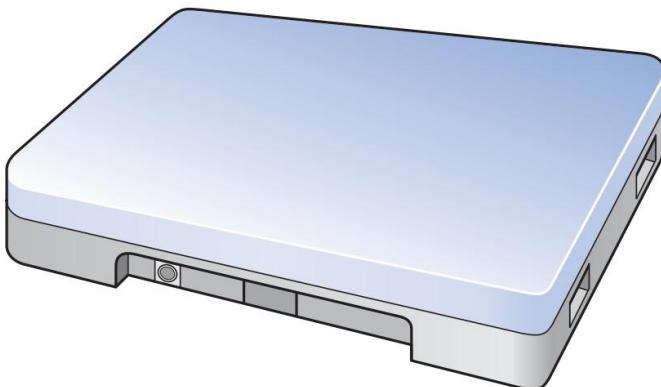


Fig. 4.8 Piattaforma di forza. Adattato dalla documentazione del produttore (AMTI Inc.).

1. Quattro segnali verticali, dai trasduttori vicino agli angoli della piattaforma.
2. Due segnali avanti-indietro dai lati della piattaforma.
3. Due segnali laterali, dalla parte anteriore e posteriore della piattaforma.

Un'uscita a sei canali generalmente è composta da:

1. Tre grandezze vettoriali della forza 2.

Tre momenti di forza, in un sistema di coordinate basato sul centro della piattaforma.

Sebbene sia possibile utilizzare direttamente il segnale di uscita da una piattaforma di forza, ad esempio visualizzandolo su un oscilloscopio, è molto più comune raccoglierlo in un computer tramite un convertitore analogico-digitale. Né l'uscita a otto canali né quella a sei canali della piattaforma di forza sono particolarmente adatte per i calcoli biomeccanici ed è consuetudine convertire i dati in un formato

altra forma. Purtroppo, non è stato stabilito alcuno standard per i sistemi di coordinate utilizzati per i dati cinetici o cinematici.

Idealmente, una piattaforma di forza dovrebbe essere montata sotto il livello del pavimento, con la superficie superiore a filo con il pavimento. Se ciò non fosse possibile, si usa solitamente costruire un camminamento leggermente rialzato per compensare lo spessore della piattaforma. È altamente sconsigliato che il soggetto salga sulla piattaforma e poi scenda, poiché un simile passo non potrebbe mai essere considerato una camminata "normale". Le piattaforme di forza sono molto sensibili alle vibrazioni degli edifici e molti dei primi laboratori di deambulazione furono costruiti in scantinati, per ridurre questa forma di interferenza. A parere dell'autore, questo problema è stato sopravvalutato, poiché, sebbene le vibrazioni degli edifici siano visibili nei dati della piattaforma di forza, sono trascurabili se confrontate con l'entità dei segnali registrati dai soggetti che camminano sulla piattaforma.

Un problema che può presentarsi quando si utilizzano le piattaforme di forza è quello del "mirare". Per ottenere dati attendibili, l'intero piede del soggetto deve atterrare sulla piattaforma. È allentante dire al soggetto dove si trova la piattaforma e chiedere

per assicurarsi che il loro passo atterri perfettamente sulla piattaforma. Tuttavia, è probabile che questo porti a un'andatura artificiale, poiché il soggetto "mira" alla piattaforma. Se possibile, la piattaforma dovrebbe essere mascherata in modo da non risultare visibilmente diversa dal resto del pavimento e il soggetto non dovrebbe essere informato della sua presenza. Potrebbe essere necessario effettuare diverse passeggiate, con lievi modifiche nella posizione di partenza, prima di poter ottenere dati accettabili.

Laddove sia necessario registrare da entrambi i piedi, il posizionamento relativo di due piattaforme di forza può rappresentare un problema considerevole. Non esiste una disposizione univoca che sia soddisfacente per tutti i soggetti e alcuni laboratori hanno progettato sistemi in cui una o entrambe le piattaforme possono essere spostate, per adattarsi all'andatura dei singoli soggetti. La Figura 4.9 mostra la disposizione utilizzata in diversi laboratori, che rappresenta un ragionevole compromesso per gli studi sugli adulti, ma è insoddisfacente quando la lunghezza del passo è molto breve o molto lunga. Per i soggetti che hanno una lunghezza del passo molto breve, come i bambini, si possono ottenere risultati migliori se le piattaforme vengono montate con le dimensioni più corte nella direzione del cammino. In alternativa, la direzione del cammino può essere modificata, in modo da incrociare le piattaforme in diagonale. Nonostante queste strategie, il problema potrebbe essere irrisolvibile. Ad esempio, Gage *et al.* (1984) hanno osservato che "i dati delle pedane di forza venivano scartati perché i bambini più piccoli salivano spesso due volte sulla stessa piattaforma a causa della loro breve lunghezza del passo". Alcuni laboratori migliorano le loro possibilità di ottenere dati validi utilizzando tre o quattro piattaforme di forza.

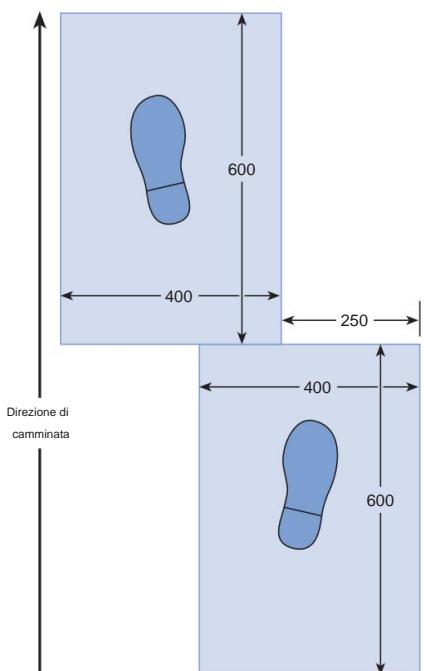


Fig. 4.9 Disposizione tipica di due piattaforme di forza per l'uso in studi su adulti (dimensioni in mm).

Spesso è impossibile posizionare un piede intero su una piattaforma di forza e l'altro piede intero sull'altra, senza che si verifichino passi aggiuntivi indesiderati sull'una o sull'altra piattaforma. In una certa misura, è possibile utilizzare un software per "decifrare" i dati quando entrambi i piedi hanno poggiato su una piattaforma, ma, più comunemente, è necessario utilizzare i dati di un solo piede alla volta.

I metodi usuali per visualizzare i dati della piattaforma di forza sono:

1. Singoli componenti, rappresentati graficamente in funzione del tempo (vedi Fig. 2.19)
2. Il 'diagramma a farfalla' (vedi Fig. 2.8)
3. Il centro di pressione (vedere Fig. 2.20 e 2.21).

In quest'ultimo caso, se si vuole sovrapporre al grafico il contorno del piede nella posizione corretta, è necessario misurare anche la posizione del piede sulla piattaforma di forza, ad esempio utilizzando del talco.

Diversi aspetti devono essere tenuti a mente quando si interpretano i dati della piattaforma di forza. In primo luogo, sebbene il piede sia l'unica parte del corpo a contatto con la piattaforma, le forze trasmesse dal piede derivano dalla massa e dall'inerzia dell'intero corpo. La piattaforma di forza è stata descritta come un "accelerometro a corpo intero"; il suo output fornisce l'accelerazione nello spazio tridimensionale del baricentro del corpo nel suo complesso, includendo sia l'arto a terra che la gamba che oscilla nell'aria. Ciò significa che le variazioni dell'inerzia totale del corpo possono sovrastare piccole variazioni della forza di reazione al suolo dovute a eventi che si verificano all'interno del piede. Ad esempio, si registrano momenti piuttosto elevati attorno all'asse verticale durante la fase di appoggio del passo (Fig. 4.10). Sebbene questi possano essere leggermente

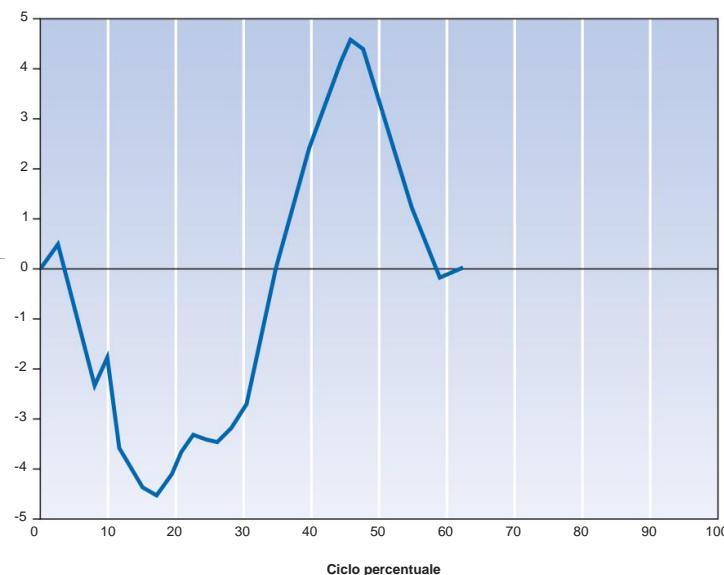


Fig. 4.10 Momenti attorno all'asse verticale nel centro di pressione istantaneo, durante la fase di appoggio del passo. Soggetto normale, gamba destra. Un momento positivo si verifica quando il piede tenta di muoversi in senso orario rispetto al pavimento.

Modificate da eventi locali all'interno del piede, derivano principalmente dall'accelerazione e dal rallentamento dell'altra gamba durante la fase di swing. La reazione alle forze responsabili di questa accelerazione e rallentamento viene trasmessa al suolo attraverso la gamba in fase di appoggio e si manifesta nell'output della piattaforma di forza, principalmente come coppia attorno all'asse verticale.

Nell'interpretazione dei dati della piattaforma di forza, è anche utile ricordare che la forza è equivalente alla velocità di variazione della quantità di moto. Se due oggetti di massa identica vengono lasciati cadere su una piattaforma di forza dalla stessa altezza, quello che rimbalza produrrà una forza di reazione al suolo maggiore rispetto a quello che non rimbalza. Questo può sembrare inizialmente sorprendente, finché non ci si rende conto che la variazione di quantità di moto è doppia per l'oggetto che rimbalza rispetto a quello che non rimbalza.

Misurare i transitori, come l'impatto del tallone, con una piattaforma di forza può essere difficile. Questo perché la piastra superiore è solitamente piuttosto massiccia e non risponde bene a forze di breve durata. Il transitorio dell'impatto del tallone mostrato in Fig. 2.22 è stato registrato utilizzando un design più recente (Bertec), con una piastra superiore rigida ma leggera, che gli conferisce una risposta in alta frequenza. Quando si misurano i transitori, è importante non far passare i dati attraverso un filtro passa-basso. Se i dati vengono campionati utilizzando un convertitore analogico-digitale per computer, la frequenza di campionamento deve essere sufficientemente elevata da registrare la forma d'onda con precisione (1000 Hz in Fig. 2.22).

I dati della piattaforma di forza hanno di per sé un valore limitato nell'analisi dell'andatura. Tuttavia, alcuni laboratori li utilizzano empiricamente, ad esempio cercando schemi particolari nel "diagramma a farfalla" (Rose, 1985) o confrontando le altezze dei diversi picchi e avallamenti. Alcune inferenze possono anche essere tratte dalle forme delle curve delle singole componenti di forza. Ad esempio, esiste un'associazione tra la flessione del ginocchio in fase di appoggio e un'inclinazione a metà appoggio nella componente verticale della forza. Tuttavia, il vero valore della piattaforma di forza si apprezza solo quando i dati della forza di reazione al suolo vengono combinati con i dati cinematici. La combinazione fornisce una descrizione meccanica dell'andatura molto più completa rispetto a ciascuna delle due separatamente e consente il calcolo dei momenti e delle potenze articolari.

Diversi ricercatori hanno sviluppato dispositivi che non sono piattaforme di forza, ma svolgono la stessa funzione. In genere, sono costituiti da un piccolo numero di sensori di forza, fissati alla suola di una scarpa. Mentre il soggetto cammina, l'uscita elettrica fornisce la forza di reazione al suolo e il centro di pressione.

In genere viene misurata solo la componente verticale della forza di reazione al suolo, sebbene sia stato descritto almeno un sistema a tre assi. I vantaggi dichiarati sono:

1. Possibilità di misurare più passi
2. Nessun problema di "mira"
3. Nessun rischio di salire sulla piattaforma con entrambi i piedi
4. Nessun rischio di perdere o perdere la piattaforma, in parte o completamente.

Gli svantaggi sono la presenza dei sensori di forza sotto i piedi e il relativo cablaggio. Inoltre, il sistema di coordinate per le misurazioni della forza si muove con il piede, a differenza del sistema di coordinate basato sulla stanza utilizzato per i dati cinematici. Questo rende molto difficile combinare i due tipi di dati per eseguire un'analisi biomeccanica completa.

Le piattaforme di forza possono essere utilizzate anche per la valutazione dell'equilibrio e la misurazione dell'oscillazione posturale, importanti in alcune forme di diagnosi neurologica. Per un'analisi completa del meccanismo dell'equilibrio, tuttavia, è necessario disporre di un mezzo che consenta di spostare sia la superficie di supporto che l'ambiente visivo rispetto al soggetto.

SISTEMI CINEMATICI

La cinematica è la misurazione del movimento o, più specificamente, la descrizione geometrica del moto, in termini di spostamenti, velocità e accelerazioni. I sistemi cinematici vengono utilizzati nell'analisi del cammino per registrare la posizione e l'orientamento dei segmenti corporei, gli angoli delle articolazioni e le corrispondenti velocità e accelerazioni lineari e angolari.

Dopo il lavoro pionieristico di Marey e Muybridge negli anni '70 del XIX secolo, la fotografia rimase il metodo preferito per la misurazione del movimento umano per circa 100 anni, finché non fu sostituita dai sistemi elettronici.

Venivano utilizzate due tecniche fotografiche di base: *la fotografia cinematografica* e *la fotografia a esposizione multipla*. La fotografia cinematografica si ottiene utilizzando una serie di fotografie separate, scattate in rapida successione. La fotografia a esposizione multipla è esistita in molte forme diverse nel corso degli anni. Si basa sull'uso di una singola fotografia, o di una striscia di pellicola su cui vengono sovrapposte una serie di immagini, a volte con uno spostamento orizzontale tra ciascuna immagine e la successiva. Gli anni '60 e '70 hanno visto lo sviluppo di sistemi di analisi dell'andatura basati su *tecniche optoelettroniche*, tra cui la televisione, che hanno ormai soppiantato i metodi fotografici.

I principi generali della misurazione cinematica sono comuni a tutti i sistemi e verranno discussi prima di esaminare in dettaglio i singoli sistemi.

Principi generali

La misurazione cinematica può essere effettuata in due o tre dimensioni.

Le misurazioni tridimensionali richiedono normalmente l'uso di due o più telecamere, anche se sono stati ideati metodi in cui è possibile utilizzare una sola telecamera per effettuare misurazioni tridimensionali limitate.

Le misurazioni cinematiche più semplici vengono effettuate utilizzando una singola telecamera, in un sistema non calibrato. Tali misurazioni sono piuttosto imprecise, ma

Può essere utile per alcuni scopi. Senza calibrazione, è impossibile misurare le distanze con precisione e un sistema di questo tipo viene normalmente utilizzato solo per misurare gli angoli delle articolazioni sul piano sagittale. La fotocamera viene posizionata perpendicolarmente al piano di movimento e il più lontano possibile, per ridurre al minimo le distorsioni introdotte dalla prospettiva. Per ottenere un'immagine di dimensioni ragionevoli, con una lunga distanza tra la fotocamera e il soggetto, viene utilizzato un teleobiettivo (con una lunga focale). Gli angoli misurati dall'immagine sono proiezioni di angoli tridimensionali su un piano bidimensionale e qualsiasi parte dell'angolazione che si verifica al di fuori di tale piano viene ignorata. Sistemi commerciali di questo tipo sono disponibili per misurare gli angoli di giunzione dalle immagini televisive. Tali misurazioni possono essere soggette a un'ulteriore forma di errore, poiché le scale orizzontale e verticale di un'immagine televisiva possono essere diverse.

Un sistema a singola telecamera può essere utilizzato per effettuare misurazioni approssimative della distanza, se si utilizza un oggetto di calibrazione, come una griglia di dimensioni note dietro il soggetto. La precisione della misurazione verrà compromessa da qualsiasi movimento in avvicinamento o allontanamento dalla telecamera, ma questo effetto può essere ulteriormente ridotto se la telecamera si trova a una distanza elevata dal soggetto, utilizzando un teleobiettivo. Anche le angolazioni dei segmenti degli arti, sia in avvicinamento che in allontanamento dalla telecamera, interferiranno con le misurazioni della lunghezza.

Per ottenere una ragionevole accuratezza nella misurazione cinematica, è necessario utilizzare un sistema tridimensionale calibrato, che prevede l'esecuzione di misurazioni da più punti di vista. Una revisione dettagliata degli aspetti tecnici della misurazione tridimensionale del movimento umano è stata fornita in quattro articoli correlati da Capozzo *et al.* (2005), Chiari *et al.* (2005), Leardini *et al.* (2005) e Della Croce *et al.* (2005). Sebbene vi siano notevoli differenze in termini di praticità e accuratezza tra sistemi cinematografici, videocassette, televisione/computer e optoelettronici, l'elaborazione dei dati per i diversi tipi di sistemi di misurazione tridimensionale è simile.

La maggior parte dei sistemi cinematici commerciali utilizza un oggetto di calibrazione tridimensionale, che viene visualizzato da tutte le telecamere, simultaneamente o in sequenza. Un software viene utilizzato per calcolare la relazione tra le posizioni tridimensionali note dei "marcatori" sull'oggetto di calibrazione e le posizioni bidimensionali di tali marcatori nei campi visivi delle diverse telecamere. Un metodo di calibrazione alternativo è utilizzato dal sistema Coda, i cui sensori optoelettronici sono in relazione fissa tra loro, consentendo la calibrazione del sistema in fabbrica.

Quando un soggetto cammina davanti alle telecamere, il processo di calibrazione viene invertito e vengono calcolate le posizioni tridimensionali dei marcatori fissati agli arti del soggetto, a condizione che siano visibili ad almeno due telecamere. I dati vengono raccolti a intervalli di tempo definiti "frame". La maggior parte dei sistemi prevede un intervallo tra i frame di 20 ms, 16,7 ms o 5 ms, corrispondente a frequenze di raccolta dati di 50 Hz, 60 Hz o 200 Hz, sebbene alcuni sistemi ora offrano frame rate superiori a 200 Hz. Quando un marcitore può essere visto da una sola telecamera, la sua posizione tridimensionale non può essere calcolata, sebbene possa essere stimata per "interpolazione", utilizzando i dati dei frame precedenti e successivi.

Tutti i sistemi di misura, compresi i sistemi cinematici che verranno descritti, presentano errori di misura. L'accuratezza della misura dipende in larga misura dal campo visivo delle telecamere, sebbene differisca anche leggermente tra i diversi sistemi. I sistemi precedenti presentavano errori di misura di 2-3 mm in tutte e tre le dimensioni, in un volume sufficientemente ampio da coprire un ciclo completo del passo (Whittle, 1982). Recentemente, i miglioramenti nella progettazione e (soprattutto) nella calibrazione hanno ridotto gli errori tipici a meno di 1 mm.

Alcuni sistemi commerciali affermano di fornire una precisione molto più elevata, ma l'autore considera tali affermazioni con scetticismo, in particolare quando applicate alla misurazione di marcatori in movimento in condizioni di andatura realistiche in laboratorio.

Le descrizioni tecniche dei sistemi cinematici utilizzano, e talvolta abusano, i termini "risoluzione", "precisione" e "accuratezza". In pratica, *la risoluzione* indica la capacità del sistema di misurare piccole variazioni nella posizione del marker.

La precisione è una misura del "rumore" del sistema, basata sulla quantità di variabilità tra un frame di dati e il successivo. Per la maggior parte degli utenti, il parametro più importante è l'*accuratezza*, che descrive la relazione tra la posizione reale dei marcatori e quella dichiarata dal sistema!

La maggior parte dei sistemi commerciali è sufficientemente accurata da misurare la posizione degli arti e gli angoli delle articolazioni. Tuttavia, il calcolo della velocità lineare o angolare richiede la differenziazione matematica dei dati di posizione, che amplifica gli errori di misurazione. Una seconda differenziazione è necessaria per determinare l'accelerazione, e una piccola quantità di "rumore" di misurazione nei dati originali porta a risultati estremamente irregolari e spesso inutilizzabili per l'accelerazione. Il modo più comune per evitare questo problema è quello di smussare i dati di posizione, utilizzando un filtro passa-basso, prima della differenziazione. Questo raggiunge l'obiettivo desiderato, ma significa che eventuali accelerazioni effettivamente elevate, come quella al transitorio di appoggio del tallone, vanno perse.

Pertanto, i sistemi cinematici sono efficaci nel misurare la posizione, ma scarsi nel determinare l'accelerazione, a causa dei problemi di differenziazione anche di dati leggermente rumorosi. Al contrario, gli accelerometri sono efficaci nel misurare l'accelerazione, ma scarsi nello stimare la posizione, a causa dei problemi di integrazione dei dati con la deriva della linea di base. Dati realmente accurati potrebbero essere ottenuti combinando i due metodi, utilizzando ciascuno per correggere l'altro e calcolando la velocità da entrambi. Alcuni studi sono stati condotti utilizzando questo approccio combinato.

Oltre agli errori intrinseci nella misurazione delle posizioni dei marcatori, si introducono ulteriori errori dovuti al fatto che può verificarsi un movimento considerevole tra un marcatore cutaneo e l'osso sottostante. Sono stati condotti alcuni studi (ad esempio Holden *et al.*, 1997; Reinschmidt *et al.*, 1997) in cui sono stati inseriti dei perni d'acciaio nelle ossa di "volontari" (di solito gli stessi ricercatori) e le posizioni dei marcatori cutanei sono state confrontate con quelle dei marcatori sui perni. L'entità del movimento cutaneo rivelato da tali studi è generalmente piuttosto preoccupante! L'entità dell'errore che questo causa nel risultato finale

Il risultato dipende dal parametro misurato. Ad esempio, il movimento del marcatore ha scarso effetto sull'angolo del ginocchio sul piano sagittale, poiché causa solo una piccola variazione relativa nella lunghezza di segmenti piuttosto lunghi, ma può causare errori considerevoli nelle misurazioni sul piano trasversale o in misurazioni che coinvolgono segmenti più corti, come nel piede. In alcuni casi, l'entità dell'errore è maggiore della misurazione stessa! Il movimento della pelle può anche introdurre errori significativi nel calcolo dei momenti e delle potenze articolari. Una possibilità per il futuro è quella di correggere il movimento del marcitore, stimando il movimento rispetto all'osso sottostante.

Un ulteriore errore si verifica quando la posizione delle articolazioni viene stimata in base a misure antropometriche (ad esempio, la lunghezza delle gambe) e alla posizione dei marcatori cutanei, in particolare quando è possibile posizionare i marcatori in modo errato. Anche per soggetti con anatomia normale, questi errori possono essere sostanziali; per i pazienti con deformità ossee, gli errori possono essere ancora maggiori.

Si tratta di un campo in cui si continuano ad apportare miglioramenti.

Esistono due approcci fondamentalmente diversi per il posizionamento dei marcatori sugli arti. Un metodo consiste nel montare ciascun marcitore direttamente sulla pelle, generalmente su un punto di riferimento anatomico osseo. La posizione e l'orientamento del segmento dell'arto vengono quindi definiti dalle posizioni dei marcatori e, a partire da queste, viene calcolata la posizione del centro articolare. L'altro approccio consiste nel fissare un set di almeno tre marcatori su ciascun segmento dell'arto, direttamente o montati su una struttura rigida (a volte chiamata "pod"), in modo che la sua posizione e il suo orientamento possano essere determinati nello spazio tridimensionale. Il movimento di un segmento dell'arto rispetto al successivo e la posizione del centro articolare possono quindi essere derivati matematicamente. Il centro articolare può essere determinato "puntandolo" in una calibrazione statica o misurando i movimenti dei pod mentre l'articolazione si muove lungo il suo arco di movimento. Entrambi i metodi presentano vantaggi e svantaggi ed entrambi soffrono di errori dovuti al movimento dei marcatori. Le piastre rigide, in particolare, possono essere spostate dalla contrazione dei muscoli sottostanti. Inoltre, essendo relativamente pesanti, la loro inerzia li fa rimanere indietro rispetto al segmento dell'arto durante le rapide accelerazioni. La Figura 4.11 mostra due possibili modi per disporre i marcatori degli arti inferiori: uno utilizzando "baccelli" sulla coscia e sulla tibia e uno basato su marcatori montati sui punti di riferimento anatomici.

Si è già accennato all'uso di piattaforme di forza per la misurazione dell'oscillazione posturale. Anche i sistemi cinematici possono essere utilizzati per effettuare questo tipo di misurazione su soggetti in posizione eretta.

Sistemi fotografici

L'autore non conosce laboratori che utilizzino ancora la fotografia a esposizione multipla, ma alcuni utilizzano ancora la pellicola cinematografica. I principali svantaggi dell'utilizzo della pellicola cinematografica sono il costo dei materiali e il tempo necessario per svilupparla.

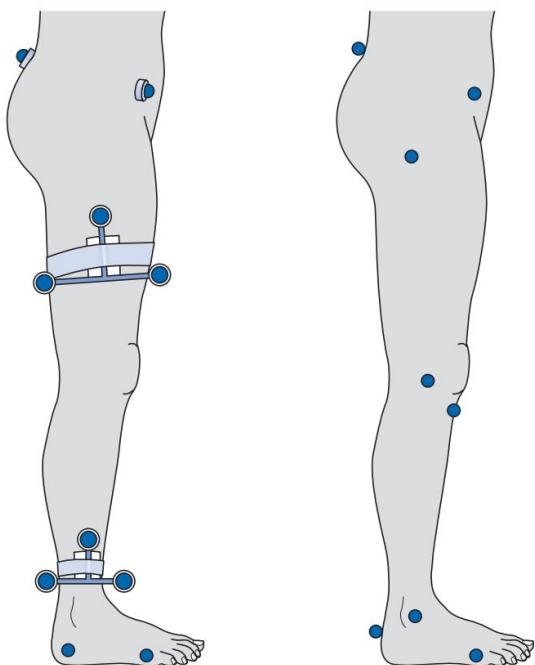


Fig. 4.11 Tipiche configurazioni dei marcatori per il bacino e gli arti inferiori. Sinistra: utilizzo di array rigidi (Cleveland Clinic). Destra: montaggio su cute, su punti di repere anatomici (Università di Oxford).

e lo sforzo richiesto per la digitalizzazione manuale dei dati. I suoi vantaggi sono il costo relativamente basso dell'attrezzatura, l'elevata accuratezza potenzialmente ottenibile e la possibilità di filmare i soggetti "sul campo", piuttosto che in laboratorio. Per quest'ultimo motivo, la fotografia cinematografica è ancora piuttosto diffusa per la misurazione delle attività sportive, sebbene stia venendo sostituita dalla registrazione video. Le normali cineprese espongono a velocità fino a 25 fotogrammi al secondo, ma per l'analisi dell'andatura, in particolare per le attività sportive, sono solitamente necessarie speciali telecamere ad alta velocità, per evitare la sfocatura dell'immagine e la perdita di dettagli nei movimenti.

Il soggetto viene filmato, utilizzando una o più telecamere, mentre svolge l'attività, che si tratti di camminare o di partecipare a un evento sportivo. Se viene utilizzato un oggetto di calibrazione, anche questo viene filmato, senza alterare le posizioni o le impostazioni della telecamera. Dopo lo sviluppo della pellicola o delle pellicole, le immagini vengono digitalizzate da un operatore, che visualizza i fotogrammi successivi, identifica i punti di riferimento richiesti e ne misura le coordinate bidimensionali.

Sebbene questo possa essere fatto utilizzando un righello, carta millimetrata o un microscopio con tavolino mobile, il metodo più pratico è proiettare l'immagine della pellicola sulla superficie di una "tavoletta digitale", utilizzando un "proiettore di analisi" appositamente progettato. L'operatore sposta un cursore sui punti appropriati dell'immagine e preme un pulsante per trasferire le coordinate di ciascun punto a un computer.

Per evitare imprecisioni causate dalle variazioni da un fotogramma all'altro nella posizione della pellicola, è prassi comune digitalizzare anche le posizioni dei marcatori fissi all'interno del campo visivo.

Digitalizzatori di videocassetta e DVD

L'uso di videocassette o DVD per integrare l'analisi visiva dell'andatura è già stato descritto. La videoregistrazione può anche essere utilizzata come base per un sistema cinematico, allo stesso modo in cui è stata utilizzata la fotografia cinematografica. Presenta notevoli vantaggi in termini di costi, praticità e velocità, sebbene possa non essere altrettanto accurata, a causa della risoluzione inferiore di un'immagine televisiva rispetto alla pellicola cinematografica e delle ulteriori perdite di tempo legate alla registrazione e alla riproduzione delle immagini. Un altro vantaggio considerevole, tuttavia, è la possibilità di automatizzare il processo di digitalizzazione mediante l'elaborazione elettronica dell'immagine, soprattutto se si utilizzano marcatori cutanei, che si distinguono chiaramente sullo sfondo. Sono disponibili diversi sistemi commerciali, che possono essere utilizzati sia come sistema bidimensionale con una singola telecamera, sia come sistema tridimensionale con due o più telecamere. La maggior parte dei sistemi di videoregistrazione utilizza apparecchiature televisive convenzionali, sebbene siano disponibili anche sistemi ad alta velocità.

Sistemi televisivi/informatici

Dal 1967 sono stati sviluppati diversi sistemi televisivi/informatici. Sebbene i sistemi differiscano nei dettagli, la seguente descrizione è tipica.

Dei marcatori riflettenti vengono fissati agli arti del soggetto, in prossimità dei centri articolari o fissati ai segmenti degli arti in modo da identificarne la posizione e l'orientamento (Fig. 4.11). In prossimità dell'obiettivo di ciascuna telecamera è presente una sorgente di luce infrarossa o visibile, che fa sì che i marcatori appaiano come punti luminosi molto luminosi. I marcatori sono solitamente ricoperti di "Scotchlite", il materiale che rende i segnali stradali particolarmente visibili quando illuminati dai fari delle auto. Per evitare le "sbavature" che si verificano quando il marcatore è in movimento, viene utilizzato solo un tempo di esposizione breve. Questo può essere ottenuto con uno o più dei seguenti metodi:

1. Utilizzando l'illuminazione stroboscopica
2. Utilizzando un otturatore meccanico sulla fotocamera
3. Utilizzando una telecamera con dispositivo ad accoppiamento di carica (CCD), che è solo abilitato (cioè attivato) per un breve intervallo durante ogni fotogramma.

Utilizzando due o più telecamere, è possibile effettuare misurazioni molto più accurate se sincronizzate. Per scopi normali, si utilizzano frame rate di 50 Hz, 60 Hz o 200 Hz, ma sono disponibili anche sistemi specializzati che operano a velocità più elevate. In generale, la velocità extra comporta un doppio svantaggio: un aumento dei costi di sistema e una riduzione della precisione delle misurazioni.

Ogni telecamera è collegata a una speciale scheda di interfaccia che analizza ogni fotogramma televisivo. I sistemi differiscono nel modo in cui localizzano l'immagine.

"centroide" o centro geometrico di ciascun marcatore all'interno dell'immagine televisiva, ma in genere viene calcolato utilizzando i bordi di eventuali punti luminosi nel campo visivo (Fig. 4.12). Poiché per calcolare la posizione del centroide viene utilizzato un gran numero di bordi, la sua posizione può essere determinata con una precisione maggiore rispetto alla risoluzione orizzontale e verticale dell'immagine televisiva. Questo è noto come effettuare misurazioni con "accuratezza subpixel". I centroidi dei marcatori possono anche essere calcolati utilizzando la densità ottica di tutti i pixel nell'immagine, anziché solo i bordi dei marcatori, sempre con un miglioramento della precisione.

Il computer memorizza i centroidi dei marker di ogni frame di dati per ciascuna telecamera, ma inizialmente non è possibile associare un particolare centroide dei marker a un particolare marker fisico, come quello sul ginocchio destro. Il processo di identificazione di quale immagine di marker sia quale per ciascuna telecamera e di tracciamento dei marker da un frame di dati al successivo è noto come "tracciamento" o "seguimento della traiettoria". La velocità e la praticità di questo processo variano considerevolmente da un sistema all'altro e anche tra le opzioni software di uno stesso produttore. In passato questo è stato l'aspetto meno soddisfacente dei sistemi televisivi/computer, sebbene i miglioramenti software lo abbiano ora reso molto più semplice. Le principali differenze tra i sistemi risiedono nel fatto che il processo di tracciamento debba essere eseguito separatamente per ciascuna telecamera o che venga eseguita una ricostruzione tridimensionale dei dati prima che all'operatore venga chiesto di identificare quale marker sia quale. Il risultato finale del processo di tracciamento e ricostruzione 3D è un file computerizzato con le posizioni tridimensionali dei marker.

Questi sistemi sono stati sviluppati originariamente per misurare il movimento degli arti inferiori, ma possono essere utilizzati anche per misurare il movimento della colonna lombare (Whittle & Levine, 1997), del tronco (Crosbie *et al.*, 1997) e degli arti superiori.

Oltre al loro utilizzo nell'analisi dell'andatura, vengono sempre più utilizzati per fornire input ai sistemi di computer grafica, nell'industria dei videogiochi e del cinema.

Sono disponibili anche diversi sistemi televisivi/informatici concepiti per altri scopi, come il tracciamento di aeromobili, ma che potrebbero essere adattati per l'analisi dell'andatura. In genere, tali sistemi si basano su

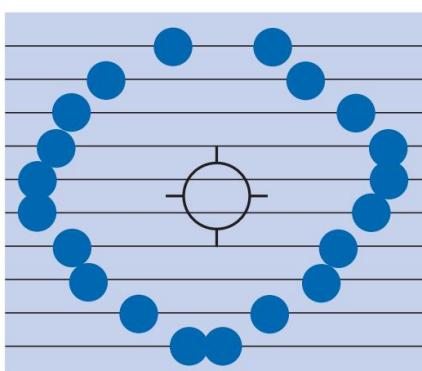


Fig. 4.12 Posizione del centroide del marcitore (cerchio vuoto al centro) rispetto alla posizione sulle successive linee televisive dei bordi anteriore e posteriore dell'immagine del marcitore (cerchi pieni).

sull'identificazione di forme particolari nell'immagine video e promettono un tracciamento "senza marcatori".

Sistemi di marcatori attivi

Un altro tipo di sistema cinematico utilizza marcatori attivi, tipicamente diodi a emissione luminosa (LED), e una speciale telecamera optoelettronica. Tipicamente, questi sistemi utilizzano radiazioni infrarosse invisibili, ma per chiarezza, nella seguente spiegazione verrà utilizzato il termine "luce". La telecamera misura la posizione del marcatore analizzando la luce che ne proviene, utilizzando telecamere bidimensionali o monodimensionali.

I LED sono disposti in modo da accendersi e spegnersi in sequenza, in modo che solo uno sia illuminato in ogni istante. Le telecamere sono quindi in grado di localizzare ciascun marcatore a turno, senza la necessità di una procedura di "tracciamento" per determinarne la posizione. Lo svantaggio di questa comodità è la necessità per il soggetto di portare con sé un alimentatore, con cavi che collegano ciascuno dei marcatori.

Possono verificarsi problemi anche perché la telecamera registra non solo la luce dei LED, ma anche qualsiasi altra luce che la investa. Questo può includere la luce ambientale parassita, che è abbastanza facile da eliminare, ma anche i riflessi causati dai marcatori stessi, che in alcuni sistemi sono difficili sia da rilevare che da eliminare. Questi problemi hanno portato a un declino della popolarità dei sistemi di marcatura attiva, sebbene siano solitamente molto precisi, abbiano un'elevata frequenza di campionamento e siano comodi da usare.

