

GLI AUSILI PER IL CAMMINO

Bastoni, tripodi e quadripodi, stampelle antibrachiali, stampelle ascellari, deambulatori, girelli, sono gli ausili più frequentemente utilizzati per il cammino dai soggetti con deficit del movimento. Le funzioni di questi ausili sono essenzialmente sei:

1. compensare deficit muscolari e/o articolari
2. alleggerire il carico sugli arti inferiori deboli, o dolenti, trasferendolo a quelli superiori o ad altri segmenti corporei
3. facilitare il raddrizzamento e l'allineamento dei segmenti corporei
4. favorire l'equilibrio e la stabilizzazione dei segmenti corporei
5. esercitare una spinta propulsiva
6. fornire un contenimento percettivo.

L'impiego degli ausili può essere precoce e temporaneo, con funzione preventiva e facilitante il recupero, o permanente, con funzione compensatoria.

In questo capitolo verranno descritti per primi gli ausili per la deambulazione utilizzati con un arto superiore. Seguiranno alcune note sugli ausili utilizzati con due arti superiori.

Ausili per la deambulazione utilizzati con un arto superiore

1) Il bastone (Fig.1)

E' frequentemente utilizzato dai soggetti con emiparesi quando non siano presenti importanti disturbi dell'equilibrio e quando non sia necessario scaricarvi un peso superiore al 20% del peso corporeo, nel qual caso sono preferibili tripodi, quadripodi, stampelle o deambulatori. Trova inoltre indicazione nei soggetti con dolori ostoarticolari o debolezza della muscolatura degli arti inferiori.

Un bastone deve essere leggero e al contempo solido. I moderni bastoni in metallo leggero sembrano conciliare bene leggerezza e solidità. A differenza di quelli in legno, sono regolabili in altezza.

L'impugnatura che consente una presa migliore è quella a "T", perpendicolare al bastone. Esistono anche impugnature anatomiche che hanno la sagoma della mano e consentono di distribuire meglio il carico, e impugnature a manico d'ombrello. Queste ultime sono preferite da alcuni soggetti in quanto consentono di sospendere il bastone all'avambraccio per avere la mano libera.

La scelta dell'altezza dipende dagli scopi per cui il bastone viene usato:

1. se serve a scaricare un arto inferiore, l'impugnatura, ad arto superiore e tronco verticali, dovrebbe trovarsi all'altezza della piega del polso (in questo modo il gomito rimane quasi esteso e non viene richiesto un superlavoro degli estensori del gomito e dei depressori della spalla)
2. se utilizzato per migliorare l'equilibrio, è opportuno che il bastone sia un po' più lungo per poterlo appoggiare più distante dai piedi e ampliare così la base d'appoggio.

Il puntale, rivestimento in gomma applicato sull'estremità del bastone che poggia a terra, deve avere sotto dei rilievi: cerchi concentrici o piccole prominenze. Un puntale liscio è pericoloso perché scivola facilmente se il bastone è appoggiato obliquo. Quest'ultimo inconveniente può essere superato applicando un giunto cardanico nella porzione terminale del bastone in modo da permettere l'aderenza completa del puntale al terreno qualunque sia l'inclinazione del bastone stesso.

2) Il tripode o treppiede; il quadripode (Fig.1)

Sono varianti del bastone, utili per chi ha problemi più marcati. Rispetto ad un bastone, un **tripode** garantisce maggiore stabilità, consente maggior carico poiché ha una superficie d'appoggio a terra molto più ampia, ma è più pesante ed ingombrante. I tripodi sono tutti in metallo e regolabili in altezza. In genere hanno l'impugnatura orizzontale; chi cerca più stabilità li può avere anche con impugnatura a stampella antibrachiale. Il **quadripode** offre una base d'appoggio leggermente più ampia del tripode e quindi garantisce maggiore stabilità.

Tripodi e quadripodi forzano ad un cammino lento perché, a differenza di bastoni e stampelle, devono essere appoggiati in verticale prima di essere caricati. Hanno però il vantaggio di non cadere a terra se abbandonati. Possono essere utilizzati con entrambi gli arti superiori dai soggetti con paraparesi in sostituzione dei deambulatori, quando sia presente un buon equilibrio e una discreta reazione di sostegno

3) Stampelle (Fig.2)

La stampella antibrachiale. Si tratta di un bastone che si prolunga fin quasi al gomito e che, oltre all'appoggio per la mano, è dotato di un mezzo anello (in pochi modelli un anello quasi intero) sul quale appoggia l'avambraccio. In virtù della leva più lunga, questo consente un controllo molto migliore di quello che si ha con il semplice bastone. E' utilizzata spesso con entrambi gli arti superiori, specie nei soggetti che avanzano con un meccanismo "swing to" o "swing throw" (vedi cap. 4 e Fig. 4-59;60).