Altri sistemi cinematici

Diversi altri metodi per effettuare misurazioni cinematiche sono in uso in diversi laboratori. Sono disponibili diversi sistemi che rilevano, mediante campi magnetici, la posizione e l'orientamento di piccole bobine di filo, fissate agli arti di un soggetto. Ad esempio, Pearcy e Hindle (1989) hanno sviluppato un metodo per misurare il movimento della colonna lombare, montando una sorgente (trasmettitore) sull'osso sacro e un sensore (ricevitore) sulla prima vertebra lombare. Sono disponibili anche sistemi in cui la posizione dei trasmettitori a ultrasuoni, posizionati sul soggetto, viene rilevata da una serie di microfoni.

SISTEMI CINETICO/CINEMATICI COMBINATI

Quando un sistema cinematico, come uno di quelli descritti sopra, viene combinato con una piattaforma di forza (che è un sistema cinetico), la capacità del

La forza del sistema combinato è maggiore della somma delle sue parti componenti. Il motivo è che, se si conosce la relazione tra i segmenti dell'arto e il vettore della forza di reazione al suolo, è possibile eseguire calcoli di "dinamica inversa", in cui l'arto viene trattato come un sistema meccanico.

Sebbene non tutti i sistemi commerciali forniscano il software necessario per effettuare questi calcoli, esiste la possibilità di calcolare i momenti di forza e la potenza generata o assorbita in tutte le principali articolazioni degli arti inferiori.

Tali calcoli richiedono la conoscenza delle masse e dei momenti d'inerzia dei segmenti degli arti e della posizione dei loro centri di gravità. Misurazioni dirette di questi valori sono chiaramente impossibili, ma i dati pubblicati, modificati per adattarsi all'antropometria del soggetto, forniscono un'approssimazione accettabile. È prassi comune in tali calcoli considerare il piede come un singolo oggetto rigido, sebbene questa semplificazione causi indubbiamente errori nel calcolo della potenza della caviglia.

Ci si può aspettare che un laboratorio di analisi clinica dell'andatura completamente attrezzato disponga, come minimo, di un sistema cinetico/cinematico combinato, con EMG ambulatoriale (Fig. 4.13), nonché di strutture per la realizzazione di videocassette (o equivalenti). Potrebbero essere disponibili anche apparecchiature per misurare il consumo di ossigeno o la pressione sotto i piedi. Se il laboratorio viene utilizzato anche per la ricerca, potrebbero essere presenti anche ulteriori strutture e attrezzi.

Uno dei grandi problemi dei sistemi cinetici/cinematici è che forniscono una tale abbondanza di dati che può essere molto difficile distinguere tra le osservazioni importanti e quelle che non lo sono. La ricerca recente ha utilizzato diverse tecniche matematiche, statistiche e computazionali.

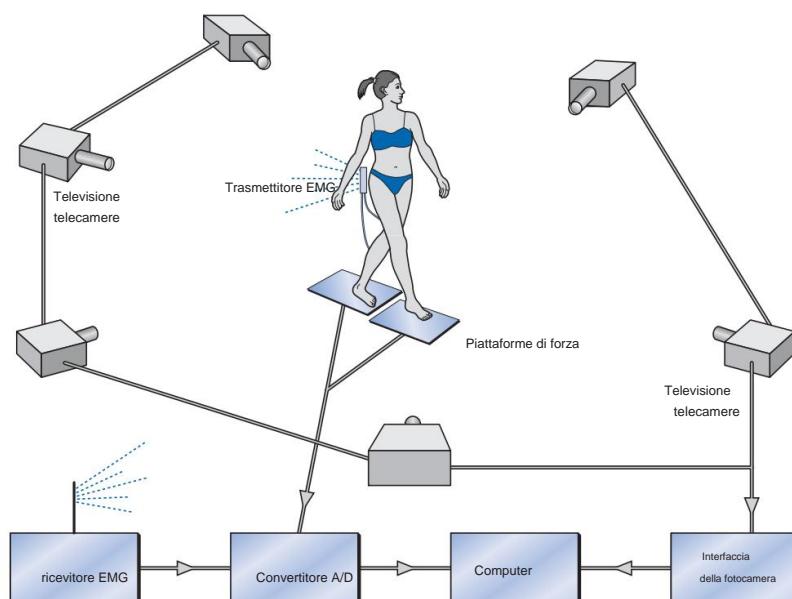


Fig. 4.13 L'attrezzatura per l'analisi dell'andatura utilizzata nel laboratorio dell'autore, con un sistema cinematico a sei telecamere, due piattaforme di forza e un sistema di telemetria EMG.

Nel tentativo di affrontare questo problema (Chau, 2001a, b), alcuni esempi sono l'analisi multivariata, l'analisi delle componenti principali, le reti neurali e i cosiddetti "sistemi fuzzy". Si può prevedere che in futuro saranno disponibili "sistemi esperti" per attirare l'attenzione dei medici sugli aspetti dell'andatura di un paziente che più necessitano di attenzione. Un altro modo per gestire questa enorme quantità di dati è quello di ridurre molte misurazioni diverse a un singolo indice. Un esempio di ciò è l'"Indice di Normalità" proposto da Schutte *et al.* (2000) come metodo per quantificare la disabilità di un paziente e fornire una misura di esito per valutare la sua risposta al trattamento, che Romei *et al.* (2004) hanno trovato "clinicamente applicabile, affidabile e facile da usare".

Riferimenti e suggerimenti per ulteriori letture

Basmajian JV. (1974) *Muscoli vivi: le loro funzioni rivelate dall'elettromiografia*. Baltimora, MD: Williams & Wilkins.

Bilney B, Morris M, Webster K. (2003) Validità correlata concorrente della passerella GAITRite Sistema per la quantificazione dei parametri spaziali e temporali dell'andatura. *Gait and Posture* 17: 68–74.

Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C *et al.* (1983) Andatura emiplegica: analisi dell'andatura temporale variabili. *Archivi di Medicina Fisica e Riabilitazione* 64:583–587.

Capozzo A, Della Croce U, Leardini A *et al.* (2005) Analisi del movimento umano utilizzando Stereofotogrammetria. Parte 1: Contesto teorico. *Gait and Posture* 21: 186–196.

Chao EYS. (1980) Giustificazione del goniometro triassiale per la misurazione della rotazione articolare. *Rivista di biomeccanica* 13:989–1006.

Chau T. (2001a) Una revisione delle tecniche analitiche per i dati dell'andatura. Parte 1: metodi fuzzy, statistici e frattali. *Gait and Posture* 13:49–66.

Chau T. (2001b) Una revisione delle tecniche analitiche per i dati dell'andatura. Parte 2: reti neurali e Metodi wavelet. *Andatura e postura* 13:102–120.

Chiari L, Della Croce U, Leardini A, *et al.* (2005) Analisi del movimento umano utilizzando Stereofotogrammetria. Parte 2: Errori strumentali. *Andatura e postura* 21: 197–211.

Collins JJ, Whittle MW. (1989) Forze impulsive durante la camminata e le loro implicazioni cliniche. *Biomeccanica clinica* 4:179–187.

Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R. (1997) Modelli di movimento spinale durante la deambulazione. *Andatura e Postura* 5:6–12.

Della Croce U, Leardini A, Chiari L *et al.* (2005) Analisi del movimento umano utilizzando Stereofotogrammetria. Parte 4: Valutazione del posizionamento errato dei punti di repere anatomici e dei suoi effetti sulla cinematica articolare. *Gait and Posture* 21: 226–237.

Gage JR, Fabian D, Hicks R *et al.* (1984) Analisi del cammino pre- e postoperatorio in pazienti con diplegia spastica: uno studio preliminare. *Journal of Pediatric Orthopedics* 4:715–725.

Hillman SJ, Hazlewood ME, Loudon IR *et al.* (1998) È possibile stimare le rotazioni del piano trasversale dall'analisi dell'andatura tramite videoregistrazione? *Andatura e postura* 8:87–90.

Holden JP, Orsini JA, Siegel KL *et al.* (1997) Errori di movimento superficiale nella cinematica del gombo e Cinetica del ginocchio durante la deambulazione. *Andatura e postura* 5:217–227.

Johnson GR. (1990) Misurazione dell'accelerazione dello shock durante la camminata e la corsa utilizzando il misuratore di shock. *Clinical Biomechanics* 5:47–50.

Kleissen RFM, Buirke JH, Harlaar J *et al.* (1998) Elettromiografia nell'analisi biomeccanica del movimento umano e sua applicazione clinica. *Gait and Posture* 8:143–158.

Klenerman L, Dobbs RJ, Weller C *et al.* (1988) Portare l'analisi dell'andatura fuori dal laboratorio e in clinica. *Age and Ageing* 17:397–400.

Krebs DE, Edelstein JE, Fishman S. (1985) Affidabilità dell'analisi cinematica osservativa dell'andatura. *Fisioterapia* 65:1027–1033.

Law HT. (1987) Metodo a basso costo basato su microcomputer per la misurazione dei parametri spaziali e temporali dell'andatura. *Journal of Biomedical Engineering* 9:115–120.

Law HT, Minns RA. (1989) Misurazione dei parametri spaziali e temporali dell'andatura. *Fisioterapia* 75:81–84.

- Leardini A, Chiari L, Della Croce U *et al.* (2005) Analisi del movimento umano utilizzando Stereofotogrammetria. Parte 3: Valutazione e compensazione degli artefatti dei tessuti molli. *Gait and Posture* **21**: 212–225.
- Lord M, Reynolds DP, Hughes JR. (1986) Misurazione della pressione del piede: una revisione dei risultati clinici. *Journal of Biomedical Engineering* 8:283–294.
- Menz HB, Latt MD, Tiedemann A *et al.* (2004) Affidabilità del sistema di passerelle GAITRite per La quantificazione dei parametri temporo-spatiali dell'andatura in soggetti giovani e anziani. *Gait and Posture* **20**: 20–25.
- Morris JRW. (1973) Accelerometria – una tecnica per la misurazione del corpo umano movimenti. *Journal of Biomechanics* 6:729–736.
- Nene A, Mayagoitia R, Veltink P. (1999) Valutazione della funzione del retto femorale durante l'intervento iniziale fase di oscillazione. *Andatura e postura* 9:1–9.
- New York University. (1986) *Ortesi per gli arti inferiori*. New York: New York University Postgraduate Facoltà di Medicina.
- Öunpuu S, DeLuca PA, Bell KJ *et al.* (1997) Utilizzo di elettrodi di superficie per la valutazione dell' Retto femorale, vasto mediale e vasto laterale nei bambini con paralisi cerebrale. *Gait and Posture* 5:211–216.
- Pearcy MJ, Hindle RJ. (1989) Nuovi metodi per la misurazione tridimensionale non invasiva del movimento della schiena umana. *Clinical Biomechanics* 4:73–79.
- Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Lundberg A *et al.* (1997) Movimento tibiofemorale e tibiocalcaneare durante la deambulazione: marcatori esterni vs. scheletrici. *Gait and Posture* 6:98–109.
- Robinson JL, Smidt GL. (1981) Valutazione quantitativa dell'andatura in clinica. *Fisioterapia* 61:351–353.
- Romei M, Galli M, Motta F *et al.* (2004) Uso dell'indice di normalità per la valutazione della patologia dell'andatura. *Gait and Posture* **19**: 85–90.
- Rose GK. (1983) Valutazione clinica dell'andatura: una visione personale. *Journal of Medical Engineering and Tecnologia* 7:273–279.
- Rose GK. (1985) Uso dei diagrammi ORLAU-Pedotti nella valutazione clinica dell'andatura. In: Whittle M, Harris D (a cura di) *Misurazione biomeccanica nella pratica ortopedica*. Oxford: Clarendon Press, pp. 205–210.
- Saleh M, Murdoch G. (1985) In difesa dell'analisi del cammino. *Journal of Bone and Joint Surgery* 67B:237–241.
- Schutte LM, Narayanan U, Stout JL *et al.* (2000) Un indice per quantificare le deviazioni dall'andatura normale. *Gait and Posture* 11:25–31.
- Steven MM, Capell HA, Sturrock RD *et al.* (1983) Il costo fisiologico dell'andatura (PCG): una nuova tecnica per la valutazione dei farmaci antinfiammatori non steroidei nell'artrite reumatoide. *Rivista britannica di reumatologia* 22:141–145.
- Whittle MW. (1982) Calibrazione e prestazioni di un sistema televisivo tridimensionale per Analisi cinematica. *Journal of Biomechanics* 15:185–196.
- Whittle MW. (1999) Generazione e attenuazione di forze impulsive transitorie sotto il piede: una revisione. *Gait and Posture* **10**: 264–275.
- Whittle MW, Levine DF. (1997) Misurazione della lordosi lombare come componente dell'andatura clinica analisi. *Andatura e postura* 5:101–107.
- Zijlstra W, Hof AL. (2003) Valutazione dei parametri spazio-temporali dell'andatura dal tronco Accelerazioni durante la deambulazione umana. *Andatura e postura* **18**: 1–10.
- Zijlstra W, Rutgers AWF, Hof AL *et al.* (1995) Adattamento volontario e involontario del cammino ai vincoli temporali e spaziali. *Andatura e postura* 3:13–18.

Applicazioni dell'analisi dell'andatura

5

Lo scopo di questo capitolo è fornire un'ampia panoramica di alcuni dei modi in cui l'analisi del cammino viene utilizzata, in particolare in ambito clinico. Non intende trasformare il lettore in un esperto in materia. Chiunque intenda utilizzare l'analisi del cammino nel processo decisionale clinico dovrebbe leggere tutti i testi elencati alla fine di questo capitolo, frequentare uno o più corsi sull'interpretazione dei dati dell'analisi del cammino e, se possibile, dedicare del tempo allo studio o alla pratica clinica in un laboratorio di analisi del cammino.

Le applicazioni dell'analisi del cammino sono opportunamente suddivise in due categorie principali: *valutazione clinica del cammino* e *ricerca sul cammino*. La valutazione clinica del cammino ha lo scopo di aiutare direttamente i singoli pazienti, mentre la ricerca sul cammino mira a migliorare la nostra comprensione del cammino, sia come fine a se stessa, sia per migliorare la diagnosi o il trattamento medico in futuro. Vi è ovviamente una certa sovrapposizione, in quanto molti che eseguono la valutazione clinica del cammino la usano come base per studi di ricerca. In effetti, è questo il modo in cui si realizzano i maggiori progressi nell'uso della valutazione clinica del cammino.

Davis (1988) ha sottolineato che esistono notevoli differenze tra i requisiti tecnici per la valutazione clinica dell'andatura e quelli per la ricerca sull'andatura. Ad esempio, un sistema di misurazione invasivo e un ambiente di laboratorio disordinato potrebbero non preoccupare un adulto sano, che funge da soggetto sperimentale, ma potrebbero causare cambiamenti significativi nell'andatura di un bambino con paralisi cerebrale. Nella ricerca sull'andatura, potrebbe essere accettabile dedicare un'intera giornata alla preparazione del soggetto, all'esecuzione delle misurazioni e all'elaborazione dei dati, mentre in ambito clinico i pazienti spesso si stancano facilmente e i risultati sono solitamente necessari il più rapidamente possibile. I requisiti di accuratezza in ambito clinico non sono generalmente così elevati come lo sono in laboratorio di ricerca, purché gli errori di misurazione non siano abbastanza grandi da causare un'interpretazione errata della condizione clinica. Tuttavia, è essenziale che coloro che interpretano i dati comprendano la possibile entità di tali errori.

Infine, il sistema deve essere in grado di gestire un'ampia varietà di andature patologiche. È molto più facile effettuare misurazioni su soggetti normali che su soggetti con andatura molto anomala, il che potrebbe spiegare perché la letteratura sull'argomento sia dominata da studi su individui normali! Un ultimo e importante punto è che non ha alcun valore utilizzare un sistema di misurazione complicato e costoso, a meno che non fornisca informazioni utili e non ottenibili in modo più semplice.

La ricerca sulla deambulazione può essere suddivisa in clinica e ricerca fondamentale: la prima si concentra sui processi patologici e sui metodi di trattamento, la seconda sui metodi di misurazione e sull'avanzamento delle conoscenze in biomeccanica, prestazioni umane e fisiologia. Questo testo si concentrerà sulla valutazione clinica della deambulazione, rimandando ulteriori approfondimenti sulla ricerca sulla deambulazione a pubblicazioni più specializzate.

VALUTAZIONE CLINICA DELL'ANDATURA

La valutazione clinica dell'andatura mira a descrivere, in una particolare occasione, il modo in cui una persona cammina. Questo potrebbe essere sufficiente se l'obiettivo è semplicemente documentare il suo stato attuale. In alternativa, potrebbe essere solo una fase di un processo continuo, come la pianificazione del trattamento o il monitoraggio dei progressi nel tempo.

Rose (1983) ha fatto una distinzione tra analisi dell'andatura e valutazione dell'andatura. Considerava l'analisi del cammino come "raccolta di dati" e la valutazione del cammino come "l'integrazione di queste informazioni con quelle provenienti da altre fonti ai fini del processo decisionale clinico". Questo utilizzo del termine "analisi" differisce da quello in ambiti più tecnici, in cui significa "l'elaborazione dei dati per ricavare nuove informazioni". Tuttavia, l'uso del termine da parte di Rose è utile, perché sottolinea che la valutazione del cammino è semplicemente una forma di valutazione clinica. Agli studenti di medicina viene insegnato che la valutazione clinica si basa su tre elementi: anamnesi, esame obiettivo e accertamenti specifici. In questo contesto, l'analisi del cammino è semplicemente un accertamento specifico, i cui risultati andranno ad integrare altri accertamenti, come i referti radiografici e l'esame ematochimico, per fornire un quadro clinico completo. Talvolta si usa il termine "valutazione del cammino" al posto di analisi del cammino.

La forma più semplice di valutazione dell'andatura viene praticata quotidianamente nelle cliniche ortopediche, di fisioterapia e di riabilitazione di tutto il mondo. Ogni volta che un medico o un fisioterapista osserva un paziente camminare avanti e indietro in una stanza, sta eseguendo una valutazione dell'andatura del paziente. Tuttavia, tale valutazione è spesso non sistematica e il massimo che si può sperare è di ottenere un'impressione generale di come cammina il paziente e forse un'idea di uno o due dei problemi principali. Questa potrebbe essere definita una valutazione "informale" dell'andatura. Per eseguire una valutazione "formale" dell'andatura è necessario un esame attento dell'andatura, utilizzando un approccio sistematico, se possibile integrato da dati oggettivi.

misurazioni. Una valutazione dell'andatura di questo tipo solitamente produce un rapporto scritto e la disciplina coinvolta nella preparazione di tale rapporto probabilmente si traduce in una valutazione condotta con molta più attenzione.

Le tecniche di analisi del cammino utilizzate nella valutazione clinica del cammino variano enormemente, a seconda della natura della condizione clinica, delle competenze e delle strutture disponibili nella singola clinica o laboratorio e dello scopo per cui la valutazione viene condotta. In generale, tuttavia, la valutazione clinica del cammino viene eseguita per uno di tre possibili motivi: può costituire la base del processo decisionale clinico, può aiutare nella diagnosi di un'andatura anomala o può essere utilizzata per documentare le condizioni di un paziente. Questi aspetti saranno considerati a loro volta.

Decisione clinica

Sia Rose (1983) che Gage (1983) hanno suggerito che il processo decisionale clinico nei casi di anomalia dell'andatura dovrebbe comprendere tre fasi distinte.

1. *Valutazione dell'andatura:* inizia con un'anamnesi clinica completa, sia del paziente che di eventuali altre persone coinvolte, come medici, terapisti o familiari. Qualora il paziente abbia subito un intervento chirurgico in precedenza, è necessario ottenere i relativi dettagli, se possibile dalle cartelle cliniche. L'anamnesi è seguita da un esame obiettivo, con particolare attenzione al sistema muscolo-scheletrico. In molti laboratori, gli esami obiettivi vengono eseguiti sia da un medico che da un fisioterapista. Infine, viene eseguita un'analisi formale dell'andatura.
2. *Formulazione dell'ipotesi:* la fase successiva consiste nello sviluppo di un'ipotesi sulla causa o sulle cause delle anomalie osservate. È necessario dedicare del tempo alla revisione dei dati e la consultazione tra colleghi, in particolare quelli di discipline diverse, è estremamente preziosa. In effetti, quasi tutti coloro che utilizzano la valutazione dell'andatura come strumento decisionale clinico sottolineano il valore di questo "approccio di squadra". Nel formulare un'ipotesi sul problema fondamentale di un paziente con un disturbo dell'andatura, Rose ha sottolineato che il modello di andatura del paziente non è interamente il risultato diretto della patologia, ma è il risultato netto del problema originale e della capacità del paziente di compensarlo. Ha osservato che quanto più grave è il problema di fondo, tanto più facile è formulare un'ipotesi, poiché il paziente è meno in grado di compensare.
3. *Verifica delle ipotesi:* questa fase viene talvolta omessa quando vi sono pochi dubbi sulla causa delle anomalie osservate. Tuttavia, laddove sussistano dubbi, l'ipotesi può essere verificata in due modi diversi: utilizzando un metodo di misurazione diverso o tentando in qualche modo di modificare l'andatura. Alcuni laboratori utilizzano di routine un "protocollo standard" abbastanza completo, che include videoregistrazione, misurazione cinematica, misurazioni con piattaforma di forza ed elettromiografia di superficie (EMG).

quindi aggiungere altre misurazioni, come l'EMG a filo sottile, laddove necessario per testare un'ipotesi. Altri medici iniziano l'analisi dell'andatura utilizzando un metodo semplice, come la registrazione video, e aggiungono altre tecniche, come l'EMG o l'uso di una piattaforma di forza, solo laddove sarebbero chiaramente utili. Rose (1983) si è opposto all'uso di un protocollo standard per tutti i pazienti, poiché alcune procedure si sono rivelate inutili e c'è il rischio di ritrovarsi con "un soggetto esausto e dolorante". L'altro metodo per testare un'ipotesi consiste nel riesaminare l'andatura dopo aver tentato qualche forma di modifica, in genere mediante l'applicazione di un'ortesi per limitare il movimento articolare o la paralisi di un muscolo con anestesia locale. La forma definitiva di modifica dell'andatura è l'intervento chirurgico, con ripetizione del test dopo la guarigione. Tuttavia, questa è una forma piuttosto drastica di "verifica delle ipotesi", che può essere utilizzata solo laddove vi siano buone ragioni per supporre che l'intervento porterà a un netto miglioramento.

Diversi tipi di dati di analisi del cammino possono essere utili per diversi aspetti della valutazione del cammino. Le informazioni sulla tempistica del piede possono essere utili per identificare asimmetrie e possono indicare problemi di equilibrio e stabilità. I parametri generali del cammino forniscono un'indicazione del grado di disabilità e possono essere utilizzati per monitorare i progressi o il peggioramento nel tempo. La cinematica del movimento degli arti descrive i movimenti anomali, ma non identifica i muscoli "colpevoli".

Le misure più utili sono probabilmente i momenti e le potenze articolari, soprattutto se queste informazioni vengono integrate dai dati EMG.

I pazienti emiparetici possono mostrare differenze maggiori tra i due lati nella potenza muscolare espressa rispetto a qualsiasi altro parametro misurabile, inclusa l'EMG. Winter (1985) ha sottolineato la necessità di procedere a ritroso dalle anomalie dell'andatura osservate alle cause sottostanti, in termini di schemi motori "colpevoli", utilizzando sia l'EMG sia i momenti relativi alle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia. Ha proposto un metodo per mappare le anomalie dell'andatura e una tabella che elenca i disturbi dell'andatura più comuni, le loro possibili cause e il tipo di prove che li avrebbero confermati o confutati (Tabella 5.1). Sebbene il passo successivo, quello del trattamento, non fosse considerato in dettaglio, ha suggerito che, una volta formulata una diagnosi accurata, il terapista sarebbe stato stimolato a "modificare o ottimizzare gli schemi motori anomali".

Molti altri che lavorano nel campo della valutazione clinica dell'andatura hanno notato la difficoltà di dedurre la causa sottostante dalle anomalie dell'andatura osservate, a causa delle compensazioni che si verificano. Sono stati fatti diversi tentativi per semplificare questo processo, utilizzando un approccio sistematico. I sistemi esperti basati su computer sono molto adatti a questo tipo di applicazione e diversi di questi sistemi sono stati sviluppati per la valutazione clinica dell'andatura. Poiché i modelli di andatura sono raramente definiti in modo univoco, tali sistemi esperti non possono generalmente utilizzare un insieme fisso di regole, ma devono piuttosto imparare a riconoscere i modelli all'interno di insiemi complessi di dati. Tecniche come le reti neurali e

Tabella 5.1 Anomalie comuni dell'andatura e possibili cause e le prove richieste per la conferma (riprodotte con permesso di Winter, 1985)

Colpo del piede al contatto con il tallone	Dorsiflessore inferiore al normale attività al contatto del tallone	Tibiale anteriore al di sotto del normale EMG o momento dorsiflessore a contatto del tallone
Avampiede o piede piatto tardivo (b) Limitazione strutturale nell'escurzione della caviglia (c)	(a) Attività iperattiva del flessore plantare nel contatto iniziale dello swing (b) Lunghezza del passo breve	(a) Flessore plantare superiore alla norma EMG in fase avanzata (b) Diminuzione del dorsiflessore ampiezza di movimento (c) Vedere (a-d) immediatamente sotto
Passo corto	(a) Spinta debole prima dello swing (b) Flessori dell'anca deboli durante il distacco delle dita e lo swing iniziale (c) Decelerazione eccessiva della gamba nello swing tardivo (d) Controlaterale sopra la norma (d) Iperattività nell'EMG di attività dell'estensore dell'anca estensori dell'anca controlaterali durante la posizione controlaterale	(a) Flessore plantare al di sotto del normale momento o generazione di potenza (A2) o EMG durante la spinta (b) Momento o potenza del flessore dell'anca inferiore al normale o EMG durante spinta tardiva e swing anticipato (c) Muscolo posteriore della coscia sopra la norma EMG o momento flessore del ginocchio o assorbimento di potenza (K4) nella fase avanzata dello swing (d) Controlaterale sopra la norma (d) Iperattività nell'EMG di attività dell'estensore dell'anca estensori dell'anca controlaterali durante la posizione controlaterale
Attività di carico con le gambe rigide a livello della caviglia, del ginocchio o dell'anca all'inizio della posizione eretta*	Estensore sopra la norma	Attività EMG superiore alla norma o momenti negli estensori dell'anca, del ginocchio estensori o flessori plantari all'inizio della posizione eretta
Fase di appoggio con flessione ma ginocchio rigido	Attività estensore superiore alla norma in appoggio precoce e intermedio in momenti negli estensori dell'anca e della caviglia e dell'anca, ma con flessori plantari in appoggio precoce e ridotta attività degli estensori del ginocchio a metà appoggio	Attività EMG superiore alla norma o momenti negli estensori dell'anca e della caviglia e dell'anca, ma con flessori plantari in appoggio precoce e ridotta attività degli estensori del ginocchio a metà appoggio
Spinta debole. Debole attività dei flessori plantari durante la spinta accompagnata. Normale, o superiore alla norma osservabile, attività dei flessori dell'anca durante la spinta tardiva e superiore alla norma all'inizio dell'attività EMG dei flessori dell'anca.	Oscillazione	Flessore plantare al di sotto del normale EMG, momento o potenza (A2) durante la spinta. Normale o momento o potere durante il ritardo spinta e swing anticipato
Escursionismo dell'anca in (a) Oscillazione debole dell'anca, del ginocchio o della caviglia (con attività del dorsoflessore durante o senza circondizione dell'oscillazione (b) Estensore iperattivo dell'arto inferiore) sinergia durante l'oscillazione		(a) Tibiale anteriore al di sotto del normale EMG o flessori dell'anca o del ginocchio durante lo swing (b) Anca o ginocchio sopra la norma EMG o momento estensore durante lo swing
Trendelenburg (a) Andatura con abduttori dell'anca deboli (b) Adduttori dell'anca iperattivi		(a) EMG inferiore alla norma negli abduttori dell'anca: gluteo medio e minimo, tensore della fascia lata (b) EMG superiore alla norma nell'anca adduttori, adduttore lungo, magnus e brevis e gracilis

* Nota: potrebbero esserci forze estensori inferiori alla norma in un'articolazione, ma solo in presenza di valori anormalmente elevati forze estensori su una o entrambe le altre articolazioni.

A questo scopo si stanno esplorando le logiche fuzzy (Chau, 2001). Non c'è dubbio che il numero e la qualità di tali sistemi aumenteranno in futuro.

I paragrafi seguenti descrivono come la valutazione dell'andatura viene utilizzata per il processo decisionale clinico in un laboratorio "tipico". I dettagli, ovviamente, variano da un laboratorio all'altro, in base alle competenze e agli interessi del personale di laboratorio, alle strutture e alle attrezzature disponibili e alla tipologia di paziente. visto.

All'arrivo del paziente in struttura, viene raccolta un'anamnesi completa e viene eseguito un esame obiettivo, sia da un medico che da un fisioterapista. Vengono rilevate altezza, peso e diverse altre misurazioni. L'andatura del paziente viene videoregistrata, inquadrando il paziente da entrambi i lati, frontalmente e posteriormente. L'aspetto "tecnologico" dell'analisi dell'andatura viene eseguito utilizzando un sistema cinematico televisivo/computerizzato e una o più piattaforme di forza. Il numero di telecamere utilizzate è determinato in gran parte da fattori economici. Idealmente, si dovrebbero utilizzare almeno sei telecamere, ma tre possono fornire dati accettabili, soprattutto se le misurazioni vengono effettuate da un solo lato del corpo alla volta. La maggior parte dei laboratori registra l'EMG di superficie, sia su muscoli selezionati caso per caso, sia su un set standard, come il grande gluteo, il quadricep, i muscoli posteriori della coscia mediali e laterali, il tricipite surale, il tibiale anteriore e gli adduttori dell'anca. A seconda delle condizioni cliniche, è possibile registrare l'EMG a filo sottile di muscoli selezionati, contemporaneamente o in un secondo momento. Ad esempio, Gage *et al.* (1984) hanno riferito che, in presenza di una contrattura in flessione dell'anca, il loro laboratorio registra di routine l'EMG a filo sottile dall'ileopsoas. Alcune strutture registrano contemporaneamente i dati cinetici, cinematici ed EMG; altre trovano più comodo registrare separatamente i dati EMG.

Poiché può esistere una grande variabilità tra una passeggiata e l'altra, ogni singola passeggiata potrebbe non essere rappresentativa, soprattutto se il paziente esita o perde momentaneamente l'equilibrio. Per questo motivo, vengono registrate diverse passeggiate e i risultati vengono esaminati per verificarne la coerenza. A seconda delle condizioni cliniche del paziente, le passeggiate possono essere effettuate in diverse condizioni, ad esempio con e senza scarpe, con o senza ortesi, o utilizzando diversi ausili per la deambulazione.

Una volta redatti i referti preliminari sull'anamnesi e l'esame obiettivo, elaborati i dati e stampate le cartelle cliniche, il "team" si riunisce per discutere il caso. La composizione del team varia considerevolmente da una struttura all'altra, ma solitamente è composto da un medico, un fisioterapista e un chinesiologo o un bioingegnere, con l'aggiunta facoltativa di altri medici, fisioterapisti, protesisti e tecnici ortopedici. Chiunque sia interessato a fornire la migliore assistenza possibile al paziente può essere invitato a unirsi al team per discutere di un caso specifico. In molte strutture, il team include il chirurgo ortopedico che eseguirà in ultima analisi qualsiasi intervento.

intervento chirurgico necessario.

La valutazione inizia con un'attenta analisi della storia clinica del paziente e degli esami fisici eseguiti dal medico e dal fisioterapista. L'andatura

La registrazione video viene visionata e discussa e vengono prese note da includere nella relazione finale. Vengono annotati i parametri generali dell'andatura per determinare il grado di disabilità e gli effetti di eventuali cambiamenti nelle condizioni, come ortesi o ausili per la deambulazione. Diversi sistemi di analisi dell'andatura forniscono quantità diverse di dati tecnici sull'andatura del paziente e l'esame delle "carte" può essere un processo lungo e laborioso. Una delle parti più importanti della valutazione è identificare deviazioni dalla norma negli angoli articolari e determinarne la causa. Questo processo è più semplice se sono disponibili momenti e forze articolari. I momenti articolari indicano in termini generali quali strutture nella regione di un'articolazione sono sottoposte a tensione e il grado di tensione in esse. Le forze articolari possono aiutare a distinguere tra contrazione muscolare concentrica, contrazione muscolare eccentrica e tensione passiva nei tessuti molli. Possono anche distinguere tra contrazioni muscolari potenti e deboli. Anche l'EMG contribuisce a questo processo, identificando quali muscoli sono elettricamente attivi e sono quindi candidati a sviluppare tensione, in diversi momenti del ciclo del passo.

In breve, l'interpretazione dei grafici di analisi dell'andatura può comportare i seguenti passaggi.

1. *Angolo dell'articolazione*: qual è l'angolo di un'articolazione in una particolare parte del ciclo del passo e in quale direzione si muove?
2. *Momento articolare*: il momento interno è estensore o flessore? Questo indicherà quali muscoli o legamenti sono sotto tensione e in quale misura.
3. *Potenza articolare*: si verifica una generazione o un assorbimento di potenza? Questo indicherebbe una contrazione concentrica o eccentrica, oppure un accumulo e un rilascio di energia tramite lo stiramento dei tessuti elastici.
4. *EMG*: l'attività elettrica muscolare è coerente con i dati cinematici?

In questa fase, si formula un'ipotesi sulla causa dettagliata di eventuali anomalie dell'andatura presenti. Ciò potrebbe indicare la necessità di ulteriori dati, come registrazioni EMG a filo sottile di altri muscoli (Fig. 5.1), e al paziente potrebbe essere richiesto di tornare per ulteriori esami. Dopo aver formulato una diagnosi dettagliata dei problemi funzionali del paziente, l'équipe decide il tipo di trattamento appropriato, che in molti casi prevede un intervento chirurgico. In questi casi, la fase finale della valutazione sarebbe un "esame in anestesia", effettuato appena prima dell'inizio dell'intervento chirurgico. Il miorilassante utilizzato con l'anestesia elimina la spasticità e consente di distinguere tra anomalie strutturali, come le contratture, e gli effetti della tensione muscolare. Se il trattamento selezionato prevede la fisioterapia o l'uso di un'ortesi, il paziente verrà monitorato durante il corso di tale trattamento, per determinare se le decisioni iniziali siano state appropriate.

Una volta effettuato il trattamento e dopo un adeguato periodo di recupero, spesso viene eseguita un'ulteriore valutazione dell'andatura. Lo scopo di questa è in primo luogo determinare il successo del trattamento e in secondo luogo decidere se

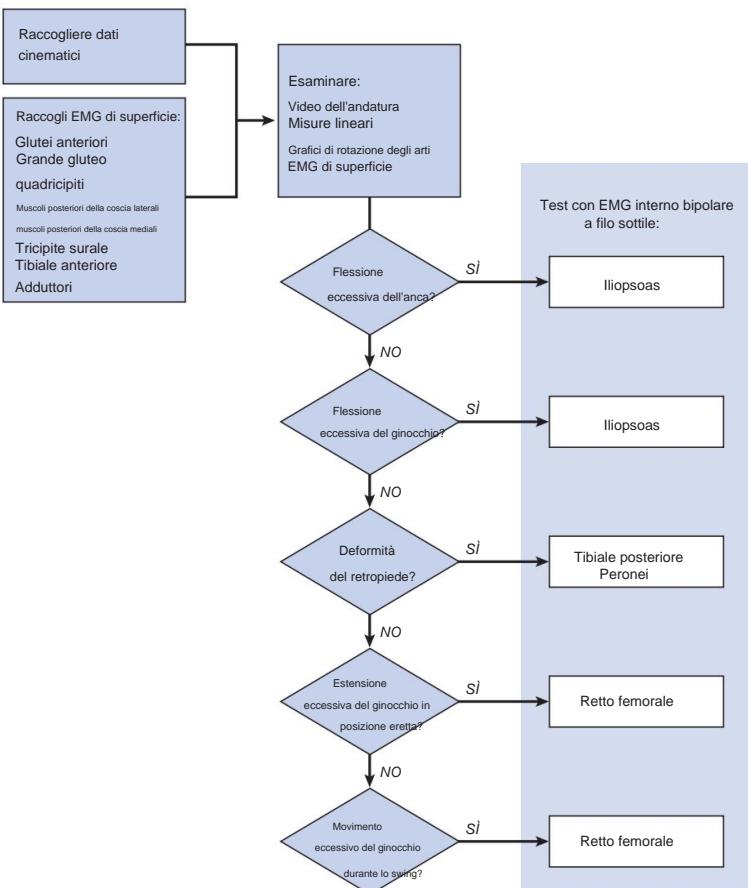


Fig. 5.1 Diagramma di flusso per la valutazione dell'andatura, utilizzato per selezionare i muscoli da sottoporre a test con EMG a filo sottile (Davis, 1988).

Il paziente trarrebbe beneficio da un ulteriore intervento chirurgico, dalla fisioterapia o dalla prescrizione di un'ortesi. Offre inoltre all'équipe clinica l'opportunità di effettuare una revisione critica della diagnosi e del piano di trattamento originali, per valutare se siano state prese le decisioni corrette. Se è stato commesso un errore, è importante riconoscerlo e trarne insegnamento, per evitare che si ripeta. Di solito non si verificano alterazioni dell'EMG nel postoperatorio e i principali criteri per determinare il successo (o meno) del trattamento sono i parametri generali dell'andatura e le rotazioni articolari. Nei soggetti in cui può essere misurato dai dati cinematici, anche il lavoro esterno stimato del cammino (EEWW) può essere utilizzato come misura del miglioramento. Secondo Gage, il consumo energetico corporeo totale è la misura migliore del successo del trattamento. Perry utilizza tre criteri per valutare il successo: velocità di camminata, consumo energetico e estetica.

Diagnosi di andatura anomala

La maggior parte dei pazienti sottoposti a valutazione dell'andatura ha già ricevuto una diagnosi della patologia o condizione principale che li affligge. In questi casi, la valutazione dell'andatura viene eseguita per formulare una diagnosi più dettagliata, relativa allo stato esatto di specifiche articolazioni e muscoli. A volte, tuttavia, si visita un paziente la cui causa non è chiara.

Diversi modelli di andatura apparentemente anomali sono, in realtà, abitudini piuttosto che il risultato di una patologia sottostante e le tecniche di analisi dell'andatura possono essere utili per identificarli. Poiché qualsiasi patologia che colpisce l'apparato locomotore riduce generalmente la capacità di una persona di modificare il proprio schema di andatura, un'andatura variabile può essere indicativa di un modello di abitudine e un'andatura altamente riproducibile può suggerire un processo patologico. Tuttavia, la valutazione deve tenere conto di molti altri fattori, tra cui la possibilità di un processo patologico che includa un elemento di variabilità, come l'atassia o l'atetosi.

Un'applicazione insolita dell'analisi dell'andatura è quella di distinguere tra un'anomalia dell'andatura dovuta a una vera causa neuromuscolare e una dovuta a una causa psicogena, come può verificarsi nei casi di simulazione (Wesdock *et al.*, 2003).

Un esempio dell'utilizzo della valutazione dell'andatura per distinguere tra andature patologiche e modelli abitudinari è la diagnosi di camminata sulle punte. Alcuni bambini preferiscono camminare sulle punte, piuttosto che su tutto il piede, in uno schema noto come "camminata idiopatica sulle punte". È importante, ma anche piuttosto difficile, essere in grado di distinguere tra questa condizione relativamente innocua e autolimitante e condizioni più gravi, come la paralisi cerebrale. Hicks *et al.* (1988) hanno affermato che i precedenti tentativi di stabilire la diagnosi, utilizzando solo l'EMG, non avevano avuto successo. Nel loro studio, hanno confrontato la cinematica dell'andatura di sette bambini con camminata idiopatica sulle punte e sette bambini con diplegia spastica lieve. Vi era una netta differenza tra i due gruppi nello schema del movimento del ginocchio e della caviglia sul piano sagittale. Entrambi i gruppi presentavano un contatto iniziale con il piede piatto o con l'appoggio delle dita, ma nel caso di chi camminava sulle dita, questo era dovuto alla flessione plantare della caviglia, mentre nei bambini con paralisi cerebrale era dovuto alla flessione del ginocchio. Si sono riscontrate anche altre differenze tra i due gruppi, il che suggerisce che la valutazione dell'andatura sarebbe molto utile per formulare una diagnosi differenziale.

Documentazione delle condizioni di un paziente

Sebbene il processo decisionale clinico sia il modo più diretto in cui la valutazione dell'andatura può essere utilizzata per aiutare un singolo paziente, ci sono anche casi

Quando la semplice documentazione dello stato attuale dell'andatura di un paziente può essere utile. In alcuni casi, tale documentazione potrebbe essere necessaria solo in un'unica occasione, quando l'obiettivo è quantificare la disabilità del paziente. In altri casi, una serie di valutazioni dell'andatura nel corso del tempo può essere utilizzata per monitorare i progressi o il peggioramento.

Nell'ambito della valutazione complessiva di un paziente con disabilità, un medico potrebbe richiedere maggiori dettagli sulla sua deambulazione. Questo tipo di valutazione dell'andatura può essere direttamente finalizzata al processo decisionale clinico, ma a volte viene eseguita in modo speculativo, nel caso in cui dovesse rivelare una causa trattabile per il disturbo della deambulazione del paziente.

La valutazione dell'andatura viene spesso utilizzata per documentare i progressi di un paziente sottoposto a una qualche forma di trattamento. I risultati della valutazione possono essere utilizzati per identificare le aree in cui il trattamento è inefficace o possono definire un punto di arrivo per l'interruzione del trattamento, quando i progressi sembrano essersi arrestati. Un altro utilizzo di questo tipo di valutazione seriale è quello di convincere il paziente o i suoi familiari che sono stati compiuti progressi, quando i loro ricordi errati suggeriscono il contrario. Una forma oggettiva di monitoraggio dei progressi è particolarmente importante nella valutazione di metodi di trattamento nuovi e controversi, dove l'entusiasmo dei ricercatori è noto per portare a errori di giudizio!

La valutazione dell'andatura può far parte della documentazione complessiva di diverse condizioni mediche che coinvolgono l'apparato locomotore. Un peggioramento dell'andatura con il passare del tempo può essere rilevato precocemente, consentendo di adottare misure correttive. Può anche identificare segni clinici da ricercare in altri casi della stessa condizione, soprattutto se molto rara.

La forma della curva della forza di reazione al suolo viene talvolta utilizzata empiricamente per monitorare i progressi nella riabilitazione. È stato osservato che i pazienti che camminano lentamente e con dolore presentano una curva appiattita, che gradualmente si trasforma verso la curva normale a doppio picco (vedi Fig. 2.19) con il miglioramento delle condizioni.

Una parte deplorevole ma inevitabile della pratica medica odierna riguarda il contenzioso. La capacità della valutazione del cammino di misurare, oggettivamente, almeno alcuni aspetti della disabilità la rende molto utile a supporto delle richieste di risarcimento danni. L'autore è stato il primo a presentare i dati dell'analisi del cammino come prova in un tribunale del Regno Unito, in un caso in cui un bambino ha sofferto di emiplegia spastica a seguito di un incidente automobilistico. Un altro aspetto del contenzioso riguarda la pratica medica stessa e il rischio che un medico o un altro operatore sanitario possa essere citato in giudizio per negligenza. Ora che la valutazione del cammino ha dimostrato il suo valore nella gestione della paralisi cerebrale, potrebbe essere solo questione di tempo prima che venga considerato imprudente operare un paziente con paralisi cerebrale senza una valutazione preoperatoria del cammino.

CONDIZIONI CHE BENEFICIANO DELLA VALUTAZIONE DELL'ANDATURA

Numerose malattie colpiscono il sistema neuromuscolare e muscoloscheletrico e possono quindi causare disturbi dell'andatura. Tra le più importanti

Sono:

1. Paralisi cerebrale
2. Parkinsonismo
3. Distrofia muscolare 4.
- Osteoartrite 5. Artrite
- reumatoide 6. Amputazione
- degli arti inferiori 7. Ictus 8.
- Trauma
- cranico 9. Lesione
- del midollo spinale
10. Mielodisplasia 11.
- Sclerosi multipla.

Sebbene sia possibile che la valutazione dell'andatura possa essere utile a una persona affetta da una qualsiasi di queste condizioni, è chiaro che in alcune patologie i benefici sono maggiori rispetto ad altre. Questo capitolo si concluderà con una considerazione delle condizioni per le quali vi sono solide prove a sostegno dell'utilità della valutazione dell'andatura.

[paralisi cerebrale](#)

Poiché la gestione dei soggetti affetti da paralisi cerebrale è, attualmente, il principale utilizzo clinico dell'analisi dell'andatura, a questa è stato dedicato un capitolo a sé stante (Capitolo 6).

[Disturbi dell'andatura degli anziani](#)

Cunha (1988) ha analizzato l'andatura degli anziani e ha sottolineato che molti disturbi patologici dell'andatura sono erroneamente considerati parte del normale processo di invecchiamento. L'identificazione di una causa sottostante, eventualmente curabile, potrebbe migliorare la vita del paziente e ridurre il rischio di cadute e fratture. Cunha ha classificato le cause dei disturbi dell'andatura dell'anzianità come segue: neurologiche, psicologiche, ortopediche, endocrinologiche, generali, farmacologiche, andatura senile e condizioni associate. Ha descritto le caratteristiche dell'andatura senile.

andatura in numerose patologie che colpiscono gli anziani e ha suggerito un piano per l'indagine e la gestione di questi pazienti.

Altre condizioni

Nel corso degli anni sono stati suggeriti diversi altri possibili utilizzi della valutazione dell'andatura nel processo decisionale clinico. Nella maggior parte dei casi, le pubblicazioni che trattano queste applicazioni sono state ampiamente descrittive, con esempi di applicazioni cliniche, come quelli riportati di seguito.

Rose (1983) suggerì che l'analisi del cammino fosse utile nella valutazione dei pazienti con patologie articolari multiple. Citò il caso di una donna con un'anca rigida ma non dolorante da un lato e un ginocchio deformi e dolorante dall'altro. L'analisi del cammino dimostrò che l'anca rigida causava un carico anomalo sul ginocchio dolorante, suggerendo che la sostituzione totale dell'articolazione del ginocchio sarebbe stata "destinata a un fallimento precoce". Il percorso terapeutico raccomandato era quello di eseguire un intervento chirurgico per migliorare la mobilità dell'anca, prima di tentare qualsiasi intervento chirurgico al ginocchio. Rose, tuttavia, non vedeva grande utilità nell'eseguire la valutazione dell'andatura su pazienti che necessitavano della sostituzione di una sola articolazione.

Prodromos *et al.* (1985) hanno studiato i risultati clinici variabili conseguenti all'intervento di osteotomia tibiale alta per l'osteoartrite del ginocchio con deformità in varo. Hanno scoperto che il successo o il fallimento clinico potevano essere previsti dalla misurazione preoperatoria del momento di forza sul piano frontale a livello del ginocchio, con i pazienti con un momento elevato che presentavano un risultato significativamente peggiore, con recidiva della deformità, rispetto a quelli con un momento basso.

I pazienti con rottura del legamento crociato anteriore del ginocchio possono mostrare un'attività muscolare alterata, ad esempio un aumento dell'attività dei muscoli posteriori della coscia. L'EMG di questi muscoli potrebbe essere utilizzata come ausilio diagnostico o per monitorare i risultati dell'intervento chirurgico di sostituzione del legamento. Berchuck *et al.* (1990) hanno riportato un pattern di "evitamento del quadricep", in cui i soggetti con rottura del legamento crociato anteriore erano privi del normale momento di estensione interno del ginocchio fornito dalla contrazione del quadricep. Roberts *et al.* (1999) hanno successivamente contestato questo risultato, che potrebbe essere correlato più al dolore al ginocchio che all'assenza del legamento crociato anteriore.

La gestione dell'emiplegia può essere migliorata se si esegue un'attenta valutazione dell'andatura del paziente. Questa può essere utilizzata come base per pianificare la terapia fisica (New York University, 1986) o qualche forma di trattamento chirurgico. I pazienti emiplegici tendono a camminare in modo molto inefficiente, quindi la misurazione dei momenti e delle forze articolari può suggerire modi in cui l'allenamento potrebbe essere utilizzato per ridurre il dispendio energetico. Waters *et al.* (1979) hanno utilizzato elettrodi a filo sottile per misurare l'attività EMG di tutti e quattro i capi del muscolo quadricep, in pazienti emiplegici con andatura rigida delle gambe. Se si riscontrava iperattività in una o due componenti del muscolo, durante la fase di appoggio tardivo.

fase e swing precoce, sono stati ottenuti buoni risultati eseguendo tenotomie appropriate.

Anche altre condizioni neurologiche potrebbero trarre beneficio dalle informazioni fornite dalla valutazione dell'andatura. Ad esempio, Rose (1983) ha affermato che la valutazione dell'andatura può dare un contributo significativo alla gestione della distrofia muscolare.

Lord *et al.* (1986) hanno suggerito che la misurazione della pressione sotto il piede potrebbe svolgere un ruolo utile nella gestione del paziente, consentendo la fornitura di plantari antidecubito su misura. La produzione di questi plantari potrebbe essere effettuata artigianalmente, utilizzando le informazioni fornite dal sistema di misurazione, oppure automaticamente tramite una qualche forma di progettazione e fabbricazione assistita da computer (CAD-CAM). Dopo aver prodotto i plantari, si potrebbero utilizzare ulteriori misurazioni della pressione per verificarne l'efficacia. Le piattaforme di forza sono state utilizzate anche come ausilio nella prescrizione di calzature correttive, misurando la simmetria dei modelli di forza tra i due piedi. La distribuzione della pressione sotto il piede potrebbe anche essere utilizzata per monitorare

risultati del trattamento di vari tipi di patologie del piede, come ad esempio una frattura che coinvolge l'articolazione sottoastragalica.

Un'alta percentuale di diabetici di lunga data sviluppa neuropatia periferica e molti di questi sviluppano in seguito piaghe da decubito ai piedi. Purtroppo, queste potrebbero non essere rilevate fino a quando non si è sviluppata un'infezione profonda, che spesso porta all'amputazione e occasionalmente alla morte. L'individuazione di queste piaghe da decubito non richiede la valutazione dell'andatura: è sufficiente che qualcuno ispezioni regolarmente i piedi. Tuttavia, la rilevazione di pressioni elevate, prima che si verifichi un'ulcerazione, può essere effettuata mediante un sistema di misurazione della pressione. Cavanagh *et al.* (1985) hanno descritto un metodo che potrebbe essere utilizzato per rilevare aree di pressione pericolosamente elevata sotto i piedi dei pazienti diabetici, prima della formazione effettiva di un'ulcera.

Altri gruppi di pazienti che potrebbero trarre beneficio dal monitoraggio della pressione del piede sono quelli affetti da neuropatia periferica dovuta ad altre cause, come il morbo di Hansen (lebbra), e le persone con piedi gravemente deformati, ad esempio a causa dell'artrite reumatoide.

In molte altre condizioni che influenzano la deambulazione, l'uso dell'analisi della deambulazione offre una comprensione più approfondita dell'esatta natura del deficit e del modo in cui il paziente è in grado di compensarlo. Questo vale in particolare quando sono stati misurati momenti e potenze. Può portare a una migliore comprensione della condizione patologica stessa e può anche suggerire metodi di trattamento migliori. Ad esempio, se un paziente sta compensando la debolezza di un gruppo muscolare utilizzando altri muscoli, la fisioterapia potrebbe essere mirata a rafforzare quei muscoli e forse ad aumentare la capacità del paziente di eseguire questi movimenti leggermente innaturali.

Oltre al suo utilizzo negli studi comparativi tra due o più forme di trattamento, l'analisi dell'andatura è comunemente utilizzata anche semplicemente per quantificare il beneficio che un paziente riceve da un particolare tipo di trattamento. In questi casi, un

È possibile effettuare un confronto con i valori dei dati pre-trattamento per quel paziente e con risultati comparabili ottenuti da individui normali. La Figura 5.2 mostra un esempio di come l'intervento di osteotomia tibiale alta abbia avuto successo nell'eliminare un momento di adduzione esterna eccessivamente elevato a livello del ginocchio (Jefferson & Whittle, 1989).

La valutazione dell'andatura può essere utile nelle discipline protesiche e ortopediche. L'allineamento e la regolazione degli arti protesici possono essere migliorati utilizzando misurazioni oggettive dell'andatura, in particolare se vengono eseguite prove ripetute con regolazioni diverse. La prescrizione di ortesi può essere migliorata se l'andatura viene monitorata mentre il paziente indossa diversi tipi o configurazioni di ortesi, ad esempio con diversi allineamenti della caviglia in un'ortesi caviglia-piede per il piede cadente (Lehmann *et al.*, 1987). Le prove con diverse ortesi possono anche far parte del processo di verifica delle ipotesi, descritto in precedenza (Önupuu *et al.*, 1996).

La progettazione e la prescrizione di ortesi tendono a essere più un'arte che una scienza e una percentuale significativa di dispositivi ortopedici non viene purtroppo utilizzata dai pazienti per i quali sono stati realizzati. L'analisi del cammino è in grado di fornire una panoramica del funzionamento delle ortesi e di confrontare diversi modelli.

Potrebbe anche consentire di apportare miglioramenti a modelli esistenti, come l'ortesi di reazione del pavimento anteriore Saltiel (Harrington *et al.*, 1984). Alcuni studi oggettivi sulle ortesi non sono riusciti a dimostrare che abbiano effetti meccanici significativi. Diventa quindi discutibile se i dispositivi

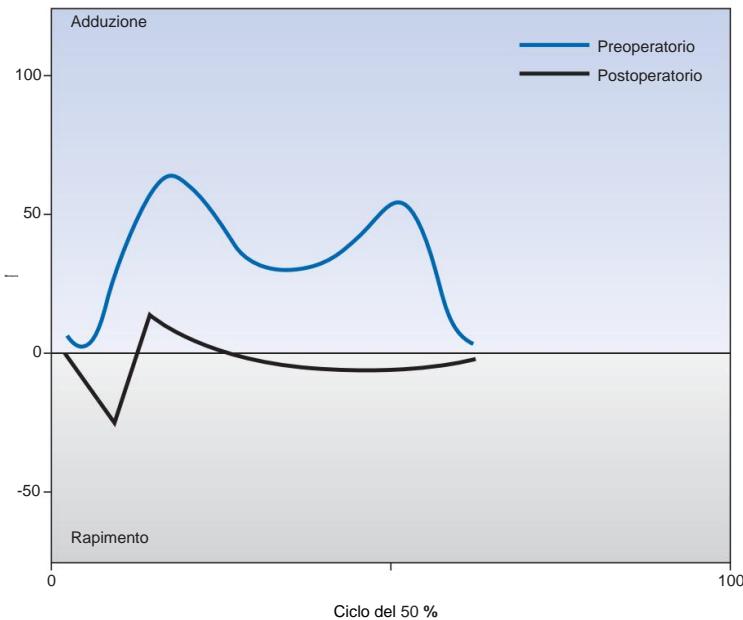


Fig. 5.2 Variazione del momento esterno del ginocchio sul piano frontale da momento di adduzione eccessivo a momento bifasico anormalmente basso, in seguito a osteotomia tibiale alta (Jefferson & Whittle, 1989).

non hanno realmente alcun effetto, oppure il loro modo di agire è troppo sottile per i metodi di misurazione utilizzati.

L'analisi del cammino può essere utilizzata anche per la valutazione di protesi di arto inferiore nuove o modificate. Può essere utilizzata per esaminare gli effetti di modifiche al design di un arto protesico, ad esempio modificando la distribuzione della massa (Tashman *et al.*, 1985) o utilizzando articolazioni del ginocchio con diversi tipi di meccanismo frenante (Hicks *et al.*, 1985). Due tipi di misurazione sono particolarmente utili in questo tipo di valutazione: la cinematica del movimento e i momenti e le forze muscolari che l'amputato deve produrre per poter camminare.

La misurazione della potenza trasmessa attraverso l'articolazione della caviglia è molto utile quando si confrontano diversi meccanismi protesici del piede. Una delle principali differenze tra il piede protesico e il piede naturale è l'incapacità del piede protesico di generare potenza durante il pre-swing (terzo movimento di oscillazione). Tuttavia, è in grado di immagazzinare energia durante la seconda oscillazione e di rilasciarla durante la terza, il che può portare a un'andatura più naturale. L'analisi dell'andatura può essere utilizzata per esaminare l'accumulo e il recupero di energia da parte dei meccanismi protesici del piede e per determinare quanto particolari tipi di piede siano adatti a diverse categorie di pazienti. Ad esempio, un soggetto giovane che ha subito un'amputazione traumatica è molto più in grado di sfruttare un meccanismo di accumulo di energia del piede rispetto a un soggetto anziano che ha subito un'amputazione per malattia vascolare.

SVILUPPI FUTURI

L'analisi del cammino ha fatto notevoli progressi da quando i momenti e le potenze articolari sono diventati di uso comune. Ciò che sarebbe ancora più prezioso, se fosse possibile, sarebbe la conoscenza delle forze nelle diverse strutture all'interno e intorno alle articolazioni. L'uso di modelli matematici consente di stimare le forze in tendini, legamenti e sulle superfici articolari.

Sfortunatamente, sono coinvolti numerosi fattori sconosciuti, in particolare i momenti interni generati dai diversi muscoli e l'entità di eventuali co-contrazioni da parte di muscoli antagonisti. Per questo motivo, tali calcoli possono essere solo approssimativi, ma possono comunque rivelarsi estremamente preziosi, soprattutto nella ricerca clinica e biomeccanica. I risultati dei modelli matematici possono essere ulteriormente perfezionati utilizzando l'EMG. La maggior parte dei modelli offre una gamma di possibili soluzioni, basate su diverse combinazioni di muscoli attivi.

Sebbene in genere non sia possibile convertire i segnali EMG direttamente in forza di contrazione muscolare, sapere che un muscolo è inattivo, si contrae poco o si contrae fortemente può consentire di eliminare almeno alcune delle possibili soluzioni modello e quindi di migliorare l'affidabilità dei risultati.

CONCLUSIONE

L'analisi del cammino ha una lunga storia e per gran parte di questo tempo è rimasta una disciplina accademica con scarsa applicazione pratica. Questa situazione è ora cambiata e il valore della metodologia è stato inequivocabilmente dimostrato in alcune condizioni, in particolare la paralisi cerebrale. Stiamo già assistendo a una diminuzione del costo e della complessità dei sistemi cinematici e a una crescente accettazione da parte dei medici dei risultati dell'analisi del cammino. Si spera che questa tendenza continui, in modo che l'uso di queste tecniche aumenti, sia nelle condizioni per le quali il suo valore è già riconosciuto, sia in una varietà di altre condizioni.

Sebbene il testo attuale si sia concentrato sull'analisi del cammino, questo tipo di strumentazione di misurazione può essere utilizzata anche per altri scopi, un fatto che potrebbe essere rilevante per coloro che cercano fondi per l'istituzione di un laboratorio di analisi del cammino! È stato fatto riferimento all'uso di piattaforme di forza e sistemi cinematici per testare l'equilibrio e la postura, così come al loro utilizzo nello studio delle prestazioni in un'ampia gamma di sport. Sono stati condotti anche studi clinici su persone in piedi, sedute, che iniziavano e interrompevano il cammino, che salivano e scendevano le scale. L'apparecchiatura è stata utilizzata per misurare i movimenti della schiena, non solo durante il cammino, ma anche in posizione eretta e seduta. È stata utilizzata anche per monitorare i movimenti degli arti superiori, sia in pazienti atetoidi che in studi ergonomici sulla portata. Camminare è solo una delle tante attività che il sistema muscolo-scheletrico può svolgere. È quindi sensato ampliare i nostri orizzonti e utilizzare la potenza dei moderni sistemi di misurazione per studiare un'ampia gamma di altre attività.

Riferimenti e suggerimenti per ulteriori letture

- Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR *et al.* (1990) Adattamenti dell'andatura in pazienti con deficit del legamento crociato anteriore. *Journal of Bone and Joint Surgery* **72A**: 871-877.
- Cavanagh PR, Hennig EM, Rodgers MM *et al.* (1985) La misurazione della distribuzione della pressione sulla superficie plantare dei piedi diabetici. In: Whittle M, Harris D (a cura di) *Biomechanical Measurement in Orthopaedic Practice*. Oxford: Clarendon Press, pp. 159-166.
- Chau T. (2001) Una revisione delle tecniche analitiche per i dati dell'andatura. Parte 1: fuzzy, statistica e metodi frattali. *Andatura e postura* **13**: 49-66.
- Cunha UV. (1988) Diagnosi differenziale dei disturbi della deambulazione nell'anziano. *Geriatrics* **43**: 33-42.
- Davis RB. (1988) Analisi clinica dell'andatura. *Rivista IEEE Engineering in Medicine and Biology Settembre*: 35-40.
- Gage JR. (1983) Analisi dell'andatura per il processo decisionale nella paralisi cerebrale. *Bollettino dell'Ospedale per Istituto ortopedico per le malattie articolari* **43**: 147-163.
- Gage JR, Fabian D, Hicks R *et al.* (1984) Analisi del cammino pre- e postoperatorio in pazienti con diplegia spastica: uno studio preliminare. *Journal of Pediatric Orthopedics* **4**: 715-725.
- Harrington ED, Lin RS, Gage JR. (1984) Uso dell'ortesi di reazione del pavimento anteriore nei pazienti con paralisi cerebrale. *Ortesi e protesi* **37**: 34-42.
- Hicks R, Tashman S, Cary JM *et al.* (1985) Controllo della fase di swing con attrito del ginocchio nei giovani amputati. *Journal of Orthopaedic Research* **3**: 198-201.
- Hicks R, Durinick N, Gage JR. (1988) Differenziazione della deambulazione idiopatica sulle punte e della deambulazione cerebrale paralisi. *Journal of Pediatric Orthopaedics* **8**: 160-163.

- Jefferson RJ, Whittle MW. (1989) Valutazione biomeccanica dell'artroplastica monocompartimentale di ginocchio, dell'artroplastica condilare totale e dell'osteotomia tibiale. *Clinical Biomechanics* 4: 232-242.
- Lehmann JF, Condon SM, Price R et al. (1987) Anomalie dell'andatura nell'emiplegia: correzione mediante ortesi caviglia-piede. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 68: 763-771.
- Lord M, Reynolds DP, Hughes JR. (1986) Misurazione della pressione del piede: una revisione dei risultati clinici. *Journal of Biomedical Engineering* 8: 283-294.
- New York University. (1986) *Ortesi per gli arti inferiori*. New York: New York University Postgraduate Facoltà di Medicina.
- Önunpuu S, Davis RB, DeLuca PA. (1996) Cinetica articolare: metodi, interpretazione e decisione terapeutica nei bambini con paralisi cerebrale e mielomeningocele. *Gait and Posture* 4: 62-78.
- Prodromos CC, Andriacchi TP, Galante JO. (1985) Una relazione tra andatura e clinica cambiamenti a seguito di osteotomia tibiale alta. *Journal of Bone and Joint Surgery* 67A: 1188-1194.
- Roberts CS, Rash GS, Honaker JT et al. (1999) Un legamento crociato anteriore carente non porta all'andatura evitante del quadricep. *Andatura e postura* 10: 189-199.
- Rose GK. (1983) Valutazione clinica dell'andatura: una visione personale. *Journal of Medical Engineering and Technologia* 7: 273-279.
- Tashman S, Hicks R, Jendrzejczyk DJ. (1985) Valutazione di un gambo protesico con variabile proprietà inerziali. *Protesi Cliniche e Ortesi* 9: 23-28.
- Waters RL, Garland DE, Perry J et al. (1979) Andatura a gambe rigide nell'emiplegia: correzione chirurgica. *Rivista di chirurgia ossea e articolare* 61A: 927-933.
- Wesdock K, Blair S, Masiello G et al. (2003) Andatura psicogena: quando c'è e quando non c'è – Correlazione dell'esame fisico con i dati dinamici dell'andatura. *Gait and Clinical Movement Analysis Society*, Ottavo Congresso Annuale, Wilmington, Delaware, USA, pp. 279-280.
- Winter DA. (1985) Sulle basi scientifiche per la diagnosi dell'andatura patologica e per i protocolli riabilitativi. *Physiotherapy Canada* 37: 245-252.

Valutazione dell'andatura nella paralisi cerebrale

6

Già nel 1983 Gordon Rose affermò che il processo decisionale nella paralisi cerebrale può essere "significativamente influenzato" dai risultati della valutazione dell'andatura (Rose, 1983). Condividendo questa visione, Gage (1983) suggerì che l'esito variabile a seguito del trattamento chirurgico della diplegia spastica fosse dovuto al fatto che "lo spettro della patologia neurologica non può essere differenziato dalla sola valutazione clinica". La valutazione dei soggetti con paralisi cerebrale è oggi una delle applicazioni più importanti dell'analisi del cammino (Önpuu *et al.*, 1996).

Dei milioni di persone affette da paralisi cerebrale nel mondo, solo poche migliaia hanno ricevuto una valutazione sistematica della deambulazione prima del trattamento chirurgico. Tuttavia, la comunità medica sta gradualmente accettando che la valutazione della deambulazione possa contribuire a prendere decisioni terapeutiche migliori, e nuovi laboratori per la valutazione della deambulazione vengono aperti di continuo.

Gran parte di questo capitolo si basa sul libro "*The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*" (Gage, 2004), i cui dettagli sulla pubblicazione sono reperibili in bibliografia. Si tratta di una lettura obbligatoria per chiunque utilizzi l'analisi del cammino per pianificare il trattamento dei problemi locomotori in soggetti con paralisi cerebrale. Descrive dettagliatamente la pratica clinica del Gillette Children's Specialty Healthcare di St. Paul, Minnesota, USA, probabilmente la principale istituzione al mondo per il trattamento di questa condizione.

FISIOLOGIA DI BASE DEL MOVIMENTO

Ogni movimento volontario, compresa l'andatura, ha origine dall'attività di diverse aree del cervello. Questo genera impulsi nervosi che, attraversando il midollo spinale, attivano i nervi motori, che a loro volta causano la contrazione muscolare.

I sensori nei muscoli e nelle strutture circostanti forniscono un feedback, che

provoca una modifica dello schema del movimento. Tre aree del cervello sono particolarmente coinvolte in questo processo.

1. I gangli della base, che apprendono e successivamente riproducono le informazioni di base schemi di movimento, noti come *engrammi*.
2. La corteccia motoria, che richiama i muscoli necessari e gruppi di muscoli per eseguire i movimenti.
3. Il cervelletto, che monitora l'attività e fornisce feedback su se viene eseguita correttamente o meno.

Anche i nuclei motori del tronco encefalico e il midollo spinale contribuiscono alla generazione e al controllo dei movimenti. La paralisi cerebrale può interessare una o tutte queste aree e, di conseguenza, può presentarsi in molti modelli diversi.

LE CAUSE DELLA PARALISI CEREBRALE

L'incidenza della paralisi cerebrale negli Stati Uniti è attualmente di circa 2 casi ogni 1000 nati vivi. Non si tratta di una singola malattia, ma di un insieme di diverse sindromi cliniche che condividono un'origine comune: il danno al cervello immaturo. Il danno può verificarsi in diverse aree del cervello, può essere esteso o localizzato e può manifestarsi prima o dopo lo sviluppo cerebrale. Di conseguenza, sia la gravità che il quadro clinico della paralisi cerebrale variano notevolmente da un individuo all'altro. È molto più comune nei neonati prematuri che in quelli nati a termine. La causa principale del danno cerebrale è la mancanza di ossigeno in un'area del cervello in via di sviluppo. Ciò si verifica solitamente attraverso danni ai vasi sanguigni, come un'emorragia o un'embolia, sebbene possa essere causato anche da un calo della pressione sanguigna fetale (du Plessis, 2004). La mancanza di ossigeno danneggia o uccide i neuroni in via di sviluppo, con conseguente malfunzionamento di una parte del cervello.

In molti individui, la causa della paralisi cerebrale è sconosciuta; in altri casi, la causa può essere evidente, come una prematurità estrema o l'anossia cerebrale durante un parto difficoltoso. Anche l'ittero neonatale può causare danni cerebrali e successivamente paralisi cerebrale.

Oltre ai disturbi del movimento associati alla paralisi cerebrale, il danno cerebrale causa spesso altri problemi, come deficit sensoriali o cognitivi o epilessia. Il danno cerebrale, una volta insorto, è statico e non peggiorerà. Tuttavia, le manifestazioni cliniche che ne derivano continueranno a svilupparsi e a modificarsi con la crescita e la maturazione del bambino.

Le cure non possono (al momento) fare nulla per il danno cerebrale in sé, ma possono prevenire, o almeno migliorare, alcuni dei peggiori effetti secondari.

La paralisi cerebrale comporta la perdita del controllo selettivo dei muscoli da parte della corteccia motoria e la comparsa di spasticità e schemi di contrazione primitivi. In generale, i muscoli non sono deboli, ma potrebbero non essere in grado di contrarsi adeguatamente nei momenti appropriati del ciclo del passo, a causa di

Perdita di coordinazione. La contrazione muscolare in genere non può essere attivata o disattivata rapidamente e si verifica comunemente una co-contrazione degli antagonisti. Deficit simili si osservano spesso nei bambini o negli adulti con trauma cranico.

Molte persone con paralisi cerebrale non sono in grado di camminare. La maggior parte di coloro che sono in grado di camminare soffre di emiplegia spastica o diplegia spastica (entrambe descritte di seguito). Poiché la paralisi cerebrale è così variabile, decidere quale combinazione di trattamenti sia la migliore per un individuo può essere estremamente difficile, da qui la necessità di una valutazione clinica dell'andatura.

EMIPLEGIA SPASTICA

In senso stretto, l'*emiplegia* implica una paralisi totale di un lato del corpo, mentre l'*emiparesi* una paralisi parziale, sebbene il termine "emiplegia" venga spesso applicato in modo improprio a entrambe le condizioni.

L'emiplegia spastica è la causa neurologica più comune di andatura anomala. Oltre a verificarsi nella paralisi cerebrale, è frequente anche negli anziani che hanno avuto un ictus e può anche verificarsi a seguito di un trauma cranico. Le caratteristiche dell'andatura emiparetica dopo un ictus sono state riviste da Olney e Richards (1996). Un articolo correlato (Richards e Olney, 1996) ha esaminato la storia naturale e il trattamento della condizione. L'andatura emiplegica è caratterizzata da spasticità e perdita di funzionalità in alcuni o tutti i muscoli di un lato del corpo, mentre l'altro lato è normale o quasi normale. Le braccia sono solitamente colpite più delle gambe e le persone con emiplegia generalmente camminano con il braccio interessato immobile, in una caratteristica postura flessa. Una persona con emiplegia solitamente presenta un mix di controllo motorio normale, spasticità e "risposte schematizzate", la cui combinazione esatta dipende dalla gravità e dalla localizzazione del danno cerebrale (Perry, 1969). Oltre ai problemi riscontrati nel muovere e controllare gli arti, molte persone con emiplegia hanno anche difficoltà a mantenere l'equilibrio, perché un difetto nell'"immagine corporea" le porta a ignorare il lato interessato.