A causa del notevole carico applicato, è molto importante che l'altezza della stampella sia correttamente regolata, così come la forma dell'impugnatura, spesso fonte di dolore e di patologie da sovraccarico. Tra le diverse impugnature, quelle oggi più utilizzate sono le anatomiche.

L'altezza dell'impugnatura dovrebbe essere regolata in modo che, a soggetto in stazione eretta con la base del presidio a contatto con il suolo, in posizione antero laterale rispetto alla dita dei piedi, il gomito sia in posizione flessa di 15°- 30° (Edelstein, 2008).

La stampella ascellare. Si tratta di un dispositivo, generalmente in alluminio, regolabile in altezza, composto da due montanti che si uniscono in basso terminando con un puntale antiscivolo; a livello dell'estremità superiore è applicato un appoggio ascellare morbido (che arriva due-tre centimetri al di sotto dell'ascella per non gravare eccessivamente sui vasi e i nervi che ne verrebbero altrimenti danneggiati), e, più sotto, all'altezza del gran trocantere, una impugnatura per l'afferramento e la spinta verso il basso necessaria per il distacco dei piedi dal suolo. Viene utilizzata soprattutto da persone anziane, sia per l'appoggio di un solo arto superiore che per l'appoggio di entrambi gli arti superiori, al fine di consentire, in quest'ultimo caso, un cammino tipo swing to o swing throw. Per ottimizzarne l'utilizzo, i gomiti, a soggetto in stazione eretta, dovrebbero restare flessi di 10°-15°.



Fig.1



Fig.2

Meccanismo d'azione degli ausili utilizzati con un arto superiore

a) Compenso a deficit muscolari e/o articolari. Esempi

- Durante il cammino, un deficit degli abduttori dell'anca dell'arto in appoggio, o uno squilibrio tra adduttori e abduttori a favore dei primi, determina un abbassamento incontrollato dell'emibacino del lato in sospensione (segno di Trendelenburg) (Fig.3). Questo fatto determina una oscillazione verticale eccessiva del baricentro del corpo con conseguente aumento della spesa energetica e riduzione della fluidità del passo. Un bastone, o uno degli altri ausili sopra menzionati, portato dal lato opposto a quello deficitario in appoggio, è in grado di contrastare la caduta dell'emibacino grazie al momento di abduzione generato a livello dell'anca in appoggio, come illustrato nella figura 4.
- In presenza di una caduta in varo del ginocchio durante l'appoggio monopodalico (l'eziopatogenesi di questo difetto è stata presa in considerazione nel capitolo 3), l'utilizzo di un bastone portato dal lato opposto a quello deficitario, consente di compensare l'insufficienza delle strutture laterali con il meccanismo illustrato nelle figure 5 e 6.

b) Riduzione dei carichi sulle strutture portanti. Per brevità, l'analisi sarà limitata alle articolazioni dell'anca e del ginocchio.

Anca. Nella figura 3 sono illustrate le forze che agiscono all'anca durante l'appoggio monopodalico (studio sul piano frontale): gravità, o peso della massa gravante sopra l'anca in appoggio (**G**), forza degli abduttori dell'anca del lato in appoggio (**M**), risultante **R** delle forze in gioco, che si scarica sull'articolazione, **JRF** (Joint Reaction Force), equilibrante di R. Un bastone portato dal lato opposto a quello che si intende scaricare, agendo con il meccanismo illustrato nella figura 4, oltre a ridurre la forza degli abduttori richiesta per contrastare il momento esterno adduttore, responsabile della caduta dell'emibacino del lato in sospensione, riduce in misura notevole il carico articolare (**R**), risultante di **G** e **M**, e la JRF.