Poiché è interessato solo un lato del corpo, la maggior parte delle persone con emiplegia spastica è in grado di camminare. Winters *et al.* (1987) hanno dimostrato che il modello di andatura di bambini e giovani adulti con questa condizione poteva essere suddiviso in quattro gruppi. Questi sono numerati da I a IV in ordine di gravità crescente, e ogni gruppo presenta tutti i deficit neurologici del precedente, con alcune aggiunte. In generale, i risultati di questo studio sui giovani concordavano con altre pubblicazioni sull'andatura di soggetti anziani dopo un ictus. Gage (1991) ha fornito una spiegazione molto chiara e illustrata di questa classificazione. Studi successivi hanno confermato la validità della classificazione e fornito informazioni sulle differenze tra i gruppi in termini di momenti, potenze e consumo energetico. Stout *et al.* (1994) hanno ulteriormente perfezionato questa classificazione, suddividendo sia il gruppo III che il gruppo IV in categorie "più lievi" e "più gravi".

I soggetti del Gruppo I presentano essenzialmente un unico problema: la caduta del piede sul lato interessato. Questo fa sì che il contatto iniziale avvenga tramite l'appoggio primario del piede e produce anche un aumento funzionale della lunghezza della gamba durante la fase di oscillazione. Secondo Winters *et al.* (1987), l'atteggiamento plantare-flesso del piede al contatto iniziale porta all'utilizzo di diverse compensazioni: una maggiore flessione del ginocchio e dell'anca ("steppage") e un aumento della lordosi lombare. Il trattamento chirurgico più comune per questo problema è l'allungamento del tendine d'Achille. Tuttavia, è improbabile che ciò migliori l'andatura, poiché la caviglia è solitamente in grado di dorsiflettersi adeguatamente. Il problema significativo in questi individui è il piede cadente durante la fase di swing, causato da una relativa debolezza dei muscoli tibiali anteriori, che può essere trattato adeguatamente con una semplice ortesi caviglia-piede (AFO).

I soggetti del Gruppo II, oltre ad avere il piede cadente, presentano una contrattura statica o dinamica dei muscoli del polpaccio, che mantiene la caviglia in flessione plantare per l'intero ciclo del passo. La differenza nell'andatura tra i soggetti del Gruppo I e del Gruppo II si osserva dopo la fase intermedia dell'appoggio, quando la flessione plantare persistente produce un momento esterno che forza il ginocchio in iperestensione (la "coppia flessione plantare/estensione del ginocchio"). Secondo Winters *et al.* (1987), l'avanzamento del tronco è limitato e la lunghezza del passo sul lato opposto è ridotta. Come nei soggetti del Gruppo I, si verifica una maggiore flessione dell'anca con un conseguente aumento della lordosi lombare. Questi soggetti generalmente traggono beneficio da un intervento chirurgico per allungare il tendine d'Achille, nonché da un'ortesi per controllare il piede cadente.

I soggetti del gruppo III presentano piede cadente, muscoli del polpaccio contratti e iperattività sia del quadricipite che dei muscoli posteriori della coscia. Ciò causa una riduzione dell'arco di movimento totale del ginocchio, con una marcata riduzione della flessione in fase di swing e un conseguente aumento della lunghezza funzionale della gamba. Poiché la gamba controlaterale è solitamente abbastanza normale, molti di questi soggetti rispondono volteggiando sul lato sano (Gage, 1991). Sono presenti anche le altre caratteristiche del gruppo II: iperestensione del ginocchio in appoggio tardivo, flessione dell'anca e aumento della lordosi lombare. Waters *et al.* (1979) hanno dimostrato che l'andatura a gambe rigide è causata da una contrazione inappropriata di uno o più capi del quadricipite (in particolare del retto femorale), durante la fase di pre-swing e di swing iniziale. Gage (1991) ha raccomandato l'allungamento dei muscoli posteriori della coscia, combinato con il trasferimento del retto femorale in modo che agisca come flessore del ginocchio piuttosto che come estensore.

Il grado più elevato di coinvolgimento neurologico si osserva nei soggetti del gruppo IV. Oltre alle caratteristiche dei soggetti del gruppo III, questi presentano anche una ridotta escursione articolare dell'anca, dovuta all'iperattività dell'ilopsoas e degli adduttori. L'anca non è in grado di estendersi completamente, quindi l'inclinazione pelvica anteriore e l'aumento della lordosi lombare alla fine della fase di appoggio vengono utilizzati per preservare la lunghezza del passo. Il trattamento completo di questa condizione include l'allungamento dei flessori dell'anca (principalmente il grande psoas), oltre all'intervento chirurgico sui muscoli che agiscono sulle articolazioni del ginocchio e della caviglia. Il CD allegato a questo libro include i dati di un individuo con emiplegia spastica sinistra (gruppo IV).

DIPLEGIA SPASTICA

La diplegia spastica è un'altra manifestazione comune della paralisi cerebrale. Colpisce principalmente gli arti inferiori, sebbene possa esserci una notevole asimmetria tra i due lati. Secondo Gage (1991), la maggior parte degli individui con diplegia spastica ha un'intelligenza normale. Come suggerisce il nome, la spasticità è un elemento particolarmente evidente di questa condizione. La tensione nei muscoli spastici durante lo sviluppo porta spesso a deformità ossee, in particolare una torsione del femore (antiversione femorale) e della tibia (torsione tibiale esterna). Un ulteriore problema significativo nella diplegia spastica è spesso la mancanza di stabilità nella stazione eretta e nella deambulazione. Molti individui con questa condizione continuano ad aver bisogno di ausili per la deambulazione, anche dopo l'intervento chirurgico, per correggere le carenze di equilibrio. Esiste una notevole variabilità tra gli individui, ma il quadro clinico più comune consiste in:

1. Flessione dell'anca e rotazione interna, dovute all'iperattività dell'ileopsoas e del retto femorale e adduttori dell'anca
2. Flessione del ginocchio, dovuta all'iperattività dei muscoli posteriori della coscia, in particolare sulla parte mediale lato
3. Deformità equina del piede ed eversione del retropiede, dovuta a iperattività del tricipite surale e del peroneo.

L'eccessiva flessione delle anche porta a un aumento della lordosi lombare, al fine di portare il femore il più verticale possibile (vedi Fig. 3.8). Il ginocchio è mantenuto pressoché fisso dalla co-contrazione dei muscoli posteriori della coscia e del quadricep. Poiché i muscoli posteriori della coscia sono il più potente dei due gruppi muscolari, il ginocchio rimane flesso e il suo angolo di flessione varia tipicamente solo tra 30° e 40°. La deformità in equino del piede causa un toestrike primario e la perdita di tutti e tre i "rocker": flessione plantare in risposta al carico, flessione dorsale in appoggio intermedio e flessione plantare in pre-oscillazione.

Gli angoli dianca, ginocchio e caviglia sul lato sinistro di una bambina di 6 anni con diplegia spastica sono mostrati nella Figura 6.1 (adattata da Gage, 1983). L'angolo dell'anca, definito qui come l'angolo tra il femore e la verticale, era abbastanza normale, sebbene il bacino fosse inclinato in avanti per compensare la rigidità dei flessori dell'anca. Il ginocchio non si è mai esteso oltre i 25° di flessione, a causa dell'iperattività dei muscoli posteriori della coscia. La posizione plantare flessa della caviglia durante l'intero ciclo è evidente, con il contatto iniziale effettuato dall'avampiede anziché dal tallone, a causa della spasticità del tricipite surale. Particolarmente evidente in questo grafico è la fase di appoggio molto lunga e la fase di oscillazione molto breve.

Una difficoltà nella gestione della diplegia spastica è determinare le cause di angoli articolari inappropriate. Ad esempio, un'eccessiva flessione dell'anca può essere dovuta a flessori dell'anca iperattivi o alla posizione anteriore del ginocchio causata da una maggiore flessione del ginocchio – o entrambe le cose! Allo stesso modo, il contatto iniziale dell'avampiede, piuttosto che del tallone, può essere dovuto a una flessione plantare della caviglia statica o dinamica, oppure può essere il risultato di

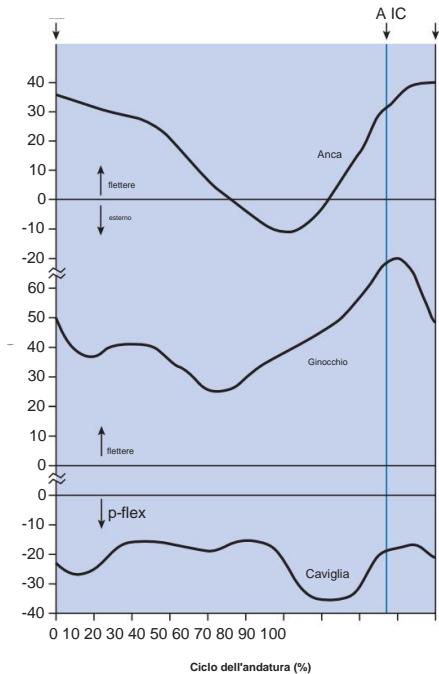


Fig. 6.1 Angoli dell'anca, del ginocchio e della caviglia sul piano sagittale durante la camminata nella gamba sinistra di una bambina di 6 anni con diplegia spastica (adattato da Gage, 1983). Abbreviazioni come nella Fig. 2.5.

della geometria alterata causata dalla deambulazione con il ginocchio flesso. La disuguaglianza funzionale della lunghezza delle gambe causata dalla mancanza di flessione del ginocchio in fase di swing porta comunemente a una risposta di coping, come la circonduzione, l'escurzione dell'anca o il volteggio. L'obiettivo dell'analisi sistematica del cammino è determinare le cause delle anomalie del cammino osservate e utilizzare queste informazioni come base per la pianificazione. trattamento.

Il quadro descritto sopra non è l'unico osservato nella diplegia spastica, una condizione altamente variabile. Un numero significativo di persone con diplegia spastica cammina con iperestensione del ginocchio e un'andatura "a gambe rigide", che interferisce con il distacco del piede durante la fase di oscillazione.

ALTRE VARIETÀ DI PARALISI CEREBRALE

Per quanto riguarda l'uso clinico dell'analisi del cammino, le categorie più importanti di paralisi cerebrale sono l'emiplegia spastica e la diplegia spastica, descritte in precedenza. La *tetraplegia spastica* colpisce tutti e quattro gli arti, con un danno maggiore alle gambe rispetto alle braccia. Chi ne è affetto raramente è in grado di camminare, tranne nelle sue forme più lievi, quando i problemi e gli approcci terapeutici sono simili a quelli descritti per la diplegia spastica. Occasionalmente si osserva un caso con tutti e quattro gli arti colpiti, ma con un danno maggiore alle braccia rispetto alle gambe. Questa condizione è

a volte nota come *emiplegia doppia*. Quando sono coinvolte principalmente entrambe le gambe e un braccio, si può usare il termine *triplegia*.

L'altra categoria principale nella classificazione della paralisi cerebrale riguarda il sistema extrapiramidale e include anomalie del movimento come *l'atetosi*, in cui uno o più arti vengono "agitati" in modo apparentemente casuale. Le persone con tali condizioni raramente traggono beneficio dall'uso dell'analisi del cammino, che si concentra sui tipi di trattamento utilizzati per la diplegia e l'*emiplegia spastica* (Gage, 1991).

ANDATURA ACCOVATTA

Una complicazione occasionale del trattamento della paralisi cerebrale è lo sviluppo di un'andatura accovacciata (Fig. 6.2), che può verificarsi spontaneamente (vedi sotto), ma è particolarmente probabile che si verifichi se una deformità in equino del piede viene ipercorretta, in presenza di una contrattura in flessione del ginocchio (Sutherland & Cooper, 1978). Un allungamento eccessivo del tendine d'Achille può essere causato direttamente dall'intervento chirurgico o dallo stretching postoperatorio. Il risultato è una deformità calcaneare del piede, che mantiene la linea della forza di reazione al suolo molto dietro il ginocchio già flesso. Ciò porta a un circolo vizioso in cui l'aumento del momento esterno porta a un aumento della forza nel

quadricipite, che allunga gradualmente il tendine rotuleo, aumentando ulteriormente la flessione del ginocchio e quindi il momento esterno. Sutherland e Cooper (1978) hanno sottolineato la necessità di correggere la deformità del ginocchio prima di intervenire sul tendine del calcagno. L'andatura accovacciata può verificarsi anche nella paralisi cerebrale senza alcun intervento chirurgico, a causa della spasticità dei flessori dell'anca o dei muscoli posteriori della coscia. Il CD allegato a questo libro include i dati di un paziente con andatura accovacciata.

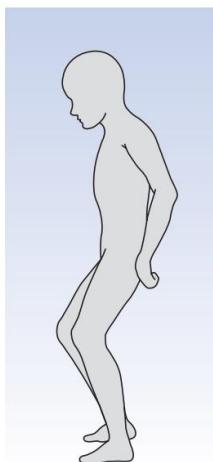


Fig. 6.2 Posizione del corpo in posizione eretta in un bambino di 12 anni con andatura accovacciata, in seguito ad allungamento del tendine d'Achille per diplegia spastica (adattato da Sutherland & Cooper, 1978).

SPASTICITÀ

La spasticità è presente nella maggior parte (ma non in tutti) i soggetti con paralisi cerebrale e spesso rappresenta la caratteristica clinica dominante (Peacock, 2004). Deriva da un aumento dell'attività del riflesso da stiramento, descritto nel Capitolo 1 (p. 29), dovuto a una diminuzione degli impulsi nervosi inibitori che passano lungo i motoneuroni superiori dal cervello (Fig. 6.3). Quando un muscolo viene allungato, i recettori dello stiramento al suo interno inviano impulsi nervosi al midollo spinale, dove stimolano le fibre nervose motorie che innervano il muscolo stesso. Pertanto, allungare un muscolo ne provoca la contrazione: il riflesso da stiramento.

Negli individui normali, il riflesso da stiramento non è particolarmente attivo, poiché gli impulsi nervosi che passano lungo i motoneuroni superiori dal cervello lo inibiscono. Quando questa inibizione viene persa parzialmente o totalmente, il riflesso da stiramento diventa iperattivo. Una piccola riduzione dell'inibizione porta a un'esagerazione del normale riflesso da stiramento, come un "riflesso rotuleo" particolarmente vigoroso. Una riduzione significativa, tuttavia, causa la spasticità del muscolo, che può mostrare un "tono di riposo" (contrazione quando l'individuo è a riposo) e qualsiasi tentativo di allungarlo, anche lentamente, lo induce a rispondere con una forte contrazione. La forza della contrazione aumenta con la velocità con cui il muscolo viene allungato, causando un riflesso "dipendente dalla velocità".

contrazione.

La spasticità può derivare da danni cerebrali in diverse aree, ma coinvolge principalmente i nuclei reticolare e vestibolare, che si trovano nel

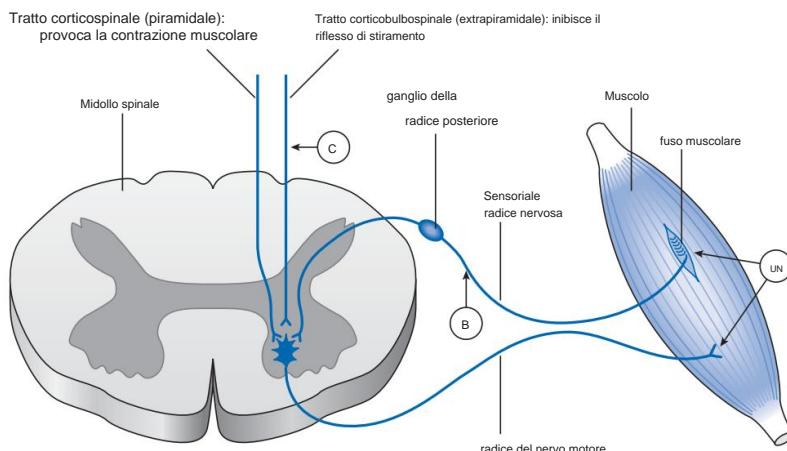


Fig. 6.3 Vie neurali coinvolte nel riflesso da stiramento. Tre trattamenti per la spasticità riducono l'attività del riflesso da stiramento, agendo in sedi diverse. A: La tossina botulinica ("Botox") paralizza numerose fibre muscolari, comprese le fibre muscolari intrafusali nel fuso neuromuscolare. B: La rizotomia dorsale selettiva (SDR) riduce l'input al riflesso da stiramento, rimuovendo alcune delle fibre nervose afferenti dal fuso neuromuscolare. C: Il baclofene aumenta l'efficacia dell'inibizione del riflesso da stiramento, fornita dal tratto extrapiramidale.

tronco encefalico e fanno parte del sistema extrapiramidale. Le conseguenze funzionali della spasticità sono:

1. Un freno al movimento
 2. Controllo volontario alterato 3.
- Riduzione dell'allungamento muscolare e quindi della crescita 4. Crescita ossea anomala dovuta al tono a riposo.

DISFUNZIONE DEL BRACCIO DI LEVA

La comprensione dei momenti articolari è essenziale per chi pratica l'analisi del cammino, dato il loro ruolo centrale nella locomozione. La funzione principale dei muscoli è quella di generare momenti, sia per opporsi ad altri momenti (generati dalla gravità, dall'inerzia o da altri muscoli) sia per avviare e mantenere il movimento degli arti. Affinché un muscolo generi un momento, sono necessari tre fattori:

1. Contrazione muscolare
2. Un braccio di leva
- rígido 3. Un fulcro funzionale (o punto di perno).

Molte delle anomalie dell'andatura nella paralisi cerebrale sono dovute a un braccio di leva inadeguato, spesso dovuto a deformità ossee. Tali problemi sono stati definiti "disfunzione del braccio di leva", definita come "un insieme di condizioni in cui i bracci di leva interni e/o esterni si deformano a causa di deformità ossee o posizionali" (Gage e Schwartz, 2004).

Sono stati descritti cinque tipi di disfunzione del braccio di leva:

1. Corto
 2. Flessibile
 3. Malruotato 4.
- Perno anomalo 5.
- Posizionale.

I bracci di leva corti includono l'accorciamento effettivo, come l'amputazione della parte centrale del piede, e l'accorciamento funzionale, in cui la deformità determina una riduzione della distanza perpendicolare del braccio di leva, anche se la lunghezza di un segmento osseo è normale, come avviene nella coxa valga.

Il braccio di leva flessibile più comune si osserva nel piede valgo flessibile, in cui il piede si piega quando viene applicata una forza, invece di rimanere rigido e generare un momento. Il ridotto momento di flessione plantare (interno) può portare a un'eccessiva flessione del ginocchio, a causa dell'incapacità di produrre un'adeguata coppia flessione plantare/estensione del ginocchio.

La malrotazione di una leva include la "sindrome da malrotazione maligna", caratterizzata da antiversione femorale, torsione femorale interna e torsione tibiale esterna. La rotazione femorale riduce la lunghezza del braccio di leva del quadricep sul piano sagittale e quindi l'entità del momento di estensione (interno) del ginocchio; produce inoltre momenti indesiderati sui piani frontale e trasversale. La torsione tibiale esterna determina un centro di pressione sull'avampiede più posteriore e laterale del normale, con una riduzione del momento "primario" e la presenza di momenti "secondari" indesiderati.

Un perno anomalo si osserva nella sublussazione o lussazione dell'anca; la contrazione muscolare sposta il femore rispetto al bacino, invece di generare un momento.

Le anomalie posizionali includono condizioni come l'andatura accovacciata, in cui l'anatomia può essere abbastanza normale ma le articolazioni sono flesse o estese in modo anomalo, determinando una lunghezza inappropriata per il braccio di leva muscolare.

Un esame dei momenti di forza sulle articolazioni spiega alcune delle anomalie dell'andatura nella paralisi cerebrale, poiché la deformità può ridurre i bracci di leva muscolari, richiedendo la produzione di forze muscolari molto elevate per produrre momenti articolari modesti.

MODELLI DI ANDATURA NELLA PARALISI CEREBRALE

Le caratteristiche della paralisi cerebrale sono state fornite da Gage (1991) come segue:

1. Perdita del controllo muscolare selettivo
2. Dipendenza da schemi riflessi primitivi per la deambulazione
3. Tono muscolare anormale
4. Squilibrio relativo tra agonisti e antagonisti muscolari nelle articolazioni
5. Reazioni di equilibrio carenti.

Esiste una variazione considerevole tra un individuo e l'altro nel modo in cui la paralisi cerebrale colpisce le posizioni e i movimenti delle articolazioni. Il quadro clinico dipende dai muscoli interessati e dal momento della loro contrazione durante il ciclo del passo (Gage & Schwartz, 2004).

Le caratteristiche dell'andatura patologica possono essere suddivise in tre forme di anomalia: primaria, secondaria e terziaria. L'anomalia primaria nella paralisi cerebrale è la lesione cerebrale e le sue conseguenze dirette, tra cui tono anomalo, perdita del controllo motorio selettivo e problemi di equilibrio. Tali effetti sono normalmente permanenti e poco si può fare per trattarli. Le anomalie secondarie includono crescita ossea anomala, crescita muscolare e allineamenti articolari, tra cui lussazione o sublussazione dell'anca e deformità del piede, che derivano dallo sviluppo degli arti in presenza di forze anomale. Alcune di queste anomalie sono trattabili. Le anomalie terziarie sono

le compensazioni che il soggetto mette in atto per superare i problemi causati dalle anomalie primarie e secondarie. Spesso comprendono le anomalie dell'andatura più "visibili", come il volteggio o la circonduzione. Tali compensazioni sono spesso vitali per il soggetto e devono essere attentamente protette.

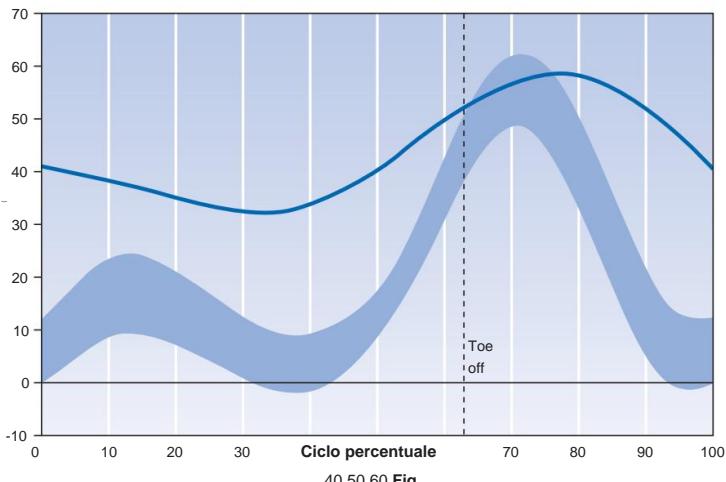
Se il trattamento efficace delle anomalie secondarie fa sì che queste compensazioni non siano più necessarie, in genere scompariranno.

Le anomalie primarie interessano tre diversi aspetti dell'andatura: controllo motorio selettivo, tono ed equilibrio. Il controllo motorio selettivo interessa i muscoli distali più di quelli prossimali e i muscoli biarticolari più di quelli monoarticolari; risultati chirurgici migliori sono stati ottenuti allungando i muscoli biarticolari (come psoas e gastrocnemio) rispetto alle loro controparti monoarticolari (iliaco e soleo). Il tono anomalo più comune è la spasticità, che è velocità-dipendente. Agisce come un freno al movimento, interferisce con il controllo volontario del movimento e produce deformità scheletriche. L'uso di una pompa al baclofene (vedi sotto) per ridurre la spasticità è un'eccezione alla regola generale secondo cui le anomalie primarie non possono essere trattate. L'anomalia primaria dello scarso equilibrio è quasi sempre presente negli individui con paralisi cerebrale; un buon test per la diagnosi è se una persona riesce a stare in piedi su una gamba per 10 secondi. Gli ausili per la deambulazione sono estremamente utili per chi ha problemi di equilibrio, ma possono essere scomodi e antiestetici e aumentano il dispendio energetico.

Problemi ai piedi, alle ginocchia e all'anca

Il problema principale riscontrato a livello del piede nella paralisi cerebrale è la perdita di stabilità in posizione eretta. Questa può essere causata da diversi fattori, ma più comunemente è dovuta alla posizione equina del piede, dovuta al predominio del tricipite surale sui dorsiflessori. Il contatto tra il piede e il terreno è più avanzato del normale, con conseguente esagerata coppia flessione plantare/estensione del ginocchio. Di solito si sviluppa una deformità del piede, inizialmente dinamica, che poi si stabilizza. La deformità effettiva varia a seconda del tipo di paralisi cerebrale. Tipicamente, nell'emiplegia, il piede è in equino-varo. Nella diplegia e nell'emiplegia, la condizione più comune è la "rottura del mesopiede", in cui si verifica un'estrema mobilità tra un retropiede equinistico e un avampiede supinato e abdotto. Nella fase di swing del passo, la deformità del piede può causare difficoltà di distanza dal suolo o può portare a un posizionamento scorretto del piede al contatto iniziale (Gage, 2004, pp. 205-216). Il CD allegato a questo libro include i dati di un paziente con equino bilaterale.

La funzionalità del ginocchio è quasi sempre compromessa nella paralisi cerebrale. Spesso il ginocchio non è allineato al piano di progressione e spesso è presente una disfunzione del braccio di leva. Il ginocchio è spesso flesso al contatto iniziale, il che può causare il contatto con il terreno dell'avampiede anziché del tallone. Ciò può causare una contrazione prematura del gastrocnemio, che porta a un'andatura a "rimbalzo", con un eccessivo consumo di energia. Se il ginocchio rimane flesso in modo anomalo durante la fase di appoggio (Fig. 6.4), la normale flessione plantare/ginocchio



40 50 60 Fig.

6.4 Tipico angolo del ginocchio sul piano sagittale nella diplegia spastica. La flessione è positiva e il range normale nell'adulto è indicato in azzurro. Il ginocchio è flesso al contatto iniziale, si estende leggermente durante la fase di appoggio e si flette leggermente durante l'oscillazione.

La coppia di estensione viene persa e il momento di estensione interno del ginocchio deve essere fornito dalla contrazione del quadricep, sempre con un maggiore consumo energetico. Nella paralisi cerebrale, la flessione del ginocchio durante l'oscillazione è molto spesso ritardata e di entità ridotta. Le cause sono molteplici, tra cui la spasticità del retto femorale, la ridotta cadenza e l'inadeguata flessione plantare nella fase pre-oscillazione.

Quando l'anca è coinvolta nella paralisi cerebrale, si verifica comunemente un mancato rimodellamento dell'antiversione presente alla nascita, che causa una disfunzione del braccio di leva di tipo malrotazione. Altre due cause di disfunzione del braccio di leva nell'anca, menzionate sopra, sono la coxa valga e la sublussazione o lussazione dell'articolazione dell'anca. La debolezza degli estensori e degli adduttori dell'anca è comune e può portare all'uso di risposte di coping come lo spostamento all'indietro o laterale del tronco durante la fase di appoggio. Poiché nella paralisi cerebrale normalmente si genera poca potenza alla caviglia, è necessario generare una maggiore potenza a livello delle anche e talvolta anche a livello del ginocchio.

Modelli cinematici e cinetici nella paralisi cerebrale

L'utilizzo di sistemi cinematici/cinetici per l'analisi del cammino, combinato con l'EMG ambulatoriale, ha portato all'identificazione di diversi pattern distintivi negli angoli articolari e nella cinematica di individui con paralisi cerebrale (Öunpuu, 2004). La descrizione dettagliata di questi pattern esula dallo scopo di questo testo introduttivo, ma alcuni dei più evidenti saranno brevemente descritti.

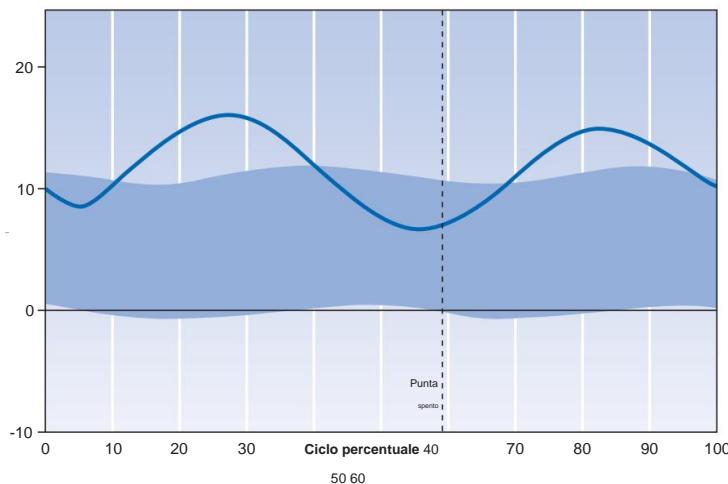


Fig. 6.5 Angolo pelvico a 'doppia protuberanza' sul piano sagittale (inclinazione pelvica). L'inclinazione anteriore è positivo, e il range normale per gli adulti è indicato in azzurro. L'inclinazione anteriore è massima nel a metà della posizione e dello swing, e minimo durante il doppio appoggio.

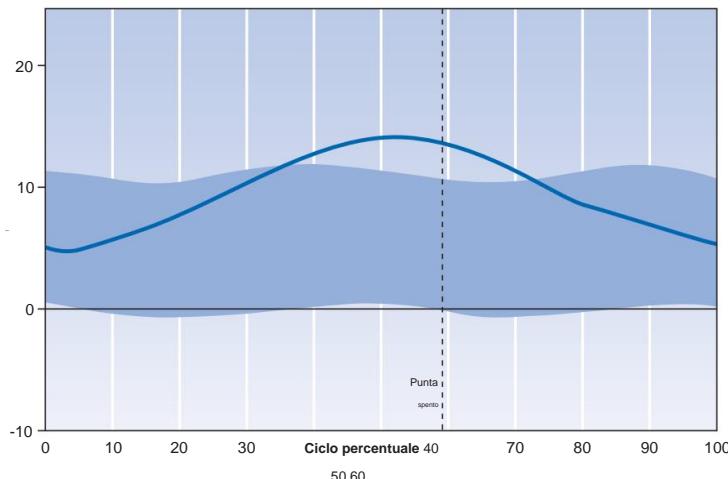


Fig. 6.6 Angolo pelvico a 'singola protuberanza' sul piano sagittale (inclinazione pelvica). L'inclinazione anteriore è positiva, e il range normale per adulti è indicato in azzurro chiaro. L'inclinazione anteriore aumenta durante la stazione eretta e diminuisce durante l'oscillazione, in seguito alla flessione e all'estensione dell'articolazione dell'anca.

Il "modello pelvico a doppia protuberanza" (Fig. 6.5) si verifica quando il bacino si muove in inclinazione anteriore a metà appoggio su ciascun lato e in inclinazione posteriore durante doppio supporto. Si verifica quando i flessori dell'anca sono spastici e i muscoli posteriori della coscia debole, da entrambe le parti. Quando un lato è più colpito dell'altro, un 'singolo' si può osservare il modello pelvico a urto (Fig. 6.6), il bacino che segue il movimento del femore sul lato più colpito; mentre il bacino si muove con un femore, l'ampiezza del movimento dell'anca su quel lato è diminuita, mentre quella sul lato opposto è aumentato.

La rotazione interna dell'anca, dovuta all'antiversione persistente, è un problema comune schema visibile e può essere combinato con una posizione del piede ruotata internamente.

La rotazione interna del piede può essere dovuta anche alla torsione tibiale.

Oltre al modello a "doppia protuberanza" del bacino, si può osservare anche un modello a "doppia protuberanza della caviglia".
si può osservare il modello (Fig. 6.7), in cui la dorsiflessione nella posizione iniziale è
seguita dalla flessione plantare, poi da un'ulteriore flessione dorsale. È dovuto al riflesso
contrazione dei plantarflessori spastici, dopo che sono stati allungati inizialmente
contatto e può includere un elemento di clono. Questa anomalia può essere
visibile come un'andatura "a rimbalzo".

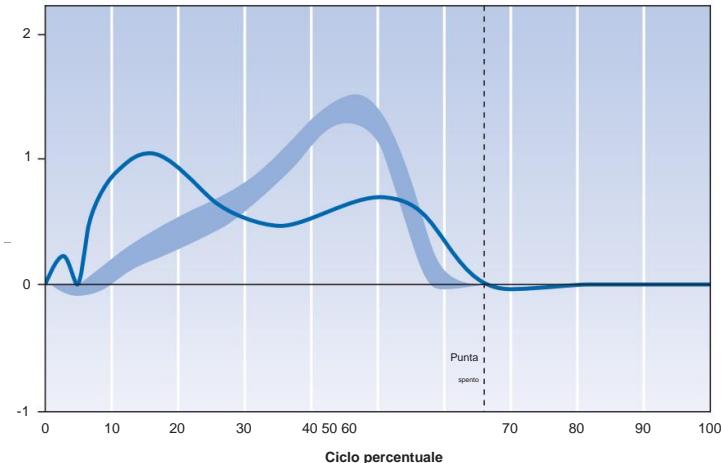
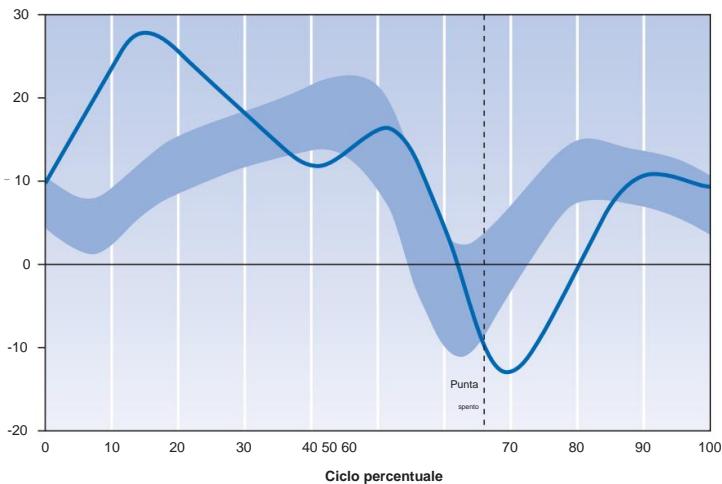


Fig. 6.7 Modello della caviglia a 'doppia protuberanza' sul piano sagittale; angolo della caviglia sopra (dorsiflessione) positivo) e momento sottostante (momento di flessione plantare interna positivo). Adulto normale
gli intervalli sono indicati in azzurro. Durante la prima metà della fase di appoggio, la dorsiflessione
stimola i flessori plantari spastici a contrarsi e quindi a ridurre la dorsiflessione.
Lo schema si ripete durante la seconda metà della posizione.

L'andatura accovacciata (descritta sopra e illustrata nel CD allegato a questo libro) è un problema comune nella paralisi cerebrale. È caratterizzata dalla flessione del ginocchio durante tutto il ciclo del passo e ha diverse cause, tra cui la debolezza del soleo a seguito di rizotomia dorsale selettiva o allungamento del tendine d'Achille. Talvolta si osserva anche il problema opposto, l'eccessiva iperestensione del ginocchio; generalmente è correlato alla deformità in equino e a un'eccessiva coppia flessione plantare/estensione del ginocchio.

Oltre a presentarsi isolatamente, i pattern delle singole articolazioni possono essere combinati in vari modi e comportare anomalie su altri piani. Ad esempio, una ridotta escursione di flessione/estensione dell'anca (piano sagittale) può essere compensata da un aumento dell'escursione di movimento pelvico sul piano trasversale, un'esagerazione del primo determinante dell'andatura. Per ulteriori dettagli su questi pattern complessi, si rimanda il lettore a pubblicazioni più specializzate, come Gage (2004).

VALUTAZIONE DELL'ANDATURA

La valutazione dell'andatura nella gestione della paralisi cerebrale si svolge in tre fasi: raccolta di informazioni, elaborazione di un elenco di problemi e elaborazione di un elenco di soluzioni. La raccolta di informazioni inizia solitamente con l'anamnesi, l'esame obiettivo e l'esame visivo dell'andatura. Queste procedure sono poi seguite da un esame più "tecnico", che include l'analisi cinematica e cinetica, l'elettromiografia ambulatoriale e, talvolta, la misurazione del dispendio energetico. Questi metodi sono descritti nelle sezioni seguenti.

Raccolta della storia

Sia l'anamnesi che l'esame obiettivo forniscono un contributo importante alla valutazione clinica dell'andatura, il cui obiettivo generale è identificare tre fattori: problemi strutturali, problemi funzionali e compensazioni dell'andatura. "Per preparare piani di trattamento e valutarne accuratamente i risultati, è necessario interpretare insieme una combinazione equilibrata di anamnesi, esame obiettivo dettagliato, analisi dell'andatura osservazionale e analisi computerizzata dell'andatura" (Trost, 2004). Un'anamnesi dettagliata include la condizione alla nascita e l'età in cui sono state superate le diverse tappe. Include anche l'attuale capacità funzionale del soggetto, come la distanza percorsa e la capacità di svolgere altre attività, come salire le scale.

Di particolare importanza sono le informazioni su eventuali trattamenti ricevuti dal paziente. In caso di intervento chirurgico, è importante ottenere i relativi referti, poiché il paziente e la sua famiglia potrebbero avere un

comprensione o ricordo inadeguati di ciò che è stato trovato e di ciò che è stato fatto.

Esame fisico

L'esame fisico che fa parte della valutazione clinica dell'andatura è estremamente dettagliato e va ben oltre lo scopo del presente volume. Per non omettere parti dell'esame, è essenziale seguire un protocollo standard e la maggior parte dei centri che eseguono tali valutazioni ha sviluppato un modulo o una checklist a tale scopo. I test elencati nel modulo utilizzato da Gillette Children's Specialty Healthcare hanno sei obiettivi principali (Trost, 2004):

1. Per determinare la forza e il controllo motorio selettivo del muscolo isolato gruppi
2. Valutare il tono muscolare e l'influenza dei cambiamenti posizionali sul tono 3. Stimare il grado di deformità statica e/o contrattura muscolare a ciascuna articolazione 4. Valutare le deformità torsionali e altre deformità dell'osso 5. Descrivere le deformità fisse e mobili del piede 6. Valutare l'equilibrio, le risposte di equilibrio e la postura in stazione eretta.

La valutazione muscolare è particolarmente mirata a determinare la forza e il grado di controllo, in particolare la capacità di isolare determinati movimenti. In presenza di tono muscolare anomalo, è importante distinguere tra spasticità e discinesia (schemi di movimento anomali), poiché i risultati del trattamento sono molto più costanti per la spasticità che per la discinesia. In presenza di limitazioni dell'arco di movimento articolare, si cerca di distinguere tra deformità statica (fissa), dovuta a cambiamenti strutturali, e deformità dinamica dovuta al tono muscolare.

In alcuni casi, questa distinzione può essere fatta solo tramite esame in anestesia, solitamente eseguito immediatamente prima dell'intervento chirurgico. Sono stati sviluppati test specifici per differenziare la rigidità muscolare monoarticolare da quella biarticolare.

Diversi test specifici vengono utilizzati anche per identificare deformità ossee, in particolare la torsione delle ossa lunghe. Una deformità comune nella diplegia spastica è l'antversione femorale, che causa la rotazione interna del femore e quindi dell'arto inferiore, nonché l'inclinazione anteriore del bacino. Altri problemi comuni includono la rotula alta, la torsione tibiale e una geometria anomala del piede. L'esame del piede include l'identificazione degli allineamenti tra la gamba e il retropiede e tra il retropiede e l'avampiede. Clinico

L'esame del piede può essere integrato da radiografie e da riprese video ravvicinate del soggetto che cammina, integrate, se necessario, da tutori o cunei. Nel piede normale, il valgismo del retropiede e la pronazione dell'avampiede si verificano durante la risposta al carico, per fornire assorbimento degli urti, mentre il varo del retropiede e la supinazione dell'avampiede si verificano durante il pre-oscillazione, per fornire una leva rigida.

per la propulsione. È probabile che le deformità del piede interferiscano con queste normali funzioni. L'analisi computerizzata dell'andatura fornisce in genere poche informazioni sul funzionamento del piede e queste informazioni devono essere fornite da esami clinici e test.

Analisi osservativa dell'andatura

Nonostante i recenti progressi nell'analisi computerizzata del cammino, l'esame visivo del cammino di un soggetto continua a essere almeno altrettanto importante nella sua valutazione clinica. Da diversi decenni, l'esame visivo è stato integrato dall'uso di cinefotografia, videocassetta o videoregistrazione computerizzata. Rallentando i movimenti del soggetto durante il cammino, tali metodi facilitano notevolmente la visualizzazione delle diverse fasi del ciclo del cammino e l'identificazione di lievi deviazioni dalla normalità. Nonostante molti anni di lavoro nel campo dell'analisi del cammino, l'autore non è in grado di identificare in modo affidabile la flessione del ginocchio in fase di appoggio osservando una persona che cammina a velocità normale, sebbene sia facile osservarla al rallentatore. Oltre a rallentare il movimento, la videocassetta (o un suo equivalente) offre l'opportunità di rivedere la stessa camminata più volte, in modo da poter esaminare separatamente le articolazioni principali.

Che si utilizzi l'osservazione diretta o la registrazione video, l'analisi visiva dell'andatura deve essere eseguita sistematicamente, esaminando ciascuna articolazione a turno per la presenza o l'assenza di movimenti sia normali che patologici. Sono stati pubblicati diversi protocolli e metodi di registrazione per questo processo, tra cui il ampiamente utilizzato modulo di analisi dell'andatura osservazionale Rancho Los Amigos (Perry, 1992). Il soggetto deve essere osservato (o "filmato") da entrambi i lati, per identificare anomalie sul piano sagittale, e da davanti e da dietro, per identificare anomalie sul piano frontale; le anomalie sul piano trasversale sono più facilmente identificabili utilizzando l'analisi cinematica computerizzata.

Elettromiografia

La metodologia dell'elettromiografia dinamica (EMG) è stata descritta nel Capitolo 4 (p. 154). È uno degli strumenti più importanti nella valutazione del paziente con paralisi cerebrale, sia per individuare i muscoli "colpevoli" sia per decidere se un muscolo è idoneo al trapianto. In genere, gli elettrodi di superficie vengono utilizzati per i muscoli di grandi dimensioni o gruppi di muscoli che tendono a contrarsi insieme, mentre gli elettrodi a filo sottile vengono utilizzati per i muscoli piccoli, come il tibiale posteriore, o per i muscoli troppo profondi per una registrazione superficiale affidabile, come l'ileopsoas.

Già nel 1977, Baumann e Hanggi dimostrarono che la valutazione dell'andatura mediante EMG poteva distinguere tra paralisi muscolare e fasatura errata dell'andatura.

contrazione muscolare. Questo diventa importante quando si considera il trapianto di un tendine muscolare in un altro sito, per sostituire un muscolo carente.

Questo può essere un metodo di trattamento molto utile nella paralisi cerebrale, ma è fondamentale conoscere l'attività fasica di un muscolo prima di trapiantarlo. Come regola generale, l'attività fasica dei muscoli nella paralisi cerebrale è fissa, senza possibilità di "rieducazione", quindi se è necessaria attività muscolare durante la fase di appoggio, l'intervento sarà destinato al fallimento se il muscolo trasposto è attivo solo durante l'oscillazione.

Gage *et al.* (1987) hanno riportato buoni risultati da un intervento chirurgico per correggere l'andatura a gambe rigide osservata in alcuni bambini con paralisi cerebrale. L'intervento, suggerito per la prima volta da Perry (1987), prevede il trasferimento del retto femorale dietro il ginocchio, sia mediale che laterale (Chung *et al.*, 1997), in concomitanza con l'allungamento dei muscoli posteriori della coscia. L'EMG dinamica è essenziale per identificare i pazienti che potrebbero trarre beneficio dalla procedura, che è appropriata solo per coloro in cui è presente una contrazione del quadricep durante la fase di swing.

Nella paralisi cerebrale, i muscoli ricevono spesso una stimolazione neurale inappropriate dai centri cerebrali danneggiati, con conseguenti periodi di contrazione più lunghi e periodi di rilassamento più brevi (o assenti). Poiché il tipo di fibra di un muscolo è determinato dal tipo di stimolazione che riceve (Capitolo 1, p. 28), questa stimolazione prolungata fa sì che i muscoli prevalgano di fibre di tipo I (a contrazione lenta) e che siano più deboli rispetto agli individui normali della stessa età, dove ci sarebbe una proporzione maggiore di fibre di tipo II (a contrazione rapida).

L'interpretazione delle registrazioni EMG di individui con paralisi cerebrale è altamente qualificata e può rappresentare il fattore più importante nella scelta tra le diverse opzioni terapeutiche. Poiché l'EMG è notoriamente inaffidabile nella stima della *forza* della contrazione muscolare, l'interpretazione si concentra sull'esame del *momento* della contrazione. Al contrario, è possibile dedurre la forza della contrazione dai dati cinetici, dimostrando come la valutazione del cammino metta insieme informazioni provenienti da diverse fonti per fornire un quadro completo dell'attività neuromuscolare. L'EMG è particolarmente importante nell'identificare la causa di un'andatura a ginocchio rigido; gli individui la cui attività del retto femorale è prevalentemente durante la fase di swing del cammino rispondono meglio alla procedura di trasferimento del retto femorale rispetto a quelli con altri schemi di attività (Miller *et al.*, 1997). L'EMG dinamica è inoltre di grande utilità nel distinguere tra diverse possibili cause di deformità del piede varo e recurvato del ginocchio.

Spesa energetica

Una conseguenza importante dell'aumento del tono e delle anomalie dell'andatura nella paralisi cerebrale è un aumento del consumo di energia. Il fisiologico

L'indice di costo dell'ossigeno (PCI), descritto nel Capitolo 4 (p. 159), è un indicatore piuttosto affidabile dell'attività metabolica negli individui normali, ma si è rivelato inaffidabile nella paralisi cerebrale. Laddove il dispendio energetico sia un problema, è preferibile misurare il consumo di ossigeno, un'operazione di routine nella valutazione dell'andatura presso il Gillette Children's Specialty Healthcare (Stout & Koop, 2004), sebbene pochi altri centri effettuino tali misurazioni. Nei bambini con paralisi cerebrale, il costo dell'ossigeno (che mette in relazione il consumo energetico con la distanza percorsa) può essere fino a tre volte superiore a quello dei bambini normali della stessa età.

Le cause dell'aumento del consumo energetico sono molteplici, tra cui l'attività metabolica nei muscoli spastici e i movimenti anomali derivanti da contratture articolari o dalla "malattia del braccio di leva". È stato riscontrato che l'"Indice di Normalità" (Schutte *et al.*, 2000), sempre più utilizzato nella valutazione dei soggetti con paralisi cerebrale, è correlato al consumo di ossigeno durante la deambulazione. L'aumento del consumo di ossigeno nella paralisi cerebrale è solitamente associato a una ridotta capacità aerobica massima (VO₂ max), che rappresenta il massimo consumo di ossigeno durante l'attività volontaria. Qualsiasi attività in questi soggetti rappresenta quindi una quota maggiore della loro capacità totale e li rende molto più soggetti all'affaticamento. È stato riscontrato che il consumo energetico durante la deambulazione aumenta dall'emiplegia più lieve (gruppo I) a quella più grave (gruppo IV). Aumenta anche dalla diplegia spastica alla tripla e, in seguito, alla tetraplegia. I bambini che utilizzano un dispositivo di assistenza consumano più energia rispetto a quelli che non lo fanno, per due motivi: il peso aggiuntivo e i movimenti implicati nell'uso di un dispositivo di assistenza aumentano il consumo di energia e i bambini che hanno bisogno di utilizzare un dispositivo di assistenza ne risentono in genere di più rispetto a quelli che non lo fanno.

Sviluppi futuri nella valutazione dell'andatura

Le decisioni sul trattamento si basano attualmente su una valutazione dettagliata dell'andatura e sull'esperienza del team, che individua le strategie più efficaci per un dato individuo. Tuttavia, in futuro potrebbe essere possibile definire un modello matematico del sistema muscolo-scheletrico, personalizzato per ogni singolo individuo, e utilizzarlo per prevedere i risultati di diversi trattamenti (Arnold & Delp, 2004). Tali modelli sono già in grado di fornire informazioni sul funzionamento del sistema muscolo-scheletrico nella paralisi cerebrale. Ad esempio, i modelli hanno previsto che la rotazione interna nell'andatura accovacciata possa essere dovuta all'alterazione della linea d'azione del gluteo medio, piuttosto che ai muscoli posteriori della coscia o agli adduttori dell'anca. La modellizzazione può anche essere utilizzata per prevedere i momenti articolari e l'arco di movimento a seguito di allungamento del soleo e/o del gastrocnemio per contrattura dell'equinismo. Potrebbe anche aiutare a distinguere tra diverse cause di un'anomalia dell'andatura. Ad esempio, l'andatura con ginocchio rigido è spesso causata dall'iperattività del retto femorale durante la fase di oscillazione e

risponde bene alla procedura chirurgica di trasferimento del muscolo retto, menzionata sopra. Tuttavia, la modellazione potrebbe rivelare altre cause, come una bassa velocità angolare al momento del distacco delle dita, che non risponderebbero alla stessa procedura.

PANORAMICA DEL TRATTAMENTO

Il trattamento della paralisi cerebrale è un argomento estremamente complesso, che va chiaramente oltre lo scopo di un libro introduttivo sull'analisi del cammino. Quello che segue è una brevissima panoramica delle principali forme di trattamento. I lettori coinvolti nel trattamento di persone con paralisi cerebrale dovrebbero fare riferimento a fonti più dettagliate e autorevoli, come Gage (2004), che ha fornito la maggior parte delle informazioni riportate di seguito.

Nella paralisi cerebrale, come in altre patologie, è essenziale distinguere tra la patologia primaria e le "risposte di coping". Una percentuale significativa di bambini sottoposti a intervento chirurgico per paralisi cerebrale peggiora anziché migliorare, perché un trattamento inappropriato compromette la loro capacità di compensazione. Ad esempio, un bambino potrebbe volteggiare su un lato a causa dell'incapacità di flettere il ginocchio opposto nella fase di oscillazione. Se il volteggio viene erroneamente attribuito a una tensione del tendine del tallone e trattato con un allungamento del tendine del tallone, l'andatura peggiora, non migliora. Purtroppo, errori di questo tipo sono fin troppo comuni, soprattutto quando il trattamento viene prescritto senza il supporto di una valutazione dell'andatura. Öunpuu *et al.* (1996) hanno affermato che la cinetica articolare (momenti e forze) è utile per distinguere tra il problema primario e gli adattamenti secondari.

Per stabilire obiettivi realistici per la persona con paralisi cerebrale, è necessario concentrarsi sul risultato finale, in età adulta. In passato, sono stati eseguiti interventi chirurgici che hanno migliorato la deambulazione nei bambini, ma che si sono rivelati dannosi a lungo termine. Per questo motivo, quando si prende in considerazione qualsiasi intervento, è necessario tenere conto degli effetti della crescita.

Obiettivi realistici per le persone con paralisi cerebrale atetoidi includono la comunicazione e le attività quotidiane, ma di solito non includono la deambulazione. Alcuni bambini con tetraplegia spastica sono in grado di camminare, ma la maggior parte no. Al contrario, la diplegia e l'emiplegia sono solitamente compatibili con la deambulazione. Tuttavia, in passato, questi bambini hanno spesso perso gran parte della loro infanzia sottoponendosi a molteplici interventi chirurgici, a volte anche una volta all'anno ("sindrome del compleanno"), con fisioterapia continua tra un intervento e l'altro. L'approccio attuale consiste nel combinare il maggior numero possibile di procedure in un'unica sessione operatoria, nota come "procedure multiple per gli arti inferiori" (MLEP), riducendo così notevolmente il numero di ricoveri ospedalieri. Sebbene vi siano notevoli benefici per un individuo nell'eseguire tutti gli interventi contemporaneamente, esiste anche il rischio che ciò "aumenti la probabilità di un errore di valutazione" (Gage *et al.*, 1987). Per questo motivo, la MLEP può essere utilizzata in modo sicuro solo se sono disponibili informazioni diagnostiche accurate e complete, basate su una valutazione molto approfondita dell'andatura.

Lo sviluppo viene attentamente monitorato a partire dall'età di 1 anno. La deformità viene limitata utilizzando ortesi, gessi elasticci e farmaci per la riduzione del tono (orali o iniettabili). Tra i 5 e gli 8 anni, viene eseguita un'attenta visita di controllo per decidere se sia necessario intervenire per ridurre la spasticità (vedi sotto).

La riduzione della spasticità di per sé raramente è sufficiente e, una volta ottenuta e stabilizzata l'andatura del bambino, viene eseguita una valutazione dettagliata dell'andatura per determinare il trattamento successivo necessario. La chiave per il successo del trattamento è utilizzare una combinazione di metodi, personalizzati in base alle esigenze individuali.

Come affermato in precedenza, la persona con paralisi cerebrale presenta diverse limitazioni, tra cui compromissione del controllo motorio, spasticità, contratture muscolari e articolari e deformità ossee. Le contratture muscolari si verificano perché la spasticità e la compromissione del controllo motorio limitano gli schemi di movimento, impedendo ai muscoli di allungarsi al massimo. Le deformità ossee si verificano perché le ossa si sviluppano in un ambiente sottoposto a forze aumentate e anomale, a causa della spasticità e delle contratture muscolari. In genere, si può fare poco per migliorare il controllo motorio, ma sono disponibili quattro opzioni principali per ridurre la spasticità:

1. Farmaci orali (diversi possibili farmaci, tra cui diazepam e baclofene)
2. Iniezione diretta nei muscoli (tossina botulinica, fenolo)
3. Rizotomia dorsale 4.

Impianto di pompa al baclofene.

Nel bambino in crescita, la riduzione della spasticità dovrebbe essere associata a qualche forma di stretching muscolare, come l'uso ripetuto di gessi, stecche o esercizi per migliorare l'ampiezza del movimento.

I farmaci orali sono economici e facili da somministrare, ma agiscono sui muscoli di tutto il corpo e spesso producono sedazione. L'iniezione diretta di tossina botulinica ("Botox") è particolarmente efficace perché paralizza le fibre muscolari intrafusali (vedi Capitolo 1, p. 29) e il corpo principale del muscolo (Fig. 6.3A). Tuttavia, è costosa, la tossicità ne limita l'uso a pochi muscoli alla volta (tipicamente quattro) e gli effetti scompaiono in 3-4 mesi. Le iniezioni di fenolo sono economiche, ma possono danneggiare i nervi sensoriali oltre a quelli motori; gli effetti possono durare fino a un anno. Potrebbe essere appropriato trattare alcuni muscoli con tossina botulinica e altri (specialmente quelli con meno fibre sensoriali) con fenolo.

La procedura chirurgica di rizotomia dorsale selettiva (SDR) è difficile da eseguire e costosa, ma spesso offre una riduzione molto utile della spasticità. Agisce riducendo l'input sensoriale all'arco riflesso (Fig. 6.3B).

La procedura è controindicata nei pazienti che fanno molto affidamento sulla spasticità per ottenere supporto, soprattutto durante i trasferimenti, poiché li renderà significativamente più deboli. Dopo la SDR, è consuetudine fornire un'ampia terapia fisica, che include stretching muscolare, rafforzamento e insegnamento di attività coordinate.

Anche la somministrazione di baclofene per via intratecale (nello spazio attorno al midollo spinale), tramite una pompa impiantata, è una parte importante del trattamento attuale. Il baclofene aumenta il livello di inibizione discendente agendo sull'arco riflesso (Fig. 6.3C). A differenza dell'SDR, i suoi effetti sono reversibili e non presentano gli effetti sistemici del baclofene orale. Tuttavia, è costoso e, come con qualsiasi dispositivo impiantato, esiste il rischio di complicate.

Il trattamento chirurgico degli individui con paralisi cerebrale ha cinque principali obiettivi (Novacheck, 2004):

1. La riduzione della spasticità 2. Il ripristino dei normali bracci di leva ossei 3. La conservazione dei generatori di potenza 4. La correzione delle contratture 5. La semplificazione del sistema di controllo.

RIEPILOGO

Il deficit neurologico nella paralisi cerebrale è permanente e irreparabile, quindi la tempistica della contrazione muscolare non può essere alterata dal trattamento. Tuttavia, l'andatura di una persona con paralisi cerebrale può spesso essere migliorata in altri modi.

Il trattamento delle deviazioni dell'andatura nella paralisi cerebrale può essere suddiviso in due strategie principali: ridurre le forze muscolari anomale (principalmente mediante allungamento del tendine, trasferimento tendineo e tossina botulinica) e aumentare le forze utili (principalmente mediante esercizio, ortesi e osteotomie). Le principali forme di i trattamenti sono:

1. Utilizzo della rizotomia dorsale per ridurre il tono muscolare, distruggendo una parte delle fibre sensoriali prima che entrino nel midollo spinale 2. Modifica della modalità di azione di un muscolo mediante trapianto di tendine, ad esempio trasformare il retto femorale in un flessore del ginocchio
3. Correzione di disallineamenti ossei, ad esempio rotazione tibiale o femorale osteotomia 4. Rafforzare un muscolo tramite l'allenamento 5. Rendere un muscolo più debole o non funzionale allungandolo o tagliandolo tendine, ad esempio allungamento del tendine d'Achille
6. Allungare un muscolo tramite stretching, utilizzando il casting seriale e/o notturno stecche
7. Allungare un muscolo tramite stretching, dopo averlo paralizzato con un'iniezione di tossina botulinica o fenolo (i cui effetti durano per diversi mesi), spesso combinato con gessi seriali. 8. Utilizzare un'ortesi per limitare il movimento di un'articolazione o per applicare una forza in una direzione particolare, ad esempio un'ortesi caviglia-piede (AFO) per controllare la caduta del piede.
9. Utilizzo di un trattamento farmacologico per ridurre la spasticità, ad esempio baclofene orale

10. Utilizzo di una pompa impiantata per infondere farmaci nello spazio attorno al midollo spinale
midollo spinale, per ridurre la spasticità, ad esempio baclofene intratecale.

La gestione dei pazienti con paralisi cerebrale, con l'ausilio dell'analisi del cammino, si è notevolmente sviluppata a partire dal 1980 circa e vanta un'ampia letteratura in materia, che si consiglia di consultare per ulteriori informazioni. I riferimenti bibliografici riportati di seguito offrono un valido punto di partenza per orientarsi in tale letteratura.

Riferimenti e suggerimenti per ulteriori letture

- Arnold AS, Delp SL. (2004) Il ruolo dei modelli muscoloscheletrici nella valutazione e nel trattamento dei pazienti.
In: Gage JR (a cura di) *The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. Londra: MacKeith Press.
- Baumann JU, Hanggi A. (1977) Un metodo di analisi dell'andatura per la pratica ortopedica quotidiana. *Rivista di Ingegneria e Tecnologia Medica* 1: 86-91.
- Chung CY, Stout J, Gage JR. (1997) Trasferimento del retto femorale: gracile versus sartorio. *Gait and Posture* 6: 137-146. du Plessis AJ.
- (2004) Meccanismi e manifestazioni del danno cerebrale prenatale e perinatale. In: Gage JR (a cura di) *The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. Londra: MacKeith Press.
- Gage JR. (1983) Analisi dell'andatura per il processo decisionale nella paralisi cerebrale. *Bollettino dell'Ospedale per Istituto ortopedico per le malattie articolari* 43: 147-163.
- Gage JR. (1991) *Analisi dell'andatura nella paralisi cerebrale*. Londra: MacKeith Press.
- Gage JR. (a cura di) (2004) *Il trattamento dei problemi di deambulazione nella paralisi cerebrale*. Londra: MacKeith Press.
- Gage JR, Schwartz M. (2004) Andatura patologica e disfunzione del braccio di leva. In: Gage JR (a cura di) *The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. Londra: MacKeith Press.
- Gage JR, Perry J, Hicks RR et al. (1987) Trasferimento del muscolo retto femorale per migliorare la funzionalità del ginocchio nei bambini con paralisi cerebrale. *Developmental Medicine and Child Neurology* 29: 159-166.
- Graham H, Aoki KR, Autti-Rämö I et al. (2000) Raccomandazioni per l'uso della tossina botulinica di tipo A nella gestione della paralisi cerebrale. *Gait and Posture* 11: 67-79.
- Lin CJ, Guo LY, Su FC et al. (2000) Modelli cinetici anormali comuni del ginocchio nell'andatura in diplegia spastica da paralisi cerebrale. *Andatura e postura* 11: 224-232.
- Miller F, Cardoso Dias R, Lipton GE et al. (1997) L'effetto dei pattern EMG del muscolo retto sull'esito dei trasferimenti del muscolo retto femorale. *Journal of Pediatric Orthopedics* 17: 603-607.
- Novacheck TF. (2004) Diplegia e tetraplegia. In: Gage JR (a cura di) *Il trattamento dei problemi di deambulazione nella paralisi cerebrale*. Londra: MacKeith Press.
- Olney SJ, Richards C. (1996). Andatura emiparetica dopo ictus. Parte I: caratteristiche. *Gait and Posture* 4: 136-148.
- Öunpuu S. (2004) Modelli
di patologia dell'andatura. In: Gage JR (a cura di) *The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. Londra: MacKeith Press. Öunpuu S, Davis RB, DeLuca PA. (1996)
- Cinetica articolare: metodi, interpretazione e processo decisionale terapeutico in bambini con paralisi cerebrale e mielomeningocele. *Gait and Posture* 4: 62-78.
- Peacock WJ. (2004) La fisiopatologia della spasticità. In: Gage JR (a cura di) *Il trattamento dell'andatura Problemi nella paralisi cerebrale*. Londra: MacKeith Press.
- Perry J. (1969) La meccanica del cammino nell'emiplegia. *Ortopedia Clinica e Ricerca Correlata* 63: 23-31.
- Perry J. (1987) Trasferimento distale del retto femorale. *Medicina dello sviluppo e neurologia infantile* 29: 153-158.
- Perry J. (1990) Andatura patologica. *American Academy of Orthopaedic Surgeons: Corso di formazione Lezioni* 39: 325-331.
- Perry J. (1992) *Analisi dell'andatura: funzione normale e patologica*. Thorofare, NJ: Slack Incorporata.
- Richards CL, Olney SJ. (1996) Andatura emiparetica dopo ictus. Parte II: recupero e attività fisica terapia. *Andatura e postura* 4: 149-162.
- Rose GK. (1983) Valutazione clinica dell'andatura: una visione personale. *Journal of Medical Engineering and Tecnologia* 7: 273-279.

- Schutte LM, Narayanan U, Stout JL *et al.* (2000) Un indice per quantificare le deviazioni dall'andatura normale. *Gait and Posture* **11:** 25-31.
- Stout J, Koop S. (2004) Spesa energetica nella paralisi cerebrale. In: Gage JR (a cura di) *Il trattamento di Problemi di deambulazione nella paralisi cerebrale*. Londra: MacKeith Press.
- Stout JL, Gage JR, Bruce R. (1994) Modelli cinetici articolari nell'emiplegia spastica (abstract). *Medicina dello sviluppo e neurologia infantile* **70**(Suppl): 8y9.
- Sutherland DH. (1990) Analisi dell'andatura nelle malattie neuromuscolari. *American Academy of Chirurghi ortopedici: lezioni del corso didattico* **39:** 333y341.
- Sutherland DH, Cooper L. (1978) La patomeccanica della deambulazione accovacciata progressiva nella diplegia spastica. *Orthopedic Clinics of North America* **9:** 143-154.
- Trost J. (2004) Valutazione fisica e analisi osservativa dell'andatura. In: Gage JR (a cura di) *The Trattamento dei problemi di deambulazione nella paralisi cerebrale*. Londra: MacKeith Press.
- Waters RL, Garland DE, Perry J *et al.* (1979) Andatura a gambe rigide nell'emiplegia: correzione chirurgica. *Rivista di chirurgia ossea e articolare* **61A:** 927y933.
- Winters TF, Gage JR, Hicks R. (1987) Modelli di andatura nell'emiplegia spastica nei bambini e nei giovani adulti. *Journal of Bone and Joint Surgery* **69A:** 437y441.

Dati di analisi dell'andatura su CD-ROM

7

Questo libro di testo è accompagnato da un CD-ROM, progettato per offrire al lettore l'accesso ad alcuni dati "reali" sull'andatura, sia di un soggetto normale che di tre individui con paralisi cerebrale. I dati sono stati raccolti presso il Denver Children's Hospital, utilizzando il sistema Vicon. La presentazione multimediale è stata preparata utilizzando il potente programma "Vicon Polygon". Il CD-ROM include "Polygon Viewer", che consente di visualizzare i report creati con il "Polygon Authoring Tool". Sia Vicon che Polygon sono prodotti di Vicon Peak.

REQUISITI DEL COMPUTER

Questo CD funziona solo con Windows. Per funzionare correttamente, il computer deve supportare una risoluzione dello schermo di almeno 800 x 600 pixel, 256 colori, 128 MB di RAM e Windows 2000 o versioni successive.

ESECUZIONE DEL CD

Se sul computer è abilitata la funzione di "esecuzione automatica", il programma Polygon Viewer dovrebbe avviarsi automaticamente dopo l'inserimento del CD-ROM. In caso contrario, è possibile avviare il programma in due modi.

1. Utilizzare Esplora risorse di Windows per accedere all'unità CD (solitamente D:) e fare doppio clic su 'Startup.exe'.

2. Fare clic sull'icona "Start", selezionare "Esegui...", digitare "D:Startup" (senza spazi e senza virgolette) e premere Invio. Se l'unità CD-ROM non è D; sostituirla con la lettera di unità appropriata nel comando.

CONTENUTO DEL CD

1. Come utilizzare il Polygon Viewer (ripetuto di seguito)
2. Un soggetto di sesso femminile adulto normale che cammina
3. Un maschio di 16 anni con andatura accovacciata a causa di paralisi cerebrale spastica
4. Un maschio di 8 anni con equino su entrambi i lati a causa di paralisi cerebrale spastica
5. Una bambina di 9 anni con il ginocchio sinistro rigido a causa di emiplegia cerebrale sinistra
6. Una bambina di 9 anni con il ginocchio sinistro rigido a causa di emiplegia cerebrale sinistra

COME USARE IL VISUALIZZATORE DI POLIGONI (DEL DOTTOR CHRIS KIRTLEY)

L'area di lavoro consente di visualizzare quattro tipi di visualizzazione, denominati "riquadri":

1. un filmato del soggetto che cammina
2. uno spazio di lavoro con animazione 3D (scheletro)
3. un certo numero di pagine di testo
4. un certo numero di grafici.

Come manipolare lo scheletro

Puoi ruotare lo scheletro trascinando il mouse con il tasto sinistro. Puoi anche ingrandire o rimpicciolire trascinando il mouse con il tasto destro verso l'alto o verso il basso. Infine, puoi spostare lo scheletro verso l'alto e verso il basso o lateralmente cliccando e tenendo premuti entrambi i pulsanti del mouse. Provaci e presto ci prenderai la mano!

I vettori di forza (gialli) possono essere disattivati facendo clic con il pulsante destro del mouse in un punto qualsiasi il display e selezionando 'Vettori di forza' nel menu 'Nascondi oggetti'.

Controllo del filmato e dell'area di lavoro: la barra del tempo

La barra del tempo (in basso sullo schermo) è composta da due parti principali. La parte sinistra ha sei pulsanti, un cursore e due display numerici, e funziona più o meno come un videoregistratore o un lettore CD. Il righello del tempo mostra la posizione corrente nel

Ciclo di andatura, indicato da un cursore (un puntatore aperto rivolto verso il basso). È possibile spostare l'animazione e il filmato trascinando il cursore a sinistra o a destra con il tasto sinistro del mouse. Se si trascura il cursore e si trascina con il tasto sinistro, si scorrerà l'intero righello della barra temporale a sinistra o a destra. Se si trascina con il tasto destro, si modificherà la scala sulla barra temporale. L'impostazione predefinita può essere ripristinata facendo doppio clic sul righello con il tasto sinistro del mouse oppure facendo clic con il tasto destro e selezionando "Dimensioni originali".

I pulsanti sul lato sinistro della barra del tempo sono piuttosto intuitivi: clicca sul pulsante più a sinistra per riprodurre l'animazione e il filmato all'indietro, su quello accanto per riprodurli in avanti. Nota inoltre che quando premi uno dei pulsanti "play", questo si trasforma in un pulsante "stop": avvii il movimento premendolo una volta e lo interrompi premendolo di nuovo. I due pulsanti in alto a destra servono per avanzare e tornare indietro di un fotogramma alla volta. Anche i due pulsanti sottostanti consentono di avanzare e tornare indietro, ma invece di avanzare di un fotogramma alla volta, portano all'evento successivo o precedente o, se non ce ne sono, all'inizio o alla fine dell'animazione. Gli eventi sono i piccoli simboli sotto il righello del tempo e definiscono ogni ciclo del passo tramite il contatto iniziale (rombo) e il distacco della punta (freccia verso l'alto) del piede.

Il cursore (in basso a sinistra) controlla la velocità di riproduzione. La velocità di riproduzione è un numero compreso tra 0,1 e 2,0 e determina la velocità delle animazioni rispetto al tempo reale. 1,0 è in tempo reale, 2,0 è il doppio della velocità e 0,1 è un decimo del tempo reale.

Facendo clic con il pulsante destro del mouse sulla barra del tempo è possibile selezionare o deselezionare "Attiva/disattiva ripetizione loop". Una volta selezionati, ci sono due piccoli cursori alle due estremità dell'intervallo corrente dell'animazione (se non li vedi, probabilmente è perché hai ingrandito o spostato il righello; fai doppio clic e tutto dovrebbe funzionare correttamente). Questi ti permettono di guardare solo una parte della prova. Puoi spostarli trascinandoli con il pulsante sinistro del mouse e vedrai che, quando successivamente premi "play", il movimento si riavvierà quando il cursore del tempo corrente tocca uno dei cursori di ripetizione. Questo è molto utile se vuoi studiare ripetutamente una piccola sottosezione del movimento, ad esempio una parte interessante del ciclo del passo.

Il riquadro grafico

Questa schermata mostra l'angolo del ginocchio nei piani sagittale (flessione/estensione), trasversale (rotazione) e frontale (adduzione/abduzione = valgo/varo). Il lato sinistro è rosso e il lato destro verde: babordo e tribordo, come le luci di navigazione delle navi! Facendo doppio clic su uno dei grafici, questo verrà visualizzato separatamente; gli altri grafici saranno poi accessibili cliccando sulle "schede" nella parte superiore della schermata. Facendo doppio clic su un singolo grafico si torna alla schermata delle "miniature" (con più grafici).

In alcuni grafici il modello normale per quell'età è mostrato in grigio chiaro.

Come al solito, l'asse orizzontale rappresenta la percentuale del ciclo dell'andatura, con fase di appoggio a sinistra e una linea verticale per indicare l'inizio della fase di swing.

Il cursore nella barra temporale determina quali cicli vengono visualizzati; spostando il cursore dall'intervallo 1 sul lato sinistro all'intervallo 2, il grafico a sinistra cambia leggermente. La posizione del cursore è indicata da una linea verde (a destra) o rossa (a sinistra), sebbene questa non sia sempre visibile nella visualizzazione miniatura, se i grafici sono troppo piccoli.

È inoltre possibile eseguire altre manipolazioni sui grafici, come ingrandire o ridurre o selezionare intervalli specifici, facendo clic con il pulsante destro del mouse su diversi elementi del grafico e scegliendo le voci dal menu.

Spostamento e rimozione dei vetri

Per spostare testo, filmati, animazioni o grafici sullo schermo, è possibile utilizzare il pulsante "Sposta riquadro" (due riquadri grigi, collegati da una freccia rossa). Fare clic sul pulsante, quindi fare clic nel riquadro che si desidera spostare e fare nuovamente clic nel punto desiderato. Per eliminare completamente un riquadro, utilizzare il pulsante "Rimuovi riquadro" accanto ad esso (un riquadro grigio contenente una "X" rossa).

È possibile modificare le dimensioni dei riquadri trascinandone i bordi con il tasto sinistro del mouse.

Note

- Le barre che rappresentano l'attività EMG normale provengono da Wootten ME, Kadaba MP, Cochran GV. (1990) Elettromiografia dinamica. II. Modelli normali durante la deambulazione. *Journal of Orthopaedic Research* 8: 259-265. Tuttavia, i modelli EMG sono molto variabili e queste barre rappresentano solo un modello "tipico".
- I dati video e lo scheletro che cammina a volte non si sincronizzano finché il loop non viene riprodotto una o due volte. Quando vengono mostrati due scheletri che camminano, il video è sincronizzato con quello "anomalo".

Ringraziamenti

I nostri più sinceri ringraziamenti vanno a coloro che hanno reso possibile la realizzazione di questo CD.

- Nancy Denniston, del Denver Children's Hospital, per il suo duro lavoro per aver preparato la maggior parte di questo CD. Un ringraziamento speciale va anche ai suoi colleghi, tra cui il Dott. James Carollo e Kristin Ness.
- Vicon Peak per aver consentito a Nancy Denniston e all'autore di questo libro di utilizzare la versione 3.1 del software Vicon Polygon Authoring Tool. Vicon Peak è reperibile online all'indirizzo www.vicon.com/ o contattabile via email all'indirizzo sales@vicon.com. L'indirizzo postale, i numeri di telefono e di fax sono i seguenti:

Sede centrale: Vicon Peak, 14 Minns Business Park, West Way, Oxford OX2 0JB, Regno Unito.

Tel: +44 (0) 1865 261800 Fax: +44 (0) 1865 240527 *Negli Stati*

Uniti: Vicon Peak, 9 Spectrum Pointe Drive, Lake Forest, CA 92630. Tel: (949) 472 9140 Fax: (949) 472 9136

Vicon Peak, 7388 S. Revere Parkway Suite 901, Centennial, CO 80112. Tel: (303) 799 8686 Fax: (303) 799 8690

Appendice

1

INTERVALLI NORMALI PER I PARAMETRI DELL'ANDATURA

Intervallo approssimativo (limiti del 95%) per i parametri generali dell'andatura a velocità libera camminare con soggetti DONNE normali di diverse età

Età (anni)	Cadenza (passi/min)	Tempo di ciclo (s)	Lunghezza del passo (m)	Velocità (SM)
13–14	103–150	0,80–1,17	0,99–1,55	0,90–1,62
15–17	100–144	0,83–1,20	1,03–1,57	0,92–1,64
18–49	98–138	0,87–1,22	1,06–1,58	0,94–1,66
50–64	97–137	0,88–1,24	1,04–1,56	0,91–1,63
65–80	96–136	0,88–1,25	0,94–1,46	0,80–1,52

Intervallo approssimativo (limiti del 95%) per i parametri generali dell'andatura a velocità libera camminare con soggetti MASCHILI normali di diverse età

Età (anni)	Cadenza (passi/min)	Tempo di ciclo (s)	Lunghezza del passo (m)	Velocità (SM)
13–14	100–149	0,81–1,20	1,06–1,64	0,95–1,67
15–17	96–142	0,85–1,25	1,15–1,75	1,03–1,75
18–49	91–135	0,89–1,32	1,25–1,85	1,10–1,82
50–64	82–126	0,95–1,46	1,22–1,82	0,96–1,68
65–80	81–125	0,96–1,48	1,11–1,71	0,81–1,61

Intervallo approssimativo (limiti del 95%) per i parametri generali dell'andatura a velocità libera camminare da BAMBINI normali di diverse età. (Età da uno a sette anni in base a riferimento Sutherland *et al.*, 1988)

Età (anni)	Cadenza (passi/min)	Tempo di ciclo (s)	Lunghezza del passo (m)	Velocità (SM)
1	127–223	0,54–0,94	0,29–0,58	0,32–0,96
1,5	126–212	0,57–0,95	0,33–0,66	0,39–1,03
2	125–201	0,60–0,96	0,37–0,73	0,45–1,09
2,5	124–190	0,63–0,97	0,42–0,81	0,52–1,16
3	123–188	0,64–0,98	0,46–0,89	0,58–1,22
3,5	122–186	0,65–0,98	0,50–0,96	0,65–1,29
4	121–184	0,65–0,99	0,54–1,04	0,67–1,32
5	119–180	0,67–1,01	0,59–1,10	0,71–1,37
6	117–176	0,68–1,03	0,64–1,16	0,75–1,43
7	115–172	0,70–1,04	0,69–1,22	0,80–1,48
8	113–169	0,71–1,06	0,75–1,30	0,82–1,50
9	111–166	0,72–1,08	0,82–1,37	0,83–1,53
10	109–162	0,74–1,10	0,88–1,45	0,85–1,55
11	107–159	0,75–1,12	0,92–1,49	0,86–1,57
12	105–156	0,77–1,14	0,96–1,54	0,88–1,60

Appendice 2

CONVERSIONI TRA UNITÀ DI MISURA

Per ogni variabile, il Sistema Internazionale di Unità (SI) utilizza un'unità fondamentale e una serie di multipli e sottomultipli, in passi di 10³, come segue:

pico (p) 10 ⁻¹²	chilo (k) 10 ³
nano (n) 10 ⁻⁹	mega (M) 10 ⁶
micro (μ) 10 ⁻⁶	giga (G) 10 ⁹
milli (m) 10 ⁻³	tera (T) 10 ¹²

Lunghezza

Unità SI: millimetro (mm), metro (m), chilometro (km)

Altre unità: pollice (in), piede (ft), miglio (mi)

1 mm = 0,039370 pollici

1 m = 1000 mm = 39,370 pollici = 3,2808 piedi

1 km = 1000 m = 0,62137 mi

Zona

Unità SI: millimetro quadrato (mm²), metro quadrato (m²)

Altre unità: pollice quadrato (in²), piede quadrato (ft²)

1 mm² = 0,0015500 pollici²

m² = 106 mm² = 10,764 piedi²

Volume

Unità SI: millimetro cubo (mm³), metro cubo (m³)

Altre unità: millilitro (ml), litro (l), pollice cubo (in³), piede cubo (ft³), oncia fluida (fl oz), gallone (gal)

$$1 \text{ ml} = 1000 \text{ mm}^3 = 0,061024 \text{ in}^3 \quad 1 \text{ l} =$$

$$1000 \text{ ml} = 35,195 \text{ fl oz (UK)} = 33,814 \text{ fl oz (US)} \quad 1 \text{ m}^3 = 1000 \text{ l} =$$

$$219,97 \text{ gal (UK)} = 264,17 \text{ gal (US)} = 35,315 \text{ ft}^3$$

Velocità lineare

Unità SI: metro al secondo (m/s o m s⁻¹)

Altre unità: piedi al secondo (ft/s o ft s⁻¹), chilometri all'ora (kph), miglia all'ora (mph)

$$1 \text{ m/s} = 3,2808 \text{ piedi/s} = 3,6000 \text{ km/h} = 2,2369 \text{ mph}$$

Accelerazione lineare

Unità SI: metro al secondo al secondo (m/s² o m s⁻²)

Altre unità: piedi al secondo al secondo (ft/s² o ft s⁻²)

$$1 \text{ m/s}^2 = 3,2808 \text{ piedi/s}^2$$

Accelerazione dovuta alla gravità

$$G = 9,80665 \text{ m/s}^2 = 32,174 \text{ piedi s}^{-2}$$

Massa

Unità SI: grammo (g), chilogrammo (kg)

Altre unità: oncia (oz), libbra (lb), slug

$$1 \text{ g} = 0,035274 \text{ oz} \quad 1 \text{ g}$$

$$1 \text{ kg} = 1000 \text{ g} = 2,2046 \text{ lb} = 0,068522 \text{ lumaca}$$

Forza

Unità SI: newton (N) (equivalente a kg·m/s²)

Altre unità: dine (dyn), chilogrammo forza (kg f), kilopond (kp) - identici al chilogrammo forza, libbra forza (lb f), poundal (pdl)

$$1 \text{ N} = 105 \text{ dine} = 0,10197 \text{ kg f} = 0,22481 \text{ libbre f} = 7,2330 \text{ pdl}$$

Pressione e stress

Unità SI: pascal (Pa), kilopascal (kPa), megapascal (MPa)

Altre unità: bar, millimetro di mercurio (mmHg), pollice d'acqua (in H₂O), atmosfera fisica (atm), libbra forza per pollice quadrato (psi), chilogrammo forza per centimetro quadrato (kg f/cm²)

$$1 \text{ Pa} = 1 \text{ N m}^{-2} = 10^{-5} \text{ bar}$$

$$1 \text{ kPa} = 1000 \text{ Pa} = 4,0146 \text{ in H}_2\text{O} = 7,5006 \text{ mmHg}$$

$$\text{MPa} = 1000 \text{ kPa} = 9,8692 \text{ atm} = 145,04 \text{ psi} = 10,197 \text{ kg f/cm}^2$$

Energia

Unità SI: joule (J), kilojoule (kJ), megajoule (MJ)

Altre unità: erg, 15° caloria, 15° kilocaloria (kcal15) – identiche alla caloria, utilizzate nei calcoli dietetici, unità termica britannica (Btu), kilowattora (kWh)

$$1 \text{ J} = 107 \text{ erg} = 0,23892 \text{ kcal15}$$

$$1 \text{ kJ} = 1000 \text{ J} = 0,23892 \text{ kcal15} = 0,94781 \text{ Btu}$$

$$1 \text{ MJ} = 1000 \text{ kJ} = 0,27778 \text{ kWh}$$

Energia

Unità SI: watt (W), kilowatt (kW)

Altra unità: potenza (CV)

$$1 \text{ W} = 1 \text{ J s}^{-1}$$

$$1 \text{ kW} = 1,3410 \text{ CV}$$

Angolo piano

Unità SI: radiante (rad)

Altra unità: grado (°)

$$180^\circ = \pi \text{ rad}$$

$$1 \text{ rad} = 180/\pi = 57,296^\circ$$

$$1^\circ = 0,017453 \text{ rad}$$

Appendice

3

FONTI DI ULTERIORI INFORMAZIONI

Articoli di giornale

Gli articoli pubblicati su riviste scientifiche costituiscono il principale archivio di conoscenze su qualsiasi argomento scientifico, inclusa l'analisi del cammino. In questo libro vengono citati come riferimenti bibliografici diversi articoli chiave. Una ricerca al computer nel database Medline, utilizzando parole chiave appropriate, ne scoprirà molti altri. Oltre alla disponibilità tramite le biblioteche di ricerca, è possibile accedere a Medline anche online, tramite il servizio PubMed (www.ncbi.nlm.nih.gov/PubMed/).

Gli articoli sull'analisi dell'andatura si trovano più frequentemente nelle seguenti riviste, sebbene anche numerose altre riviste contengano occasionalmente articoli sull'argomento:

Biomeccanica clinica

Ortopedia clinica e ricerca correlata

Andatura e postura

Rivista di biomeccanica

Rivista di ingegneria biomedica

Rivista di chirurgia ossea e articolare

Fisioterapia

Società erudite

Esistono numerose società scientifiche che si concentrano sull'analisi dell'andatura e argomenti correlati, tra cui la Gait and Clinical Movement Analysis Society.

(GCMAS), l'International Society for Postural and Gait Research (ISPG), l'European Society of Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC) e la Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica (SIAMOC). Un numero ancora maggiore di società include l'analisi del cammino tra i propri interessi, tra cui l'International Society of Biomechanics (ISB) e le varie società nazionali e regionali di biomeccanica.

Informazioni aggiornate su queste società sono disponibili su Internet (vedi sotto).

Convegni e atti di convegni

Le informazioni più aggiornate sulla ricerca in materia di analisi del cammino si trovano sempre nelle presentazioni orali e nei poster dei congressi pertinenti. I congressi con il più alto contenuto di ricerca in materia di analisi del cammino sono quelli organizzati dalle organizzazioni elencate nella sezione precedente. I dettagli sui prossimi congressi sono disponibili nelle sezioni dedicate al calendario di alcune riviste e su Internet (vedi sotto). Molti congressi pubblicano volumi di atti o abstract, disponibili per l'acquisto. Poche biblioteche dispongono di questi volumi e di solito è necessario contattare gli organizzatori del congresso per ottenerli. Fanno eccezione i congressi GCMAS, ESMAC e SIAMOC, i cui abstract sono pubblicati sulla rivista *Gait and Posture*.

Libri di testo

Ciascun capitolo di questo libro si conclude con una bibliografia, che elenca alcuni testi importanti e fornisce ulteriori informazioni sugli argomenti trattati nel capitolo.

Videocassette

Numerosi individui e istituzioni hanno sviluppato videocassette come supporto didattico per l'analisi del cammino. Quelli di cui l'autore è a conoscenza sono i seguenti.

Esame fisico dell'apparato muscolo-scheletrico, programma 9: andatura, a cura di Larry B. Conochie

Accademia Americana dei Chirurghi Ortopedici
222 South Prospect Avenue
Park Ridge, Illinois 60068, USA

Sviluppo normale della deambulazione, di Janet L. Hale
Therapy Skill Builders 3830
E. Bellevue
Casella postale 42050
Tucson, Arizona 85733, Stati Uniti

Osservazione dell'andatura umana (in 3 parti)
Servizi multimediali per le scienze della salute 0J1 WMC
Università dell'Alberta
Edmonton, Alberta T6G 2R7, Canada

1. *Camminata normale*
2. *Principi dell'andatura patologica nella paralisi cerebrale*
Gillette Children's Hospital 200 East
University Avenue St Paul, Minnesota
55101, USA Telefono: +1-612-291-2848

Molti altri video sull'andatura sono disponibili presso: Los
Amigos Research and Education Institute, Inc.
Casella postale 3500
12841 Dahlia St., Edificio n. 306
Downey, California 90242, Stati Uniti

Programmi per computer

Anche i seguenti programmi per computer potrebbero rivelarsi utili per apprendere nozioni sull'andatura
e sull'analisi dell'andatura

GaitCD (CD-ROM, per IBM-PC con Windows 95 o versioni successive)
Christopher L. Vaughan (1999) ISBN 0 620 23561 6.
Kiboho Publishers
Casella postale 769
Howard Place
Capo Occidentale 7450
Sudafrica

Camminata normale e principi dell'andatura patologica nella paralisi cerebrale (CD-ROM,
per IBM-PC o Macintosh)
Ospedale pediatrico Gillette (indirizzo nella sezione "Videocassette" sopra)

Software di analisi della piattaforma di forza BioWare (per IBM-PC)

Kistler Instrumente AG Winterthur

Casella postale 304

CH-8408 Winterthur

Svizzera

Internet

Internet sta cambiando molto rapidamente. Le informazioni riportate di seguito sono aggiornate al momento della pubblicazione, ma potrebbero essere obsolete al momento della lettura!

Probabilmente la risorsa più utile è il sito web Clinical Gait Analysis
(<http://guardian.curtin.edu.au/cga/>).

Molte informazioni sull'analisi dell'andatura si possono trovare anche nella "lista" di biomeccanica nota come BIOMCH-L (<http://isb.ri.ccf.org/biomch-l/index.html/>).

Alcune informazioni sull'analisi dell'andatura sono incluse nella Kinesiologia e Servizio di informazione per gli insegnanti di biomeccanica (www.usfca.edu/ess/tis/).

Molti altri siti Internet contengono informazioni rilevanti per l'analisi dell'andatura, reperibili inserendo parole chiave appropriate in un motore di ricerca come Google. Ulteriori informazioni sono reperibili nei numerosi libri dedicati a Internet o presso i fornitori dei servizi online.

Glossario

Abduzione : movimento di allontanamento di un arto dalla linea mediana, sul piano frontale.

Adduzione : movimento di un arto verso la linea mediana, sul piano frontale.

Afferente – nervi o impulsi nervosi che raggiungono il sistema nervoso centrale da parti periferiche del corpo.

Mirare – camminare in modo innaturale, in modo che il piede atterri in una posizione particolare, ad esempio su una piattaforma di forza.

Posizione anatomica – utilizzata per le descrizioni anatomiche: in piedi, con i piedi uniti, le braccia lungo i fianchi e i palmi delle mani rivolti in avanti.

Anchelosi : distruzione di un'articolazione, causata da un intervento chirurgico o da una malattia, che comporta la perdita totale della mobilità.

Anossia : mancanza completa di ossigeno in una parte del corpo, ad esempio nel cervello.

Antagonisti : muscoli con azioni opposte, ad esempio flessione *contro* estensione.

Anteriore – nella parte anteriore del corpo (nella posizione anatomica).

Anteversione : rotazione di una parte del corpo (ad esempio la parte superiore del femore) in modo che sia rivolta in avanti.

Atassia : perdita di coordinazione dovuta a una malattia del sistema nervoso centrale.

Atetosi – disturbo del sistema nervoso centrale, che provoca un continuo movimenti scoordinati degli arti.

Atrofia : perdita di massa, in particolare di un muscolo.

Baclofene : un farmaco utilizzato per ridurre il tono muscolare.

Gangi della base : centri neurologici situati in profondità nella corteccia cerebrale, che pianificano e supervisionano i movimenti degli arti.

Muscolo biarticolare – un muscolo che attraversa due articolazioni tra la sua origine e inserimento.

Biofeedback – consente a una persona di vedere quanto bene sta eseguendo un compito, quindi che possono apportare miglioramenti immediati.

Tossina botulinica ('Botox') – utilizzata tramite iniezione per paralizzare i muscoli; gli effetti durano in genere circa 3 mesi.

GLOSSARIO

Alluce valgo – vedi *alluce valgo*.

Diagramma a farfalla : metodo di visualizzazione dei dati della forza di reazione al suolo.

Cadenza : numero di passi (non falcate) in un dato intervallo di tempo, solitamente 1 minuto.

Deformità del calcagno – una deformità in cui l'avampiede punta verso l'alto, in modo che solitamente solo il tallone tocca il terreno.

Calibro – ortesi (vedi) montata attorno a una o entrambe le gambe, per compensare debolezza o paralisi; scritto anche calibro.

Caudad – verso la 'coda'; equivalente a inferiore.

Baricentro : nei calcoli meccanici, il punto all'interno di un oggetto in cui si può supporre che la massa dell'oggetto sia concentrata.

Centro di pressione – il punto sotto il piede attraverso il quale può essere si presume che la forza di reazione del terreno sia passante.

Generatore di schemi centrali : reti di neuroni (vedi) nel cervello e nel midollo spinale, che agiscono insieme per generare movimenti ripetitivi, come camminare.

Cefalade – verso la testa; equivalente a superiore.

Atassia cerebellare – atassia (vedi) dovuta a malattia del cervelletto.

Paralisi cerebrale (PC) – disturbo neurologico con spasticità (vedi) e incoordinazione, solitamente causata da danni cerebrali prima della nascita.

Ictus (ictus cerebrale) : danno cerebrale dovuto a un coagulo di sangue o a un'emorragia.

Clono : contrazione a scatti di un muscolo, solitamente dovuta a spasticità (vedi).

Co-contrazione : quando due muscoli diversi si contraggono contemporaneamente.

Cognitivo : relativo alla capacità di pensare normalmente.

Contrazione concentrica : contrazione muscolare in cui il muscolo si accorcia man mano che sviluppa tensione.

Lussazione congenita dell'anca (CDH) – condizione presente alla nascita in cui l'

la testa del femore non è contenuta correttamente nell'acetabolo.

Contrattura – riduzione dell'ampiezza del movimento di un'articolazione, dovuta alla restrizione da parte tessuto connettivo anelastico.

Piano coronale – vedi *piano frontale*.

Coppia – due forze parallele che agiscono in direzioni opposte, che si combinano per produrre un momento (vedi).

Movimenti accoppiati – vedere *accoppiamento*.

Accoppiamento : grazie all'allineamento di un giunto, il movimento in una direzione produce automaticamente il movimento nell'altra direzione.

Coxa valga – angolazione anomala dell'estremità superiore del femore, che rende la collo femorale troppo verticale.

Coxa vara – angolazione anomala dell'estremità superiore del femore, che rende il collo femorale troppo orizzontale.

Tempo di ciclo : tempo impiegato per completare un singolo ciclo di andatura.

Profondo : lontano dalla superficie.

Osteotomia di derotazione : operazione in cui un osso lungo viene tagliato e mantenuto in posizione parzialmente ruotata durante la guarigione.

Determinanti dell'andatura : sei strategie utilizzate per minimizzare il consumo di energia andatura normale.

Diabete : malattia in cui il controllo della glicemia è imperfetto, a causa della mancanza o di una risposta anomala all'ormone insulina.

Neuropatia diabetica : perdita della funzionalità dei nervi periferici, in particolare sensoriali nervi nei piedi, a causa del diabete (vedi).

Diplegia : paralisi di entrambe le braccia o di entrambe le gambe.

Distale : lontano dal resto del corpo.

Dorsale : la superficie posteriore.

Rizotomia dorsale : taglio selettivo di alcune fibre sensoriali nella radice posteriore (dorsale) di diversi nervi spinali. Utilizzata per ridurre la spasticità, interferendo con il riflesso di stiramento.

Dorsiflessione : movimento del piede verso il ginocchio.

DORSO : il dorso della mano o la superficie superiore del piede.

Pendolo doppio – una struttura sospesa all'estremità superiore, ma articolata in al centro. Può oscillare come un pendolo attorno a entrambe le articolazioni.

Doppio supporto – periodo del ciclo del passo in cui entrambi i piedi sono a terra, uno nella risposta al caricamento e uno nel pre-swing.

Discinesia – movimenti anomali degli arti, come incoordinazione o ondeggiamento arti attorno, causati da danni cerebrali.

Contrazione eccentrica – contrazione muscolare in cui la forza esterna sopraffà il muscolo facendolo allungare.

Efferente – nervi o impulsi nervosi che escono dal sistema nervoso centrale, diretti verso le parti periferiche del corpo.

Elettrogoniometro – dispositivo che si fissa attraverso un giunto e produce un segnale continuo segnale elettrico che descrive l'angolo del giunto.

Elettromiogramma (EMG) : registrazione dell'attività elettrica di un muscolo.

Embolia – blocco di un'arteria, interruzione dell'afflusso di sangue, in genere da un coagulo.

Engramma – un metodo per eseguire un movimento particolare, appreso da ripetizione.

Equinovaro : deformità del piede in cui il piede è rivolto verso il basso e medialmente, e il contatto con il suolo avviene solitamente tramite il bordo laterale dell'avampiede.

Equino – una deformità del piede in cui il piede punta verso il basso, a terra il contatto avviene solitamente nell'avampiede.

Evert, eversione – rotazione interna attorno all'asse longitudinale del piede.

Estensione – movimento sul piano sagittale di un'articolazione, solitamente il segmento distale muovendosi posteriormente (anteriormente al ginocchio).

Momento esterno – momento applicato dall'esterno, come da una forza esterna che sta tentando di flettere o estendere un'articolazione.

Rotazione esterna : rotazione di un arto attorno al suo asse longitudinale, con la superficie anteriore che si muove lateralmente.

Sistema extrapiramidale : aree del cervello e del midollo spinale che forniscono coordinamento e controllo, in contrapposizione all'attivazione diretta dei muscoli.

Piedi adiacenti – evento nella fase di oscillazione del ciclo del passo quando il piede della gamba oscillante supera il piede di appoggio.

GLOSSARIO

Flessione – movimento sul piano sagittale di un'articolazione, solitamente il segmento distale muovendosi anteriormente (posteriormente al ginocchio).

Contrattura in flessione – deformità in cui la contrazione dei tessuti molli impedisce una l'articolazione non si estenda completamente.

Piede piatto : punto nella fase di appoggio del ciclo del passo in cui l'avampiede tocca il suolo, quando il contatto iniziale è stabilito dal tallone.

Schiacco del piede : abbassamento brusco e udibile del piede dopo il contatto iniziale (vedi).

Appoggio del piede – vedere *contatto iniziale*.

Piattaforma di forza, piastra di forza – un pezzo comune di attrezzatura per l'analisi dell'andatura, per misurazione della forza di reazione al suolo (qv).

Avampiede : le cinque ossa metatarsali e le dita.

Piano frontale : divide una parte del corpo in porzione anteriore e posteriore.

Andatura : il modo o lo stile di camminare.

Ciclo dell'andatura : intervallo di tempo tra due occorrenze successive di uno degli eventi ripetitivi della camminata (solitamente il contatto iniziale su un lato).

Forza di reazione al suolo : forza verso l'alto applicata dal suolo al piede, in risposta alla forza verso il basso applicata dal piede al suolo.

Comunemente misurato tramite piattaforme di forza.

Alluce : l'alluce.

Alluce valgo : deformità che colpisce l'alluce, in cui l'articolazione metatarso-langea è valga; noto anche come alluce valgo.

Malattia di Hansen : infezione batterica che causa la progressiva distruzione dei nervi e perdita sensoriale; nota anche come lebbra.

Sollevamento del tallone : evento nella fase di appoggio del ciclo del passo in cui il tallone si solleva dalla superficie di appoggio.

Heelstrike – un impatto netto tra il tallone e il terreno all'inizio contatto.

Emiparesi : paralisi parziale che colpisce un lato del corpo.

Emiplegia : paralisi completa che interessa un lato del corpo, solitamente dovuta a una malattia o a una lesione cerebrale.

Emorragia – sanguinamento anomalo. L'emorragia cerebrale è una causa comune di danno cerebrale.

Osteotomia tibiale alta : intervento chirurgico che modifica l'allineamento della tibia superiore, modificando la direzione delle forze che agiscono sul ginocchio.

Retropiede : due ossa del piede: astragalo e calcagno.

Piano orizzontale - vedere *piano trasversale*.

Ipoossia : mancanza parziale di ossigeno in una parte del corpo, ad esempio nel cervello.

Inferiore – più in basso nel corpo (nella posizione anatomica).

Contatto iniziale : evento nel ciclo del passo in cui avviene il primo contatto tra il piede e il terreno; avviene tramite il tallone durante un'andatura normale. Segna la transizione dalla fase di swing alla fase di appoggio.

Oscillazione iniziale – periodo nella fase di oscillazione del ciclo del passo tra il distacco della punta e piedi adiacenti.

Momento interno : momento generato dai muscoli e/o dai legamenti in prossimità di un'articolazione.

Rotazione interna : rotazione di un arto attorno al suo asse longitudinale, con la superficie anteriore che si muove medialmente.

Intrafusale : fibra muscolare specializzata all'interno di un fuso muscolare (vedi).

Intratecale : iniezione nel fluido che circonda il midollo spinale.

Inversione, rotazione esterna attorno all'asse longitudinale del piede.

Contrazione isometrica – contrazione muscolare in cui un muscolo sviluppa tensione ma mantiene la stessa lunghezza.

Laterale : lontano dalla linea mediana del corpo.

Rotazione laterale – vedere *rotazione esterna*.

Braccio di leva – la distanza perpendicolare tra una forza e l'asse di rotazione, quando si genera un momento (vedi).

Linea di gravità – una linea verticale che scende dal centro di gravità (vedi).

Linea di progressione – linea retta corrispondente al percorso medio percorso da il corpo mentre cammina.

Risposta al carico – periodo nella fase di appoggio del ciclo del passo tra l'inizio contatto e distacco della punta opposta.

Lordosi – curvatura in avanti della colonna vertebrale, che causa concavità della colonna lombare regione della schiena.

Motoneurone inferiore : fibra nervosa che produce la contrazione muscolare, che va dal midollo spinale al muscolo.

Marcatore : un oggetto fissato in un punto della pelle, in modo che sia visibile a un sistema di misurazione ottica. Tipicamente, una piccola sfera ricoperta di nastro riflettente.

Mediale : verso la linea mediana del corpo.

Rotazione mediale – vedere *rotazione interna*.

Piano mediano – il piano sagittale della linea mediana, che divide l'intero corpo in metà destra e metà sinistra.

Metatarsalgia : dolore intenso sotto le teste metatarsali, solitamente causato da compressione dei nervi.

Mesopiede – cinque ossa tarsali: navicolare, cuboide e mediale, intermedio e cuneiformi laterali.

Appoggio intermedio : periodo nella fase di appoggio del ciclo del passo tra il distacco della punta opposta e il sollevamento del tallone.

Mid-swing : periodo nella fase di swing del ciclo del passo tra i piedi adiacenti e la tibia verticale.

Momento, momento di forza : effetto rotatorio; in genere una forza applicata in modo tale da provocare una rotazione.

Braccio di momento – vedere *braccio di leva*.

Muscolo monoarticolare – un muscolo che attraversa solo un'articolazione tra la sua origine e inserimento.

Sclerosi multipla – malattia neurologica progressiva, causata da una perdita irregolare di mielina proveniente dai neuroni del cervello e del midollo spinale.

Fuso neuromuscolare – organo di senso situato all'interno di un muscolo, che monitora la tensione muscolare. Contiene fibre muscolari intrafusali (vedi) che si contraggono per regolarne la sensibilità.

Distrofia muscolare : malattia degenerativa progressiva che colpisce i muscoli, solitamente ereditario.

Ittero neonatale : alti livelli di bilirubina nel sangue di un neonato, causati dalla distruzione dei globuli rossi da parte degli anticorpi della madre. Provoca ingiallimento della pelle e, se grave, danni cerebrali.

Rumore : errori casuali che influenzano qualsiasi forma di misurazione.

Contatto iniziale opposto : evento nella fase di appoggio del ciclo del passo, quando l'altro piede stabilisce il contatto iniziale con il terreno; si verifica intorno al 50% del ciclo nell'andatura normale.

Sollevamento della punta opposta – evento che si verifica nella fase di appoggio del ciclo del passo, quando l'altro piede si stacca da terra. Generalmente in un momento ravvicinato al piede piatto (vedi).

Orale : assunto per via orale.

Ortesi : supporto esterno per una parte del corpo, noto anche come tutore.

Osteoartrite – malattia degenerativa che colpisce le articolazioni, con dolore e rigidità e deformità.

Osteotomia : intervento chirurgico che prevede il taglio di un osso. Un osso ruotato in modo anomalo può essere tagliato, ruotato e lasciato guarire nella nuova posizione.

Paralisi : perdita della capacità di contrarre volontariamente un muscolo.

Paraplegia – paralisi completa delle gambe, solitamente dovuta a malattia o lesione delle il midollo spinale.

Paresi – paralisi parziale.

Parkinsonismo – condizione neurologica degenerativa progressiva, che coinvolge tremore e debolezza; noto anche come morbo di Parkinson.

Patella alta – deformità in cui la rotula è più prossimale del normale, generalmente attraverso lo stiramento del tendine rotuleo.

Risposte strutturate, riflessi primitivi , ovvero modelli di movimento "pre-programmati" nel sistema nervoso, ad esempio la retrazione dei muscoli flessori, in cui i muscoli flessori si contraggono per ritirare il piede da uno stimolo doloroso.

Perineo : la zona della pelle attorno all'ano e ai genitali.

Nervi periferici – nervi che originano nel midollo spinale, a differenza di nervi cranici, che hanno origine nel cervello.

Neuropatia periferica – perdita di funzionalità dovuta alla degenerazione dei nervi le mani e i piedi.

Indice di costo fisiologico (PCI) : metodo per stimare il consumo energetico relativo utilizzando la frequenza cardiaca.

Piano di progressione – un piano verticale piatto che segue il percorso medio intrapreso da il corpo mentre cammina.

Flessione plantare : movimento del piede lontano dal ginocchio.

Poliomielite – malattia virale che causa la distruzione dei motoneuroni inferiori, con atrofia muscolare e paralisi.

Posteriore – nella parte posteriore del corpo (nella posizione anatomica).

Prematurità : nascita prima della completa gestazione. In genere, la nascita prima delle 36 settimane di gestazione comporta un rischio maggiore per il bambino.

Piaga da decubito – ulcera (vedi) che si forma su un'area della pelle esposta a una pressione sufficiente a interrompere l'afflusso di sangue.

Pre-oscillazione – periodo nella fase di appoggio del ciclo del passo tra le posizioni iniziali opposte contatto e distacco delle dita.

Pronazione – avambraccio: rotazione interna; piede: una combinazione di eversione, dorsiflessione e abduzione dell'avampiede.

Propriocezione – feedback inconscio sulla posizione delle articolazioni, sulla forza nei legamenti e tendini, ecc.

Protesi articolare : articolazione artificiale impiantata al posto di quella naturale.

Arto protesico – un arto artificiale, solitamente fissato su un moncone in seguito amputazione.

Prossimale : verso il resto del corpo.

Spinta – vedere *pre-swing*.

Tetraplegia : paralisi di entrambe le braccia e di entrambe le gambe; nota anche come tetraplegia.

Artrite reumatoide – infiammazione dolorosa delle articolazioni, causata da un malattia del tessuto connettivo.

Rizotomia – vedere *rizotomia dorsale*.

Rockers – i tre meccanismi utilizzati per spostare la tibia in avanti mentre il piede è a terra.

Piano sagittale : divide una parte del corpo in porzione destra e sinistra.

Rizotomia dorsale selettiva – vedere *rizotomia dorsale*.

Appoggio singolo : periodo durante il ciclo del passo in cui solo un piede è a contatto con il suolo; corrisponde alla fase di oscillazione sull'altro lato.

Epifisi femorale scivolata – patologia dell'anca che comporta lo spostamento dell'articolazione superficie della testa del femore, in genere negli adolescenti.

Diplegia spastica – varietà di paralisi cerebrale (vedi) in cui i due arti inferiori sono colpiti più degli arti superiori.

Emiplegia spastica : varietà di paralisi cerebrale (vedi) in cui il braccio e la gamba di un lato sono maggiormente colpiti rispetto al braccio e alla gamba dell'altro lato.

Triplegia spastica : varietà di paralisi cerebrale (vedi) in cui sono colpiti principalmente i due arti inferiori e un braccio.

Spasticità : resistenza involontaria dei muscoli allo stiramento.

Spina bifida – sviluppo incompleto delle vertebre, con conseguente danno il midollo spinale associato.

Fase di appoggio : quella parte del ciclo del passo per un lato in cui il piede è sul terra.

Tempo di appoggio : la durata della fase di appoggio, tra il contatto iniziale e l'appoggio della punta spento.

Passo : avanzamento di un singolo piede.

Lunghezza del passo : la distanza che un piede percorre in avanti rispetto all'altro durante il ciclo dell'andatura.

Step-to, step-through : andatura utilizzata quando si cammina con le stampelle.

Passo : avanzamento di entrambi i piedi (un passo per lato).

GLOSSARIO

Lunghezza del passo : la distanza percorsa in avanti da entrambi i piedi durante il ciclo del passo.

Ictus – vedere *incidente cerebrovascolare*.

Sottocutaneo : sotto la pelle.

Sublussazione – lussazione parziale di un'articolazione, le superfici articolari sono in grado di

muoversi dentro e fuori dall'allineamento corretto.

Superficiale – vicino alla superficie.

Superiore – più in alto nel corpo (nella posizione anatomica).

Supinazione – avambraccio: rotazione esterna; piede: inversione, flessione plantare e adduzione dell'avampiede.

Fase di swing : quella parte del ciclo del passo di un lato in cui il piede è sollevato da terra e si muove nell'aria.

Tempo di swing : la durata della fase di swing, tra il distacco della punta e l'inizio contatto.

Sindrome – una condizione medica in cui si presentano diversi segni o si verificano tipicamente dei sintomi.

Tabe dorsale – perdita di sensibilità e propriocezione, dovuta all'effetto della sifilide su le vie sensoriali del midollo spinale.

Tenotomia : taglio chirurgico di un tendine, per liberarlo completamente oppure per allungarlo o accorciarlo.

Appoggio terminale : periodo nella fase di appoggio del ciclo del passo tra il sollevamento del tallone e contatto iniziale opposto.

Oscillazione terminale : periodo nella fase di oscillazione del ciclo del passo tra la verticale della tibia e il successivo contatto iniziale.

Tetraparesi : paralisi parziale che colpisce tutti e quattro gli arti.

Tetraplegia – vedi *quadriplegia*.

Tibia verticale : evento nella fase di oscillazione dell'andatura in cui la tibia attraversa la verticale passando da dietro al corpo a davanti ad esso.

Toe drag – incapacità di liberare il terreno con le dita dei piedi durante la fase di oscillazione andatura.

Toe in – angolo tra il piede e la linea di progressione, quando le dita sono inclinate medialmente.

Toe off – evento del ciclo del passo in cui il piede (generalmente la punta) si stacca da terra. Segna la transizione dalla fase di appoggio alla fase di swing.

Toe out : angolo tra il piede e la linea di progressione, quando le dita sono inclinate lateralmente.

Toestrike – il contatto iniziale (vedi) avviene con le dita dei piedi, anziché con il tallone o piede piatto.

Tono – la quantità con cui un muscolo resiste ai tentativi di allungarlo: tono alto è presente nella spasticità (vedi).

Coppia – vedere *momento*.

Torsione – torsione. Spesso applicata a un osso lungo (ad esempio il femore) in cui è presente una "torsione" tra l'estremità prossimale e quella distale.

Transezione : taglio completo (applicato al midollo spinale).

Amputazione transfemorale : amputazione di una gamba tra l'articolazione dell'anca e quella del ginocchio.

Amputazione transtibiale : amputazione di una gamba tra il ginocchio e la caviglia

articolazioni.

Piano trasverso : divide una parte del corpo in porzione superiore e inferiore.

Ulcera : perdita della pelle o dell'epitelio di rivestimento.

Neurone motore superiore : fibra nervosa che produce la contrazione muscolare, che va dal cervello al midollo spinale, dove si collega al neurone motore inferiore.
neuroni.

Valgo – angolazione dell'articolazione, con il segmento distale che si allontana dall'articolazione linea mediana.

Varo : angolazione dell'articolazione, con il segmento distale inclinato verso la linea mediana.

Volteggio : anomalia dell'andatura in cui il soggetto si alza in punta di piedi durante la fase di appoggio di una gamba, per aumentare l'altezza da terra dell'altro piede.

Ventrale : la superficie anteriore.

Base di camminata : la distanza laterale tra i percorsi intrapresi dai due piedi.

Indice

- UN
 Una band, 25
 Rapimento, 3
 Abduttore del mignolo, 15
 Abduttore dell'alluce, 15
 Andatura anomala, 101
 flessione anteriore del tronco, 107-8, 108, 114, 116, 129 cause, 101, 102 compensatoria,
 103 processo decisionale
 clinico, 179-80 diagnosi clinica, 180, 181, 185 inadequatezza del controllo della dorsiflessione, 117 anomalia del contatto del piede, 117-18 anomalia della rotazione del piede, 119, 122 schiaffo del piede, 117
 discrepanza
 funzionale della lunghezza delle gambe, 109-10, 116, 117, 198
 circonduzione, 109, 111, 111, 113, 205
 escursione
 dell'anca, 109, 111, 112, 113 steppage, 109, 111-12, 112, 113 volteggio, 109, 112-13, 113 abitudini, 185 anomalia nell'atteggiamento/
 movimento della testa/collo, 122
 anomalia nella rotazione
 dell'anca, 113-14 eccessiva flessione del ginocchio, 116, 116-17 iperestensione del ginocchio, 114-16, 115 flessione laterale del tronco, 103-7, 105 malattia/deficienza del braccio di leva, 119 aumento della lordosi lombare, 109, 110 anomalie del movimento, 122 flessione posteriore del tronco, 108, 109 cause psicogene, 185 insufficienza di spinta, 120 affaticamento rapido, 122 disturbi ritmici, 121
 emiplegia spastica, 197-8 modelli specifici, 102-22 terminologia, 102 trascinamento delle dita dei piedi, 117 anomalia dell'atteggiamento/
 movimento degli arti superiori, 122 analisi visiva, 138, 138 lunghezza del cammino, 139 anomalia della base del cammino, 120-1 *vedere anche* Andatura patologica
 Amputazione sopra il ginocchio
 (transfemorale, AK), 129 andatura dell'amputato, 129, 131 progettazione della protesi, 129-30 meccanismo del ginocchio, 130 Accelerazione, 40, 41
 angolare, 41
 misure cinematiche, 167
 Accelerometri, 159-60, 167 misurazione del movimento, 160 misurazione dei transitori, 159
 Acetabolo, 5, 8
 Acetilcolina, 27
 Tendine d'Achille, 14
 spinta insufficiente, 120
 allungamento
 eccessivo, 201, 209
 emiplegia spastica, 198
 Actina, 25, 26, 27
 Potenziale d'azione, 23
 stimolazione della contrazione muscolare, 27
 propagazione, 23-4, 24
 conduzione saltatoria, 24
 Insufficienza attiva, 27
 Momento attivo (interno), 38
 Sistemi cinematici di marcatori attivi, 172
 Adduzione, 3
 Adduttore breve, 12
 Adduttore dell'alluce, 15
 Adduttore lungo, 12, 72, 74, 76
 Adduttore grande, 12
 Adenosina trifosfato (ATP), 27, 43
 Metabolismo aerobico, 27
 Neuroni afferenti, 16, 22
 Cambiamenti legati all'età, 47, 50, 96-8 *vedi anche* Anziani
 Agonista, 28
 Amputazione, 129
 sopra il ginocchio, 129-30, 131 a
 livello della caviglia, 129, 131, 132, 133
 sotto il ginocchio, 129, 131-3, 132
 accoppiamento meccanico femore/arto protesico, 129
 Andatura dell'amputato, 129-33, 187
 amputazione sopra il ginocchio, 129, 131
 amputazione a livello della caviglia, 131, 132, 133
 amputazione sotto il ginocchio, 131-3, 132
 Metabolismo anaerobico, 27
 Convertitore analogico-digitale, 161, 164
 Posizione anatomica, 2, 2
 Anatomia, 1-19
 ossa, 5-8, 6
 articolazioni, 8-11
 legamenti, 8-11
 muscoli, 11-15
 nervi periferici, 18-19
 midollo spinale, 15-18
 nervi spinali, 15-18
 tendini, 11-12 terminologia, 2-3
 Diagramma angolo-angolo (ciclogramma), 149, 149
 Accelerazione angolare, 41
 Momento angolare, 42
 Velocità angolare, 41
 misure cinematiche, 167
 Caviglia, 6, 6, 9
 paralisi cerebrale, 205, 208, 208

- Caviglia, (*continua*)
 determinanti dell'andatura, 91, 91 piedi
 adiacenti, 77-8
 sollevamento del
 tallone, 72, 73
 immobilità, 116 contatto
 iniziale, 66
 legamenti, 10 risposta al
 carico, 67 appoggio
 intermedio, 70, 71 momenti, 67, 69, 71, 73, 74,
 75, 76,
 180 movimenti, 4, 10
 bambini, 95
 anziani, 98 ciclo
 dell'andatura, 63
vedere anche Muscoli del movimento
 accoppiati
 caviglia/piede, 14-15
 contatto iniziale opposto, 74, 75 distacco
 opposto della punta, 69
 scambi di potenza, 74, 75, 76 contributo
 del momento di supporto, 84,
 85
 tibia verticale, 79 dita
 staccate, 76
- Definizione
 dell'angolo della
 caviglia, 58 ciclo del
 passo, 58, 59 misurazione del potenziometro, 149
- Rocker della caviglia (seconda; posizione intermedia), 70
- Ortesi caviglia-piede, 198
- Amputazione a livello della caviglia (di Syme), 129
 andatura dell'amputato, 131, 132, 133
- Antagonista, 28
- Andatura antalgica, 121
- Legamento crociato anteriore, 9 rottura,
 188
- Corno anteriore, 22
- Inclinazione pelvica anteriore, eccessiva, 109
- Radice anteriore, 16, 22
- Flessione anteriore del tronco, 107-8, 108, 114,
 116 andatura
 dell'amputato sopra il ginocchio, 129
- Anteriore, uso del termine, 2
- Anomalie nei movimenti
 del braccio, 122 bambini,
 94 piedi adiacenti,
 77 ciclo dell'andatura,
 62, 63 sollevamento del
 tallone, 72
 contatto iniziale, 65
 risposta al carico, 67
 posizione intermedia,
 70 contatto iniziale opposto, 74
 distacco opposto della
 punta, 68 tibia verticale,
 78 distacco della punta, 75
- Dispositivi di assistenza *vedi* Ausili per la deambulazione
- Disturbo ritmico asimmetrico, 121
- Atassia, 185
- Atetosi, 122, 185, 201
- Stampella ascellare, 125, 125
- Assone, 16, 20, 21, 22
 propagazione del potenziale d'azione, 23, 24
- B**
- Pompa di baclofene, 205, 215, 216
- Problemi di equilibrio *vedi* Problemi di
 stabilità
- Trazione bilanciata, 35, 35
- Giunto sferico, 8
- Studi sull'andatura a piedi nudi/calzati, 58
- Gangli della base, 196
- Base di appoggio *vedi* Base di camminata
- Amputazione sotto il ginocchio
 (transtibiale, BK), 129
 andatura amputata, 131-3, 132
- Piattaforma di forza Bertec, 58, 82, 164
- Muscoli biarticolari, 11
- Bicipite femorale, anomalia
 nella rotazione dell'anca 13-14, 114
- Biomeccanica, 31-45 centro
 di gravità, 36, 37 moto circolare,
 41-2 energia, 43-4 forza, 32-6
 aspetti storici, 50
 inerzia, 42
 cinematica, 42 cinetica, 42
 moto lineare,
 40-1 massa, 31-2
 momento della
 forza, 36-40, 38 quantità di
 moto, 42
 potenza, 43-4 tempo, 31 lavoro, 43-4
- Deterioramento dell'immagine
 corporea, flessione laterale del
 tronco, 107 emiplegia spastica, 197
- Corpo, spostamento laterale, 91-2, 92
- Influenza delle dimensioni del corpo, 57
- Ossa, 5-8, 6
- Iniezioni di tossina botulinica, 215
- Andatura di rimbalzo, 205, 208
- Gambe ad arco, 3
- Cervello, 21, 22, 29, 195, 196 danni,
 25 paralisi
cerebrale *vedere* Paralisi cerebrale
 spasticità, 29, 202-3 riflessi
 spinali disinibizione, 29 controllo motorio,
 30
- Nuclei motori del tronco encefalico, 196
- Supporto doppio di frenata *vedi* Risposta al carico
- Canna a base larga (emi; granchio), 124
- 'Diagramma a farfalla', 59, 61, 81, 163, 164
- C**
- Calcolo
 della cadenza, 144, 146
 anziani, 97 terminologia,
 56-7 *vedi anche* Tempo
 di ciclo
- Calcagno (os calcis), 7, 8 deformità
 paralisi
cerebrale, ipercorrezione
 chirurgica, 201 flessione
 eccessiva del ginocchio, 116 spinta
 insufficiente, 120
- Pompa di calcio, 27
- Stampella canadese (avambraccio), 125,
 125-6
- Bastoni, 122-4 a
 base larga (emi; granchio), 124 modelli di
 andatura, 126 a quattro
 punti, 127, 127 a tre punti
 modificati (andatura tre-uno), 128 a due
 punti, 128
 riduzione del carico
 sugli arti, 123-4 modifiche, 124 generazione
 del momento, 123, 124
 quad (tetrapode), 124 miglioramento della
 stabilità, 123 due contro uno,
 123, 124
- Misurazione della produzione di
 anidride carbonica, 157
- Cartilagine, 8
- Cauda equina, 15
 infortuni, 17, 29
- Caudad, uso del termine, 3
- Utilizzo del CD-ROM, 219-22
- Corpo cellulare, 16, 20, 21
- Membrana cellulare, permeabilità ionica, 22
- Baricentro, 36, 37
 studi storici, 48, 49 minimizzazione
 delle escursioni (determinanti
 dell'andatura), 88-92
- Centro di pressione, 80, 81-2, 82, 163, 164
- Generatore di pattern centrale, 30
- Cefalade, uso del termine, 3
 atassia cerebellare
 disturbi dell'andatura ritmica, 121 anomalie
 della base del cammino, 120-1
- Cervelletto, 29, 196
- Paralisi cerebrale, 20, 186, 187, 195-217
 atetosi, 214

- deformità ossee, 199, 210 cause, 196-7 processo
- decisionale clinico, 195 limitazione della deformità, 215 emiplegia doppia, 200 discinesia, 210 esame in anestesia, 210 anomalie del sistema extrapiramidale, 201
- deformità del piede, 199, 205, 209, 210-11
- anomalia di rotazione, 119 valutazione dell'andatura, 209-14 elettromiografia, 211-12 dispendio energetico, 212-13 sviluppi futuri, 213-14 analisi osservazionale, 211
- modelli di andatura, 134, 204-9 andatura accovacciata, 201, 201, 209 funzione del piede, 205 funzione del ginocchio, 205-6, 206 andatura a forbice, 121 camminata sulle punte, 185 anomalia della rotazione dell'anca, 113-14 anamnesi, 209-10 modelli cinematici/cinetici, 206-9, 207, 208 modello a doppia protuberanza della caviglia, 208, 208 modello pelvico a doppia protuberanza, 207, 207 modello pelvico a protuberanza singola, 207, 207 disfunzione del braccio di leva, 119, 203-4, 205, 206 trattamento ortopedico, 198 esame fisico, 210-11 anomalie primarie, 204, 205 anomalie secondarie, 196, 199, 204, 205 diplegia spastica, 199-200, 210, 214 emiplegia spastica, 197-8, 214 tetraplegia spastica, 200, 214 spasticità, 196, 202, 202-3, 205, 210 iniezioni di tossina botulinica/fenolo, 215 rizotomia dorsale, 215 pompa di baclofene impiantata, 215, 216 farmaci orali, 215 trattamento chirurgico, 195, 198, 209, 216 lesioni multiple degli arti inferiori procedure (MLEP), 214
- valutazione precedente dell'andatura, 195 trasferimento delle tendine, 156 anomalie terziarie, 204-5 trattamento, 214-16 obiettivi, 214-15 inappropriato, 214 opzioni, 216-17 triplagia, 200
- Lesione del midollo spinale cervicale, 17 Vertebre cervicali, 15 Dispositivo ad accoppiamento di carica (CCD), 141, 170
- Paralisi cerebrale infantile *vedere* Paralisi cerebrale consumo energetico della camminata, 87 sviluppo dell'andatura, 94-6 Fotografia cinematografica, 165, 166, 168-9, 211
- Moto circolare, 41-2
- Paralisi cerebrale da circonduzione, 205 discrepanza funzionale nella lunghezza delle gambe, 109, 111, 111, 113
- Applicazioni cliniche, 177-8 aspetti storici, 51-2
- Decisione clinica, 179-84 paralisi cerebrale, 195 formazione/verifica delle ipotesi, 179-80, 183 approccio di squadra, 179, 182
- Valutazione clinica dell'andatura, 177, 178-92 obiettivi, 179
- paralisi cerebrale *vedere* Paralisi cerebrale processo decisionale clinico, 179-84 approccio di squadra, 179, 182
- interpretazione dei dati, 183
- diagnosi, 180, 181, 185
- documentazione, 185-6 esame in anestesia, 183 sviluppi futuri, 191, 213-14 domande di contenzioso medico, 186 neuromuscolare/muscoloscheletrico
- disturbi, 187-91
- procedura, 182-4
- diagramma di flusso, 184
- requisiti tecnici, 177-8 valutazione dell'esito del trattamento, 183-4, 189-90, 190
- Clono, 30 anni
- Piede torto *vedi* Talipes equinovarus Coccige, 5 Legamenti collaterali della caviglia, 10 Risarcimento, 103, 140 Protesi di ginocchio controllata dal computer meccanismo, 130 Sistemi esperti di sistemi computerizzati, 180, 182
- interruttori a pedale, 147 uscita piattaforme di forza, 161, 163, 164
- passerelle strumentate, 147-8 elaborazione dati cinematici, 166 dispositivi elettrogoniometrici a potenziometro, 150 misurazioni cinematiche televisive, 169, 170-2, 171, 182 registrazione dati video, 141, 211
- Contrazione concentrica, 28, 44, 158 Passerelle condutte, 147 Lussazione congenita (displasia evolutiva) dell'anca, 106, 107 Fase di contatto *vedi* fase di appoggio Piano coronale, 3 Cosmesi, valutazione dell'esito del trattamento, 184
- Coppia, 39 anni
- Movimento accoppiato piede/gamba a metà appoggio, 70 contatto iniziale opposto, 74 distacco opposto della punta, 69 Coxa valga, 203, 206 Coxa vara, 106 Cannula di granchio (a base larga; Hemi), 124 Riflesso estensore crociato, 30 Andatura accovacciata, 201, 201, 209 Stampelle, 122, 125, 125-6 ascellare, 125 avambraccio, 125-6 andatura, 126 a quattro punti, 127, 127 a quattro punti modificato, 128 a tre punti modificato (andatura tre-uno), 128 a due punti modificato, 128 a tre punti, 127, 127 a due punti, 128 grondaia, 126
- Cuboide, 8 Ossa cuneiformi, 8
- Tempo di ciclo, 53, 143, 143 calcolo, 144, 146 bambini, 94, 95 anziani, 97 misurazione, 143, 144 automatico, 146-8 sistemi di movimento diretto, 148 terminologia, 56-7 analisi visiva dell'andatura, 139-40 *vedere anche* Parametri generali dell'andatura Ciclogramma (diagramma angolo-angolo), 149, 149
- D**
- Profondo, uso del termine, 3
- Artrite degenerativa, 82

- Dendrite, 20, 21, 22
 Depolarizzazione, 23, 27
 Dermatomi, 18, 18
 Determinanti del meccanismo della caviglia nell'andatura, 91, 91 meccanismo del piede, 91, 91 flessione del ginocchio in fase di appoggio, 91, 91 spostamento laterale del corpo, 92 obliquità pelvica, 90, 90 rotazione pelvica, 89, 89-90
 Displasia evolutiva (lussazione congenita) dell'anca, 106, 107
 Neuropatia diabetica, pressione sotto il piede, 152 misurazioni, 189
 Digitalizzatori, 170
 Sistemi di mappatura diretta della pressione del piede, 153
 Sistemi di misura del movimento diretto, 148
 Distale, uso del termine, 3
 Documentazione delle condizioni cliniche, 185-6
 Interossei dorsali, 15
 Rizotomia dorsale, 215
 Dorsale, uso del termine, 2
 Inadeguatezza del controllo della dorsiflessione, 117
 Dorso, uso del termine, 2-3
 Emiplegia doppia, 200
 Posizione su due gambe *vedi* Fase di doppio supporto
 Azione di "doppio pendolo" dei piedi delle gambe adiacenti, 77
 tibia verticale, 79
 punta staccata, 76
 Fase di doppio supporto, 53, 54, 73, 103, 103-4 uso del bastone, 123
 misurazione della durata, 147 sistemi di movimento diretto, 148 anziani, 97 trasferimenti di energia cinetica/potenziale, 88 flessione laterale del tronco, 103 movimenti della parte superiore del corpo, 62, 63
 Fase di doppio galleggiamento *vedi* Fase di volo
 Borsa Douglas, 157
 Apparecchiature DVD (disco video digitale), 140 misure cinematiche, 170
 Equilibrio dinamico, 40
 Discinesia, 210
E
 Contrazione eccentrica, 28, 44, 86, 158
 Neuroni efferenti *vedi* Motore inferiore neuroni
 Stampella da gomito *vedi* Stampella da avambraccio
 Anziani, 96-8, 97 uso del bastone, 123
 disturbi dell'andatura, 187-8
vedere anche Cambiamenti legati all'età Elettrocardiogramma, 158
 Elettrogoniometri, 149, 149-52 estensimetri portatili, 151, 151 dispositivi potenziometrici, 149-51, 150
 Elettromiografia, 27, 154-6, 173, 179, 180, 183, 184, 191 paralisi cerebrale, 206, 209, 211-12 bambini, 96 elettrodi a filo sottile, 155-6, 182, 183 emiplegia, 188-9 aspetti storici, 50 limitazioni, 156 elettrodi ad ago, 156 elettrodi di superficie, 155, 182
 Biomeccanica energetica, 43-4 consumo andatura amputata, 129, 130 paralisi cerebrale, 205, 206, 209, 212-13 bambini, 87 aspetti storici, 50 andatura normale, 84-7 andature patologiche, 87, 101 per unità di distanza (costo dell'ossigeno), 86-7 per unità di tempo (consumo di ossigeno), 86 valutazione dell'esito del trattamento, 184 misurazione della spesa, 84-5, 157-9 monitoraggio della frequenza cardiaca, 158-9 calcoli meccanici, 158 consumo di ossigeno, 157-8 cinetico, 43 metabolismo per la contrazione muscolare, 27 potenziale, 43 trasferimenti, 50, 87-8, 89 intersegmento, 88 ottimizzazione dell'uso, 87 *vedi anche* Determinanti dell'andatura Engrammi, 196 Equilibrio, 40 Deformità dell'equinismo *vedere* piede equino Lavoro esterno stimato per camminare (EEWW), 158, 184 Eversione, definizione, 5 Esame in anestesia, 183 paralisi cerebrale, 210 Sistemi esperti, 180, 182 Estensione, 3 Estensore breve delle dita, 15 Estensore lungo delle dita, 14 Estensore lungo dell'alluce, 14 Rotazione esterna (laterale), 3 Momento esterno, 38, 39 Sistema extrapiramidale, 29, 203 anomalie nella paralisi cerebrale, 201
F
 Fascia, 8
 Fascicolo, 25
 Stanchezza, 43, 122
 Piedi adiacenti, 53, 63, 76-8, 77 paralisi cerebrale (liberazione del piede), 205 Femore, 5, 6 testa, 5, 8 collo, 5 Fibula, 6, 7 Elettrogoniometri a estensimetro flessibile, 151, 151 Flessione, 3 Accessorio flessore, 15 Flessore delle dita minime brevis, 15 Flessore breve delle dita, 15 Flessore lungo delle dita, 14 Flessore breve dell'alluce, 15 Flessore lungo dell'alluce, 14 Riflesso di retrazione flessoria, 30 Fase di volo, 54 Fase di galleggiamento *vedi* fase di volo Archi plantari, 11 laterali, 11 longitudinali, 10-11 mediiali, 11 ossa, 7, 7, 11 determinanti dell'andatura, 91, 91 disturbi che causano anomalie nella rotazione dell'anca, 114 paralisi cerebrale, 205, 208, 210-11 anomalie di rotazione, 119, 122 *vedi anche* deformità del piede piedi adiacenti, 77-8 sollevamento del tallone, 72 contatto iniziale, 66 muscoli intrinseci, 15 articolazioni, 10 legamenti, 10 risposta al carico, 67 posizione intermedia, 70 movimenti, 4, 5 ciclo del passo, 63 *vedi anche* movimento accoppiato piede/gamba opposto al contatto iniziale, 74

- punta opposta staccata,
69 schema, 82, 83
terminologia di posizionamento, 54-6, 55 tibia
verticale, 79 punta
staccata, 76
Distanza per i piedi *vedi* Piedi adiacenti
Contatto del piede *vedere* Tallone transitorio
Deformità del piede,
paralisi cerebrale, 210-11
anomalie del contatto del piede, 118
anomalie della rotazione del piede, 119
spinta insufficiente, 120
Dismetria
funzionale della lunghezza delle gambe con
piede
cadente, 110 emiplegia spastica,
198 steppage, 112, 112
Piede piatto (contatto con l'avampiede), 68, 94, 95
misurazione del tempo, 146
Misurazione della pressione del piede, 152-4
applicazioni cliniche, 189 sistemi
di mappatura della pressione diretta, 153
sistemi di sensori di forza, 153-4, 154 esame
della lastra di vetro, 153 aspetti storici,
49-50 dispositivi nelle scarpe, 154

Pedobarografo, 153 problemi,
152 unità, 152

Protesi del piede, andatura dell'amputato, 131,
132, 133
Schiaffo al piede, 67, 117
Appoggio del piede *vedi* Appoggio del tallone transitorio
Interruttori a pedale, 146, 146-7
design, 147
Calzature, 58
correttive, 189
dispositivi di misurazione della pressione
nelle scarpe, 154
modelli di usura, 66, 153
Forza, 32-6
diagrammi del corpo libero, 35, 35-6
momenti, 36-40, 38
risoluzione in componenti, 33, 33, 34

determinazione risultante, 33-5
parallelogramma delle forze, 34, 34,
35
triangolo delle forze, 34, 34-5
Piattaforme di forza, 42, 80, 81, 160-5, 161, 179,
180, 182 prescrizione di
calzature correttive, 189 raccolta dati, 161-2

da entrambi i piedi, 162-3
visualizzazione dei dati,
163 interpretazione dei dati, 163, 163-4

aspetti storici, 49-50, 51 sistema
cinematico combinato
misurazioni, 172-4, 173 montaggio/
posizione, 161 due piattaforme di
forza, 162, 162 segnali di uscita, 160-1
misurazione dei transistori, 164

Sistemi di sensori di forza
per la misurazione della pressione del piede,
153-4, 154 montati sulla scarpa, 164-5
Piattaforme di forza *vedi* Piattaforme di forza
Stampella da avambraccio, 125, 125-6
Ossa
dell'avampiede, 7,
7, 8 contatto *vedere*
Movimenti del piede piatto, 4
Andatura a quattro punti, 127, 127
modificata, 128
Diagrammi del corpo libero, 35, 35-6, 50
Frequenza, 31
Attrito, 35, 56
coefficiente utilizzato, 56
Piano frontale, 3
Discrepanza funzionale della lunghezza delle gambe *vedere*
discrepanza nella lunghezza delle gambe

G
Andatura, 47-98
amputato *vedi* Definizione di
andatura per
amputato, 48 determinanti che ottimizzano l'energia
uso *vedi* Determinanti dello sviluppo
dell'andatura, 50, 94-6 anziani,
96-8, 97 inizio, 92-3 modifica,
180 variazione
normale, 47, 93-4
asimmetrie, 58 utilizzo muscolare, 62
ricerca, 177, 178
terminazione, 92-3 tapis
roulant, 133 con ausili per
la deambulazione, 126-8

Accelerometri
per l'analisi dell'andatura, 159-60, 167
misurazione diretta del movimento
sistemi, 148
elettrogoniometri, 149, 149-52, 150, 151

elettromiografia *vedi*
Misurazione del consumo
energetico dell'elettromiografia, 84-5, 157-9
apparecchiature,
173, 173 piattaforme di forza
vedere Piattaforme di forza tempi del ciclo
dell'andatura, 53-4, 54, 146-8 layout del
laboratorio dell'andatura, 139

parametri generali dell'andatura *vedi* Parametri
generali dell'andatura
giroskopi, 160 aspetti
storici, 48-52 sistemi cinematici
vedi Cinematico
misurazioni
sistemi combinati cinetici/cinematici,
172-4 pressione sotto
il piede *vedi* Terminologia di misurazione
della pressione del piede, 52-7
visivo, 48, 137-42, 211
vedi anche Valutazione clinica
dell'andatura
Ciclo dell'andatura, 49, 52, 57-63, 64-80
angolo della caviglia, 58,
59 movimenti caviglia/piede, 63
durata, 53 piedi
adiacenti, 53, 63, 76-8, 77 vettore della
forza di reazione al suolo, 62 'diagramma a
farfalla', 59, 61, 81, 163, 164 sollevamento
del tallone,
53, 63, 71, 71-3 angolo dell'anca,
58,
59 movimenti, 63

contatto iniziale, 52, 53, 63, 64-6 momenti/
potenze articolari, 58, 60 angolo del

ginocchio, 58, 59
movimento, 63
posizione della gamba, 58, 59,
62 risposta al carico, 53, 54, 62, 63, 65, 66-7
appoggio
intermedio, 53, 62, 69-71 attività
muscolare, 59, 61, 62 contatto
iniziale opposto, 53, 65, 73, 73-5 distacco

opposto delle dita del piede, 53, 67-9,
68 movimenti sul piano sagittale, 58 fase
di appoggio, 53 fase di
oscillazione, 53
contatto terminale del piede, 80
terminologia, 52-4 tibia
verticale, 53, 78-80, 79 tempistica,
53-4, 54, 146-8
interruttori a pedale, 146, 146-7
passerelle strumentate, 147-8
staccare la punta del piede, 53, 54, 63, 75, 75-6
movimento della parte superiore del corpo, 62-3
Attrezzatura da
laboratorio per l'andatura,
173, 173 layout, 139
GAITRite, 148
Motoneurone gamma, 25, 29
Gastrocnemio, 14, 72, 73 disturbi
spinta
insufficiente, 120 iperestensione
del ginocchio, 115

- Gemello inferiore, 12
 Gemello superiore, 12
 Parametri generali dell'andatura, 143, 143-6, 180, 183, 184
 misurazione, 143
 accelerometri, 160 tempo di ciclo (cadenza), 143, 144 velocità di camminata, 143, 145 lunghezza del passo, 143, 144-5 registrazioni video, 142, 145 intervalli normali, 223-4
 Genu recurvatum (deformità da iperestensione del ginocchio), 114
- Esame della lastra di vetro, 153
 Gluteo massimo, 12, 65, 66, 67, 68, 70, 79, 182 flessione posteriore del tronco, 108
 Gluteo medio, 12, 70, 104
 Gluteo minimo, 12
 Organo di Golgi, 30
 Gracile, 14
 Gravità, 31, 32, 40
 Materia grigia, 15, 22
 Grande trocantere, 5
 Forze di reazione al suolo, 80-3 componenti, 80, 81 misurazioni della piattaforma di forza, 160 ciclo dell'andatura, 62 'diagramma a farfalla', 59, 61, 81, 163, 164 sollevamento del tallone, 72 contatto iniziale transitorio del tallone, 82, 83 contatto iniziale opposto, 64-5 risposta al carico, 67 posizione intermedia, 70, 71 contatto iniziale opposto, 74 distacco della punta opposto, 69 sensori di forza montati sulla scarpa, 164 distacco della punta, 76 monitoraggio del trattamento, 186 approccio alla proiezione vettoriale', 62
- Stampella per grondaia, 125, 126
 Giroscopi, 160
- H
- Zona H, 25
 Modelli di abitudine, 185
 Alluce (alluce), 8
 Muscoli posteriori della coscia, 13, 65, 66, 67, 68, 70, 77, 79, 80, 182 disturbi paralisi cerebrale, 198, 199, 207 escursione dell'anca, 111 anomalia della rotazione dell'anca, 114 volteggio, 113 allungamento chirurgico, 211 Malattia di Hansen (lebbra), 189
- Harris/Harris-Beath mat, 153
 Anomalie dell'atteggiamento/movimento della testa, 122 lesioni, 187 movimenti anziani, 98 ciclo dell'andatura, 63 Monitoraggio della frequenza cardiaca, 158-9 Contatto del tallone vedere Heelstrike transitorio Tacco staccato *vedi* Tallone sollevato Sollevamento del tallone, 53, 71, 71-3 andatura dell'amputato, 130 caviglia/piede, 63, 72 vettore della forza di reazione al suolo, 72anca, 72 ginocchio, 72 momenti, 72-3 potenze, 72-3 misurazione del tempo, 146 parte superiore del corpo, 71-2 Talloniera, 8 Heelstrike *vedi* Contatto iniziale Contatto del tallone transitorio (piede), 64, 81, 82, 83 anomalia, 117-18 misurazione, 159 piattaforme di forza, 164 cinematiche, 167 valutazione visiva, 144 Canna Hemi (a base larga; granchio), 124 Emiparesi, 197 Emiplegia, 18, 188, 197 doppia, 200 ausili per la deambulazione, 128 *vedi anche* Emiplegia spastica Ossa del retropiede, 7, 7-8 movimenti, 4 Anca, 5, 6 debolezza dell'abduzione, 105-6, 106
- vedi anche* artroplastica definizione dell'angolo, 58 ciclo dell'andatura, 58, 59 misurazione con dispositivo potenziometrico, 149 artrite, 105 lussazione congenita (displasia dello sviluppo), 106, 107 disturbi flessione anteriore del tronco, 108 paralisi cerebrale, 198, 199, 206, 207, 208 andatura emiplegica, 198 flessione laterale del tronco, 104-6, 105
- aumento della lordosi lombare, 109 flessione posteriore del tronco, 108 anomalie di rotazione, 113-14 diplegia spastica, 199 anomalie della base di deambulazione, 121 articolazione falsa (psueuartrosi), 106 piedi adiacenti, 77 momento flessore interno, 78 scambi di potenza, 78 forze nell'uso del bastone, 123, 124 durante la posizione su una gamba/due gambe, 103, 103-4, 104 sollevamento del tallone, 72 contatto iniziale, 65, 66 legamenti, 8 risposta al carico, 67 appoggio intermedio, 70, 71 momenti, 65, 67, 69, 71, 74, 76, 79, 180 movimenti, 4, 8, 63 bambini, 94 anziani, 98 muscoli, 12-13 co-contrazione, 39 contatto iniziale opposto, 65, 74 distacco opposto della punta, 68, 69 dolore, 105, 106 scambi di potenza, 69, 74, 76 contributo del momento di supporto, 84, 85 tibia verticale, 78-9 dita fuori, 76 Escursionismo sui fianchi, 109, 111, 112, 113 Aspetti storici, 48-52 applicazioni cliniche, 51-2 studi descrittivi, 48-9 piattaforme di forza, 49-50, 51 cinematica, 49, 51 modellazione matematica, 51 analisi meccanica, 50 attività muscolare, 50
- Anamnesi, 179, 182 paralisi cerebrale, 209-10 Piano orizzontale, 3 Meccanismo protesico idraulico del ginocchio, 130 Formazione/verifica delle ipotesi, 179-80, 183
-
- Io ho 25 anni Disturbo idiopatico dell'andatura dell'anziano, 98 Camminata idiopatica sulle punte, 185 Iliaco, 12 Iliopsoas, 12, 76, 77, 78, 182, 211 paralisi cerebrale, 198, 199

- Ilio, 5
- Dispositivi di misurazione della pressione
nelle scarpe, 154
- Inerzia, 42
- Inferiore, uso del termine, 2
- Fonti di informazione, 229-32
- Contatto iniziale, 52, 53, 63, 64, 64-6, 82, 91
caviglia/
piede, 63, 66 bambini,
94, 95 vettore della
forza di reazione al suolo, 64-5 andatura
emiplegica, 198 anca, 65
ginocchio,
63, 65-6 momenti,
66 potenze, 66
misurazione
del tempo, 146 parte superiore del
corpo, 65
- Supporto doppio iniziale *vedi* Caricamento
risposta
- Inizio dell'andatura, 92-3
- OssO innominato, 5
- Inserzione del muscolo, 12
- Passerelle strumentate, 147-8
- Tremore intenzionale, 122
- Rotazione interna (mediale), 3
- Momento interno, 38, 39
- Membrana interossea, 7
- Articolazioni interfalangee, 10
- Trasferimenti energetici intersegmentali, 88
- Fibra muscolare intrafusale, 29
- Inversione, definizione, 5
- Inclinazione ipsilaterale vedere Flessione
laterale del tronco
- Disturbo ritmico irregolare, 121
- Ischio, 5
- Contrazione isometrica, 28, 44, 85
- Contrazione isotonica, 28
- J**
- Anatomia delle articolazioni, 8-11
- Angoli articolari
paralisi cerebrale/diplegia spastica,
199-200, 200
valutazione clinica, 183
definizione, 58
elettrogoniometria, 149, 149-52 ciclo del
passo, 58, 59
misurazioni cinematiche, 165, 166, 167
misurazioni
con registrazione video, 142
- Momenti articolari, 180, 183
metodi di stima, 62 ciclo
dell'andatura, 58, 60
- Poteri articolari, 43-4, 158, 180, 183
ciclo
dell'andatura, 58, 60
- K**
- Misure cinematiche, 42, 165-72, 179, 182
precisione,
167 sistemi di
marcatori attivi, 172 applicazioni,
165 tridimensionali
calibrati
sistemi, 165, 166 paralisi
cerebrale, 206-9, 207, 208,
209
raccolta dati, 166
- Digitalizzatori DVD, 170
frame rate, 166
aspetti storici, 49, 51 errori di
misurazione, 167 posizionamento
dei marcatori degli arti, 168 movimento
dei marcatori, 167-8 sistemi
fotografici, 168-9 precisione, 167
principi, 165-6
risoluzione, 167 sistemi
a telecamera singola,
165-6 sistemi televisivi/computer, 169,
170-2, 171 registrazione su nastro video, 170
requisiti del
passaggio pedonale, 139
- Energia cinetica, 43
trasferimento di energia potenziale, 68, 70,
87-8
piedi adiacenti, 78
- Misure cinematiche, paralisi cerebrale, 206-9, 207,
208, 209
- Sistemi combinati cinetici/cinematici, 172-4, 173
analisi dei dati,
173-4
- Cinetica, 42
- Ginocchio, 5,
6 anatomia, 8-9
definizione
dell'angolo, 58 ciclo
dell'andatura, 58, 59 misurazione del dispositivo
potenziometrico, 149 rottura del legamento
crociato anteriore, 188 paralisi
cerebrale, 205-6, 206
diplegia spastica, 199 debolezza degli
estensori, 107, 108 piedi
adiacenti, 77, 78 flessione
eccessivo, 116, 116-17 fase di
appoggio, 67, 68, 70, 91, 91,
94
fase di oscillazione, 76
sollevamento del
tallone, 72, 73 iperestensione, 114-16, 115
deformità (genu recurvatum), 114
- andatura emiplegica/diplegica, 198, 200
contatto iniziale, 65-6
legamenti, 9
risposta al carico, 67
appoggio intermedio, 70,
71 momenti, 66, 67, 69, 71, 72, 74, 75, 76,
78, 80, 180 movimenti, 4,
9, 63 rotazione automatica
(meccanismo di 'avvitamento'), 9 bambini,
94 anziani, 98
muscoli, 12-13,
14 contatto iniziale
opposto, 74, 75 distacco
opposto delle dita dei piedi, 68, 69
scambi di potenza, 67, 71, 73
progettazione della protesi, 129-30
contributo del momento di supporto,
84,
85
tibia verticale, 79, 80 punta
staccata, 76
angolazione valga, 92
anomalia del contatto del piede, 118
deformità in varo, 121
- Riflesso rotuleo, 29
- L**
- Acido lattico, 27
- Legamento collaterale laterale, 9
- Condili laterali
femore, 5, 6, 8
tibia, 6, 8
- Rotazione laterale (esterna), 3
- Malleolo laterale, 7
- Flessione laterale del tronco, 103-7
andatura dell'amputato,
130 condizioni cliniche associate, 105-6 forze
dell'articolazione dell'anca, 104-5, 105
- Laterale, uso del termine, 3
- Ossa/articolazioni delle
gambe, 6 azione 'doppio pendolo', 76, 77,
79
principali, 54
movimenti
sistemi di misura diretta, 148 studi
storici, 49
muscoli, 12-13, 13
posizione durante il ciclo dell'andatura, 58,
59,
62 trascinamento, 54
- Discrepanza nella lunghezza
delle gambe anatomiche,
110 funzionale, 109-10, 116, 117 cause,
110
circondizione, 109, 111, 111

- Dismetria (*continua*) andatura emiplegica, 198 iperestensione del ginocchio, 115-16 flessione laterale del tronco, 107 disturbi dell'andatura ritmica, 121
- Lebbra (morbo di Hansen), 189
- Piccolo trocantere, 5
- Disfunzione del braccio di leva, 36 paralisi cerebrale, 203-4, 205, 206 anomalie della rotazione del piede, 119
- Decollo, 77
- Legamenti, 8-11, 12 caviglia, 10 piede, 10anca, 8 ginocchio, 9 scambi di potenza, 44
- Legamento rotondo, 8
- Indicatori a diodo ad emissione luminosa (LED), 172
- Zoppicare, 102
- Linea di gravità, 40
- Momento lineare, 42
- Moto lineare, 40-1
- Velocità lineare, 167
- Contenzioso, 186
- Caricamento, riduzione con l'uso della canna, 123-4
- Risposta al carico, 53, 54, 62, 63, 65, 66-7, 91 caviglia/ piede, 67 vettore della forza di reazione al suolo, 62, 66, 67anca, 67 ginocchio, 63, 67 posizione della gamba, 62 momenti, 67 potenze, 67 parte superiore del corpo, 67
- Stampella Lofstrand *vedi* Stampella da avambraccio
- Neuroni motori inferiori (efferenti), 16, 22 lesioni, 29
- Aumento della lordosi lombare, 109, 110 paralisi cerebrale andatura diplegica, 199 andatura emiplegica, 198
- Plesso lombare, 19, 19
- Lesione del midollo spinale lombare, 17
- Vertebre lombari, 15
- Lumbricali, 15
- M**
- Sindrome da malrotazione maligna, 204
- Simulazione di finzione, 185
- Messa, 31-2
- Modellazione matematica, 191, 213 aspetti storici, 51
- Conversione delle unità di misura, 225-8
- Legamento collaterale mediale, 9
- Condili mediari femore, 5, 6, 8 tibia, 6, 8
- Rotazione mediale (interna), 3
- Malleolo mediale, 6
- Mediale, uso del termine, 3
- Potenziale di membrana, 22-3
- Menisco, 9
- Frattura del metatarso (dito del piede), 72
- Metatarsalgia, 120
- Metatarsi, 7, 8
- Articolazioni metatarsofalangee, 10 artrite, 120
- Metodi di analisi dell'andatura, 137-74 accelerometria, 159-60, 167 misurazione diretta del movimento, 148 elettrogoniometria, 149, 149-52 elettromiografia *vedi* Misurazione del consumo energetico dell'elettromiografia, 84-5, 157-9 misurazione della pressione del piede, 49-50, 152-4, 189 misurazioni della piattaforma di forza *vedere* Piattaforme di forza, temporizzazione del ciclo di andatura, 53-4, 54, 146-8, apparecchiature di laboratorio per l'andatura, 173, 173, layout, 139, parametri generali dell'andatura, *vedere* Parametri generali dell'andatura, applicazioni del giroscopio, 160, cinematica, *vedere* Cinematica misurazioni sistemi combinati cinetici/cinematici, 172-4 visivo, 137-42, 211
- Metronomo, 139, 140
- Ossa del piede medio, 7, 7, 8
- Rottura del mesopiede, 205
- Posizione intermedia, 53, 62, 69, 69-71 caviglia/piede, 70 vettore della forza di reazione al suolo, 62, 70, 71anca, 70 ginocchio, 70 posizione della gamba, 62 momenti, 71 distacco della punta opposta, 67 potenze, 71 parte superiore del corpo, 70
- Rocker a metà posizione (seconda; caviglia), 70
- Mid-swing *vedi* Piedi adiacenti
- Articolazioni medio-tarsali, 10 bloccanti, 74
- Momento di forza, 36-40, 38, 39 calcolo, 36 coppie, 39 esterne, 38 interne, 39, 40 attive, 38 passive, 38 procedura di normalizzazione, 40
- Momento di inerzia, 41-2
- Braccio di leva (momento), 36
- Momenti piedi adiacenti, 78 generazione con uso del bastone, 123, 124 sollevamento del tallone, 72-3 contatto iniziale, 66 risposta al carico, 67 appoggio intermedio, 71 contatto iniziale opposto, 74-5 distacco opposto della punta, 69 tibia verticale, 79-80 distacco della punta, 76
- Momentum, 42
- Muscoli monoarticolari, 11
- Riflesso monosinaptico, 29
- Controllo motore, 30
- Corteccia motoria, 22, 29, 196
- Placche motrici (giunzioni neuromuscolari), 22, 27
- Motoneuroni, 21, 25, 27, 29, 195 inferiori, 16, 22 superiori, 16, 22
- Unità motoria, 27 reclutamento, 28
- Anomalie del movimento, 122
- 'Protektor Multiflex', 131
- Malattia articolare multipla, 188
- Molteplici procedure agli arti inferiori (MLEP), 214
- Sclerosi multipla, 24, 187
- Fotografia a esposizione multipla, 165, 168
- Potenziale d'azione muscolare, 27
- Atrofia muscolare, 28-9
- Contrazione muscolare, 25 interazioni tra filamenti di actina/miosina, 25, 26, 27
- generazione di momenti attivi (interni), 38 pompa del calcio, 27 valutazione clinica, 183 concentrico, 28, 44, 158 eccentrico, 28, 44, 86, 158 metabolismo energetico, 27 generazione di forza, 27-8
- insufficienza attiva, 27

insufficienza passiva, 28
isometrica, 28, 44, 85
isotonica, 28
periodo di latenza, 27
reclutamento delle unità motorie, 28 scambi di potenza, 43-4
inibizione reciproca, 28 tetano, 27, 28 trecce, 27, 28 contrazione, 27, 28
Affaticamento muscolare, 27 tipi di fibre muscolari, 28
Fibre muscolari, 25
innervazione, 27
intrafusale, 29
tipi, 28, 212
alterazione indotta da stimolazione, 28

Filamenti muscolari, 25
Fuso muscolare, 29, 30
Tono muscolare, 30
paralisi cerebrale, 204, 205, 210
Muscoli
che agiscono sulle articolazioni della caviglia e della sottoastragrica, 14-15 che agiscono sulle articolazioni dell'anca e del ginocchio, 12-14
che agiscono sulle articolazioni del ginocchio e della caviglia, 14 che agiscono solo sull'articolazione dell'anca, 12
che agiscono solo sull'articolazione del ginocchio, 14
azione durante il ciclo del passo, 59, 61, 62 aspetti storici, 50
agonisti, 28
anatomia, 11-15
antagonisti, 28
biarticolari, 11 innervazione, 21, 22, 27 inserzione, 12
gamba, 12-13, 13
monoarticolari, 11
origine, 12 fisiologia, 25-9 poliarticolari, 11 struttura, 25-7, 26 sinergici, 28 nel piede, 15
Distrofia muscolare, 187, 189
Disturbi muscoloscheletrici, valutazione clinica dell'andatura, 187-91
Guaina mielinica, 24
Nervi mielinizzati, 24-5
recupero da infortunio, 25
Mielodisplasia, 187
Mielomeningocele, 134
Miofibrille, 25
Miosina, 25, 26, 27

N
Navicolare, 7, 8
Anomalie dell'atteggiamento/movimento del collo, 122
Negligenza, 186
Impulso nervoso, 20-1, 22, 195
generatori di pattern, 29
propagazione, 23-4, 24
velocità di conduzione, 24-5
Plesso nervoso, 18
Neuroglia, 21
Disturbi neurologici, dismetria funzionale delle gambe, 110 anomalie dell'andatura, 134-5
disturbi ritmici, 121
Disturbi neuromuscolari, andatura clinica valutazione, 187-91
Giunzioni neuromuscolari (placche motrici), 22, 27
Neuroni, 16, 20 corpi cellulari, 16, 20, 21 motori, 21 fisiologia, 20-1 potenziale di membrana a riposo, 23 sensoriale, 21 struttura, 20, 21
Neurotrasmettore, 21, 23
Leggi di Newton, 31
prima, 31
seconda, 31, 35, 42, 93 terza, 31, 39
Nodo di Ranvier, 24
Fase di non supporto vedere Fase di volo
Indice di normalità, 174, 213
Procedure di normalizzazione, 40, 57

O
Otturatore esterno, 12
Otturatore interno, 12
Contatto opposto del piede *vedi* Contatto iniziale opposto
Piede opposto fuori *vedi* Dita del piede opposte fuori
Contatto iniziale opposto, 53, 65, 73, 73-5
caviglia/piede, 63, 74
vettore della forza di reazione al suolo, 74
anca, 74-5
ginocchio, 74 momenti, 74-5
potenze, 74-5
parte superiore del corpo, 74
Toe off opposto, 53, 67-9, 68 caviglia/piede, 69 vettore della forza di reazione al suolo, 69 anca, 68
ginocchio, 68 momenti/potenze, 69

parte superiore del corpo, 68
Tecniche optoelettroniche, 165, 166 misure cinematiche, 172
Origine del muscolo, 12
Ortesi, 17-18, 183, 184 prescrizione, 190-1
Ortesi, 18
Osteoartrite, 97, 114, 187, 188 dolore all'anca, 105
Consumo di ossigeno, 86 paralisi cerebrale, 213 rapporto frequenza cardiaca, 158-9 misurazione, 157-8, 213
Costo dell'ossigeno, 86-7, 213
Debito di ossigeno, 27

P
Dolore
all'andatura antalgica, 121 misurazione della pressione del piede, 152 avampiede, 120 anca, 105, 106 flessione laterale del tronco, 105, 106 uso di ausili per la deambulazione, 122, 124
Parallelogramma delle forze, 34, 34, 35
Paralisi, 17-18
Paraplegia, 17
Parkinsonismo, 97, 139, 187 anomalie dell'andatura, 134-5 inizio dell'andatura, 93
Insufficienza passiva, 28
Momento passivo (interno), 38
Patella, 5, 6, 9
Tendine rotuleo, 6, 14
Articolazione femoro-rotulea, 6, 9
Andatura patologica, 101
paralisi cerebrale *vedi* Paralisi cerebrale consumo di energia, 87 condizioni neurologiche, 134-5 *vedi anche* Andatura anormale
Generatore di pattern, 29
centrale, 30
disturbi dell'andatura ritmica, 121
Pettineo, 12
Pedobarografo, 153
Contapassi, 160
Obliquità pelvica, 90, 90
Rotazione pelvica, 89, 89-90
Misurazione
diretta del movimento del bacino, 5, 6
sistemi, 148
trasferimenti di energia, 88
sollevamento
del tallone, 72 contatto iniziale, 65 posizione intermedia, 70 movimento durante il ciclo del passo, 63 relazione del movimento del tronco, 62-3

- Bacino, (*continua*)
 contatto iniziale opposto, 74
 distacco punta opposto,
 68 tibia verticale, 78
 Nervi periferici, 21, 22 anatomia,
 18-19 lesione, 25, 29
- Peroneo breve, 14
 Peroneo lungo, 14
 Peroneo terzo, 14
 Piede calcaneare *vedi* Piede calcaneare
 Piede equino *vedere* Piede equino
 Anomalie del
 contatto del piede valgo, 118 Anomalia
 della rotazione dell'anca, 114
 Piede varo, anomalia nella rotazione dell'anca,
 114
 Falangi, 8
 Iniezioni di fenolo, 215
 Tecniche fotografiche, 165
 misure cinematiche, 168-9
 Esame fisico, 179, 182 paralisi cerebrale,
 210-11
 Fisioterapia, 183, 184
 Indice di costo fisiologico (PCI), 158-9, 212-13
- Fisiologia, 19-31, 195-6 controllo
 motorio, 30 muscoli,
 25-9 nervi, 19-25
- Piriforme, 12
 Coppia flessione plantare/estensione del
 ginocchio, 39, 72, 115, 118, 198,
 203, 205, 209
 Interossei plantari, 15
 Plantare, 14
 Plesso, 18
 lombare, 19, 19
 sacrale, 19, 20
 Meccanismo protesico pneumatico
 del ginocchio, 130
 Goniometro a luce polarizzata, 152
 Poliomielite, 29, 114
 Muscoli poliarticolari, 11
 Riflesso polisinaptico, 29-30
 Popliteo, 14
 Legamento crociato posteriore, 9
 Radice posteriore, 16, 22
 Ganglio della radice posteriore, 16, 22
 Flessione posteriore del tronco, 108, 109
 Posteriore, uso del termine, 2
 Energia potenziale, 43
 Basato su potenziometro
elettrogoniometri, 149-51, 150
 limitazioni, 150-1
 Borse elettriche, 43-4
 Poteri
- piedi adiacenti, 78 ciclo
 dell'andatura, 58, 60
 sollevamento del
 tallone, 72-3 contatto
 iniziale, 66 risposta al carico,
 67 appoggio
 intermedio, 71 contatto iniziale opposto,
 74-5 distacco opposto
 della punta, 69 tibia
 verticale, 79-80 distacco della punta, 76
 Misurazione della pressione sotto il piede
vedere Misurazione della pressione del piede
 Solette antidecubito, 189
 Pre-swing, 53, 54, 73, 75
 Terminazione presinaptica, 20, 21
 Appoggio primario delle dita, 118
 Pronazione, definizione, 5
 Propriocezione, 22
 disturbi
 dell'andatura ritmica, 121 anomalie della
 base del cammino, 120
 Protesi sopra
 il ginocchio (transfemorale, AK)
 amputazione, 129-30
 meccanismo del ginocchio, 130
 caviglia, 131, 132, 133
 amputazione sotto il ginocchio
 (transtibiale, BK), 131, 132
 valutazione
 dell'andatura nella valutazione/
 progettazione, 190, 191 accoppiamento meccanico/
~~meccanico~~ 15
 Prossimale, uso del termine, 3
 Grande psoas, 12
 allungamento, 198
 Anomalie psicogene dell'andatura, 185
 Pube, 5
 Stacca, 74
 Spingere via,
 73 insufficienza, 120
 Sistema piramidale, 29
- Q**
 Canna quadrupla (tetrapode), 124
 Quadrato femorale, 12
 Quadricipite, 12, 14, 66, 67, 68, 69, 70, 71,
 182 disturbi
 flessione
 anteriore del tronco, 107 paralisi
 cerebrale, 198, 199, 211 anomalia
 della rotazione dell'anca, 114 eccesso
 di flessione del ginocchio, 116
 iperestensione del ginocchio, 114, 115
 paralisi correlata alla poliomielite,
 114-15
 elettromiografia, 155
 Tendine del quadriceps, 6, 14
 Tetraplegia, 17
- R**
 Radian, 41
 Gamma di movimento, 139
 Portata (oscillazione terminale), 78, 79
 Andatura reciproca (con ausili per la deambulazione) *vedi*
 Andatura a quattro punti
 Inibizione reciproca, 28
 Reclutamento delle unità motorie, 28
 Retto femorale, 12, 72, 74, 75, 76, 77, 78
 paralisi
 cerebrale, 198, 199, 206 trasferimento
 chirurgico, 211
 Piani di riferimento, 3
 Periodo refrattario, 24
 Applicazioni di ricerca, 177, 178 requisiti
 tecnici, 177
 Quoziente respiratorio, 157
 Nuclei reticolari, 202
 Artrite reumatoide, 187, 189 flessione
 laterale del tronco, 105 pressione
 sotto il piede, 152
 Disturbi ritmici, 121
 Deambulatore, 126
 Fase di roll-off, 73
 Correre, 93
 transizione dalla camminata, 54
- S**
 Piede SACH, 131
 Plesso sacrale, 19, 20
~~corrispondenti~~ 15
 Articolazione
 sacroiliaca, 5 dismetria funzionale delle gambe,
 110
 Sacro, 5
 Piano sagittale, 3
 movimenti
 bambini, 94, 95 ciclo
 dell'andatura, 58
 Intervallo di campionamento, 31
 Sartorio, 13 anni
 Grandezze scalari, 32
 Forbici, 121
 Scoliosi, 107
 Secondo doppio supporto *vedi* Pre-swing
 Secondo rocker (a metà appoggio; caviglia), 70
 Semimembranoso, 13
 Muscolo semitendinoso, 13
 Disturbi sensoriali, anomalie della base
 di deambulazione, 120
 Neuroni sensoriali, 21, 22
 Ossa sesamoidi, 6
 Calzature antiurto, 159
 Indossare scarpe,
 58 valutazione della pressione del piede,
 153 modello del tallone, 66
 Trasferimenti
 energetici alle spalle, 88

- ciclo dell'andatura, 62
sollevamento del tallone, 72 contatto iniziale, 65
appoggio intermedio, 70
contatto iniziale opposto, 74 distacco opposto delle dita del piede, 68 distacco delle dita del piede, 75
- Andatura strascicata, 135**
- Unità SI (Sistema Internazionale), 32**
- Supporto singolo (posizione con un solo arto), 54, 73, 103-4, 104 uso del bastone, 123 bambini, 96 misurazione della durata, 147 anziani, 97 trasferimenti di energia, 88 distacco della punta opposta punta opposta *vedi* distacco della punta opposta**
- Marcatura della pelle, 142**
- Slittamento, 55-6**
- Epifisi femorale scivolata, 106**
- Camminata lenta, 140**
- Soleo, 14, 72, 73 spinta insufficiente, 120**
- Accelerometri a stato solido, 159**
- Giroscopi allo stato solido, 160**
- Diplegia spastica, 199-200 deformità ossee, 210 angoli articolari, 199-200, 200**
- Emiplegia spastica, 197-8, 214**
- classificazione dell'andatura, 197-8 Gruppo I, 198 Gruppo II, 198 Gruppo III, 198 Gruppo IV, 198 trattamento chirurgico, 198
- Tetraplegia spastica, 200, 214**
- Spasticità, 30**
- paralisi cerebrale, 196, 202, 202-3, 205, 210, 215 inadeguatezza del controllo della dorsiflessione, 117 anomalia del contatto del piede, 118 conseguenze funzionali, 203 discrepanza funzionale della lunghezza delle gambe, 110 anomalia della rotazione dell'anca, 113, 114 eccessiva flessione del ginocchio, 116 iperestensione del ginocchio, 115 disinibizione del riflesso di stiramento, 202 trattamento *vedi* camminare, 92-3
- Velocità di camminata, 143, 143**
- calcolo, 145, 146 anziani, 97 consumo energetico per unità di distanza (costo dell'ossigeno), 86-7 per unità di tempo (consumo di ossigeno), 86
- misurazione, 143, 145 sistemi diretti, 148 procedure di normalizzazione, 57 terminologia, 56-7 valutazione dell'esito del trattamento, 184 analisi visiva dell'andatura, 139, 140 *vedere anche* Parametri generali dell'andatura
- Spina bifida (mielomeningocele), 134**
- Canale spinale, 15**
- Midollo spinale, 17, 21, 22, 195, 196 anatomia, 15-18, 16 vie ascendenti, 16 vie discendenti, 16 lesione, 16-18, 25, 187 cervicale, 17 lombare, 17 atrofia muscolare, 28-9 riflessi spinali disinibizione, 29 toracico, 17 controllo motorio, 30**
- Nervi spinali, 17**
- anatomia, 15-18 radici, 15, 16
- Riflessi spinali, 29-30 inibizione del centro superiore, 29, 30**
- Spirometro, 158**
- Problemi di stabilità uso del bastone, 123**
- paralisi cerebrale, 204, 205 diplegia spastica, 199 emiplegia spastica, 197 allargamento della base del cammino, 106, 120- 1, 130
- Timbratura, 118**
- Fase di appoggio, 53, 54, 75**
- caviglia, 63 misurazione della durata, 146 sistemi di movimento diretto, 148 ottimizzazione dell'uso dell'energia (determinanti dell'andatura), 91 allungamento funzionale della gamba, 110 forze di reazione al suolo, 80-1 anca, 63 ginocchio, 63, 66 flessione, 67, 68, 70, 91, 91, 94 suddivisioni, 53 parte superiore del corpo, 62, 63
- Tempo di posizione, 53**
- Tempo di camminare, 92-3**
- Fattore di passo, 57 Misurazione diretta della lunghezza del passo, 55, 57, 82 sistemi, 148
- Dismetria**
- funzionale della lunghezza delle gambe, 109, 111-12, 112, 113 andatura emiplegica, 198
- Andatura a gambe rigide, paralisi cerebrale, 198, 200**
- trattamento chirurgico, 211
- Smettere di camminare, 92-3**
- Misurazioni con il cronometro, 143, 144**
- Recettori di stiramento, 29**
- Riflesso di stiramento, 29, 30, 202, 202**
- Lunghezza del passo, 54, 55, 90, 143, 143 calcolo, 144-5, 146 bambini, 94, 95, 96 anziani, 97, 98 rapporto altezza, 95 misurazione, 143, 144-5 automatico, 147 sistemi di movimento diretto, 148 *vedere anche* Parametri generali dell'andatura
- Tempo di passo** *vedi* Tempo di ciclo
- Larghezza del passo** *vedi* Base di camminata
- Illuminazione stroboscopica, 170**
- Ictus, 187 piede cadente, 110 dismetria funzionale delle gambe, 110**
- flessione laterale del tronco, 107 emiplegia spastica, 197
- Articolazione sottoastragalica (astragalo-localcaneare), 7, 8,**
- 10 movimenti, 10 muscoli, 14-15
- Superficiale, uso del termine, 3**
- Superiore, uso del termine, 2**
- Supinazione, uso del termine, 5**
- Momento di supporto, 84, 85**
- Fase di supporto** *vedere* fase di appoggio
- Trattamento chirurgico, 183, 184**
- paralisi cerebrale, 195, 209, 216 emiplegia spastica, 198
- Fase di oscillazione, 53-4, 57, 75, 76, 77 studi con accelerometro/giroscopio, 160 caviglia, 63**
- bambini, 94, 96 misurazione della durata, 147 sistemi di movimento diretto, 148 accorciamento funzionale della gamba, 110 anca, 63, 65 ginocchio, 65-6 flessione, 63 suddivisioni, 53 parte superiore del corpo, 62, 63
- Tempo di swing, 53**
- Amputazione di Syme** *vedi* livello della caviglia amputazione
- Sinapsi, 21, 23**
- Sinergismo, 28**
- Articolazioni sinoviali, 8**
- Capsula sinoviale, 8**
- Liquido sinoviale, 8**
- Sifilide, 118**

- T
 Tabes dorsalis, 118
 Tachimetro, 148
 Piede talo calcaneo (piede calcaneare), 118
 carico del tallone, 117-18
 Piede torto equino (piede torto), 83, 119
 paralisi cerebrale, 205
 anomalie del contatto del piede, 118
 Piede equino, 119 flessione anteriore del tronco, 108 paralisi cerebrale, 205, 209 ipercorrezione, 201 diplegia spastica, 199 anomalia del contatto del piede, 118
- Articolazione astragalica e calcaneale *vedi* Articolazione sottoastragalica
 Articolazione talocrurale *vedi* Articolazione della caviglia
 Talus, 7
 Andatura in tandem, 55
 Articolazioni tarsometatarsali, 10
 Teleobiettivo, 166
 Analisi delle immagini televisive, 166
 Sistemi cinematici televisione/computer, 169, 170-2, 171, 182
- Parametri temporali dell'andatura *vedere* Ciclo dell'andatura, tempistica
 Tendini, 11-12
 Tensore della fascia lata, 12-13, 70
 Contatto terminale, 75, 80
 Supporto doppio terminale *vedi* Pre-oscillazione
 Morsetto terminale, 73, 91
 anomalie, 118 spinta insufficiente, 120
 Posizione terminale, 53, 70, 71, 72, 74
 Oscillazione terminale (portata), 78, 79
 Interruzione dell'andatura, 92-3
 Terminologia, 52-7
 andatura anormale, cadenza 102, tempo di ciclo 56-7, posizionamento del piede 56-7, ciclo di andatura 55, velocità 52-4, velocità 56-7
 Tetano, 27, 28
 Tetraplegia, 17
 Tetrapode (quadrupla canna), 124
 Lesione del midollo spinale toracico, 17
 Vertebre toraciche, 15
 Andatura tre-uno, 128
 Andatura a tre punti, 127, 127, 128
 modificata (andatura a tre punti), 128
 passo avanti/passo avanti, 127
 passo avanti/swing avanti, 127
 Spinta a doppio supporto *vedi* Pre-swing
- Tibia, 6, 6
 Tibia verticale, 53, 78-80, 79 caviglia/piede, 79 azione 'doppio pendolo' della gamba, 79 anca, 78-9 ginocchio, 79 momenti, 79-80 potenze, 79-80 parte superiore del corpo, 78
 Tubercolo tibiale, 6
 Tibiale anteriore, 14, 67, 76, 79, 182 disturbi inadeguatezza del controllo della dorsiflessione, 117
 anomalia del contatto del piede, 118
 Tibiale posteriore, 14, 211
 Articolazione tibio-fibulare, 7
 Tempo, unità, 31
 Altezza delle dita dei piedi, 78, 79 anziani, 98
 Trascinamento delle dita, 117
 Punta verso
 l'interno, 55 anomalie, 113, 119
 angolo, 81
 Frattura del dito del piede (metatarso), 72
 Toe off, 53, 54, 75, 75-6 caviglia/piede, 63, 76 azione 'doppio pendolo' della gamba, 76
 vettore della forza di reazione al suolo, 76
 anca, 76
 ginocchio, 76 momenti, 76
 potenze, 76
 misurazione del tempo, 146, 147 parte superiore del corpo, 75
 Toe out, 55
 anomalie, 113, 119 angolo, 81
 anziani, 98
 misurazione, 144
 Camminare sulle punte, 185
 Coppia *vedere* momento di forza
 Amputazione transfemorale *vedi* sopra amputazione del ginocchio
 Accelerometri per la misura dei transitori, 159 piattaforme di forza, 164
 Amputazione transtibiale *vedere* Amputazione sotto il ginocchio
 Piano trasversale, 3
 Andatura sul tapis roulant, 133
 Esito della valutazione del trattamento, 183-4, 189-90, 190
 monitoraggio dei progressi, 186
 Andatura di Trendelenburg *vedere* Flessione laterale del tronco
 Segno di Trendelenburg, 105, 106
 Treppe, 27, 28
 Triangolo delle forze, 34, 34-5
 Tricipite surale, 14, 69, 70, 71, 72, 74, 75, 76, 182 bambini, 96 disturbi paralisi cerebrale, 199, 205
 inadeguatezza del controllo della dorsiflessione, 117
 anomalia del contatto del piede, 118
 anomalia della rotazione del piede, 119
 anomalia della rotazione dell'anca, 114
 spinta insufficiente, 120
 iperestensione del ginocchio, 115
 deficit del braccio di leva, 119
 Triplegia, 200
 Treppiede, 124
 Tronco
 accelerometria, 160
 flessione anteriore *vedere* Trasferimento di energia
 nella flessione anteriore
 del tronco, 88 piedi
 adiacenti, 77 misurazione dello spostamento in avanti, 148 ciclo dell'andatura, 62, 63
 sollevamento del tallone, 71 contatto iniziale, 65 flessione laterale
 vedere
 Risposta al carico nella flessione laterale del tronco, 67 appoggio intermedio, 70
 contatto iniziale opposto, 74 distacco opposto
 delle dita del piede, 68 tibia verticale, 78 distacco delle dita del piede, 75
 Twitch, 27, 28
 Andatura a due punti (con ausili per la deambulazione), 128 modificata, 128
 Fibre muscolari di tipo I (a contrazione lenta), 28, 212
 Fibre muscolari di tipo II (a contrazione rapida), 28, 212
 Fibre nervose di tipo A, 24
 alfa, 25 beta,
 25 gamma,
 25
 Fibre nervose di tipo B, 24, 25
 Fibre nervose di tipo C, 24, 25
 Tu
 Nervi amielinici, 25
 Parte superiore
 del corpo con i piedi
 adiacenti, ciclo del passo
 77, sollevamento del tallone 62-3, contatto iniziale 71-2, 65

risposta al carico, 67 posizione intermedia, 70 contatto iniziale opposto, 74 distacco opposto delle dita dei piedi, 68 verticale della tibia, 78 distacco delle dita dei piedi, 75 Motoneuroni superiori, 16, 22 lesioni, 29

V

Valgo, definizione, 3
Varo, definizione, 3
Vasto intermedio, 14
Vasto laterale, 14
Vasto mediale, 14
Andatura a volteggiò dell'amputato, 130 paralisi cerebrale, 205, 214 discrepanza funzionale della lunghezza delle gambe, 109, 112-13, 113 andatura emiplegica, 198 'Proiezione vettoriale', 62 Grandezze vettoriali, 32, 40 Velocità, 40, 41 angolare, 41, 167 Ventrale, uso del termine, 2 Vertebre, 15, 16 Nuclei vestibolari, 202 Sistema televisivo/computer Vicon, 58 Videocamere/telecamere-registratori, 52, 141 Videoregistratore (VCR), 52, 141 Registrazione video, 140, 141, 166, 179, 180, 182, 183, 211 rilevamento dell'andatura anomala, 142 vantaggi, 140, 141 misurazioni generali dei parametri dell'andatura, 142, 145 misurazioni cinematiche, 170 applicazioni di istruzioni per i pazienti, 141 marcatura della pelle, 142

applicazioni didattiche, 141 analisi visiva dell'andatura, metodo 140-2, 142 requisiti del percorso pedonale, 139 Digitalizzatori di videocassette, 170 Analisi visiva dell'andatura, 137-42 paralisi cerebrale, 211 tempo di ciclo (cadenza), 139-40 rilevamento di anomalie dell'andatura, 138, 139 valutazione dell'andatura, 140 layout del laboratorio di andatura, 139 misurazione dei parametri generali dell'andatura, 143 aspetti storici, 48 limitazioni, 138 registrazione video, 140-2 lunghezza della passerella, 139

O

Andatura ondeggiante, 103, 106 *vedi anche* Flessione laterale del tronco Rapporto di camminata, 57 I camminatori vedono i deambulatori Definizione di camminata, 47-8 osservazioni storiche, 48 requisiti del sistema locomotore, 101 controllo motorio, 30 misurazione del momento netto, 38-9 lento, 140 velocità *vedi* Velocità di inizio/arresto della camminata, 92-3 transizione alla corsa, 54 Ausili per la deambulazione, 101, 122-8 paralisi cerebrale, 205, 213 diplegia spastica, 199 modelli di andatura, 126-8 quattro punti, 127, 127 quattro punti modificati, 128 tre punti modificati (andatura tre-uno), 128

modificato a due punti, 128 a tre punti, 127, 127, 128 a due punti, 128

Base di camminata, 55, 82, 92 anomalie, 120-1 cause, 120 bambini, 94, 96 anziani, 97, 98 misurazione, 144 stretto, 121 largo, 120-1 andatura amputata, 130 flessione laterale del tronco, 106

Deambulatori, 122, 126 modelli di andatura, 126 andatura a tre punti modificata (andatura a tre-uno), 128 a tre punti, 127, 127

Bastoni da passeggio *vedi* Bastoni

Passerelle conduttrive, 147 strumentate, 147-8 lunghezza, 139 analisi visiva dell'andatura, 139 larghezza, 139

Debolezza

funzionale discrepanza nella lunghezza delle gambe, 110 anomalia nella rotazione dell'anca, 113, 114

Peso, 31

Per l'accettazione del peso *vedere* Risposta al carico

Rilascio del peso *vedere* Pre-oscillazione

Piede a frusta, 122

Sostanza bianca, 15

Calorimetria corporea totale, 157

Lavoro, 43-4

Z

Linea Z, 25
Telaio deambulatore, 126