Ginocchio. Nella figura 5 sono illustrate le forze principali che agiscono sul ginocchio durante l'appoggio monopodalico (studio sul piano frontale): gravità, o peso della massa gravante sopra il ginocchio dell'arto in appoggio (**G**), che passa medialmente all'asse sagittale di questa articolazione, tensione delle parti molli laterali necessaria a contrastare l'effetto della gravità (**L**), risultante delle forze in gioco (**R**), che si scarica sull'articolazione, JRF. Un bastone portato dal lato opposto a quello che si intende scaricare, agendo con il meccanismo illustrato nella figura 6, oltre a ridurre la tensione richiesta alle parti molli laterali dell'articolazione (**L**) per contrastare il momento esterno adduttore, responsabile della caduta in varismo del ginocchio dell'arto in appoggio, riduce in misura notevole il carico articolare, risultante (**R**) di **G** e **L**, e la JRF (joint reaction force), equilibrante della R.

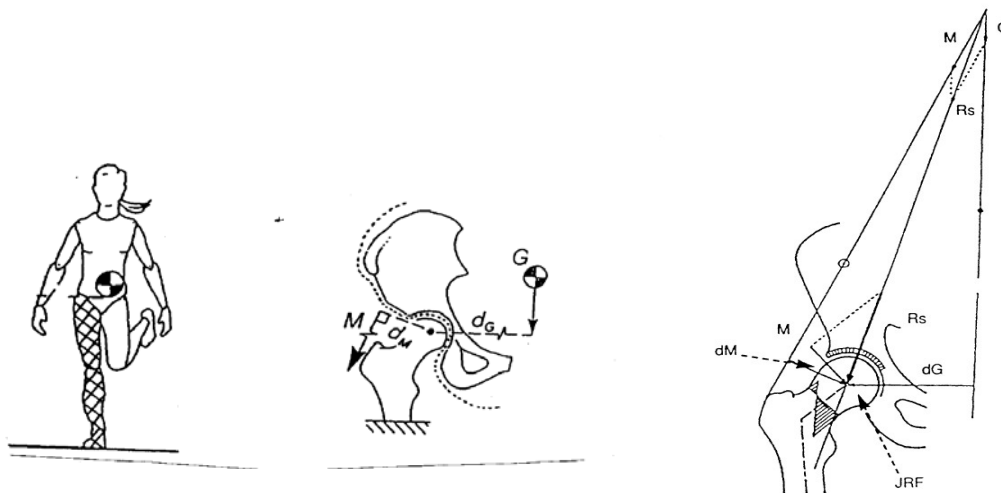


Fig.3 Equilibrio del bacino sul piano frontale durante l'appoggio monopodalico. Il sistema può essere assimilato a una leva di primo tipo, dove la massa gravante sopra l'articolazione dell'anca in appoggio, o forza di gravità relativa (G), costituisce la resistenza, la forza dei muscoli abduttori dell'anca in appoggio la potenza, l'articolazione dell'anca il fulcro. Il bacino, per effetto del peso della massa gravante sopra l'articolazione dell'anca in appoggio, tende a ruotare attorno a questa articolazione in senso orario (adduzione dell'anca del lato in appoggio- caduta dell'emibacino dal lato oscillante). Per controllare questa rotazione e prevenire la caduta dell'emibacino dal lato oscillante deve essere generato, da parte degli abduttori dell'anca in appoggio(M), un momento interno di uguale intensità e direzione e di verso contrario a quello della gravità (momento abdutorio) Dovrà essere soddisfatta l'equazione $G \cdot dG = M \cdot dM$, dove G e M rappresentano, rispettivamente, la forza di gravità relativa e la forza dei muscoli abduttori, e dove dG e dM rappresentano i bracci di leva di queste forze. Essendo dM nettamente inferiore a dG, è evidente che la forza che gli abduttori devono realizzare per garantire l'equilibrio del bacino è assai elevata, come pure elevata è la risultante R delle forze in gioco che si scarica sull'articolazione dell'anca. In presenza di un deficit, assoluto o relativo, dei muscoli abduttori dell'anca in appoggio, il momento della gravità (momento esterno) non può essere validamente contrastato e l'anca in appoggio si adduce (segno di Trendelenburg, ossia caduta dell'emibacino dal lato in sospensione). R= risultante di G e M, che si scarica sull'articolazione dell'anca (fulcro della leva) JRF = joint reaction force, equilibrante di R (da Pauwels F.: *Biomechanics of the locomotor apparatus*. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 1980, modificato).

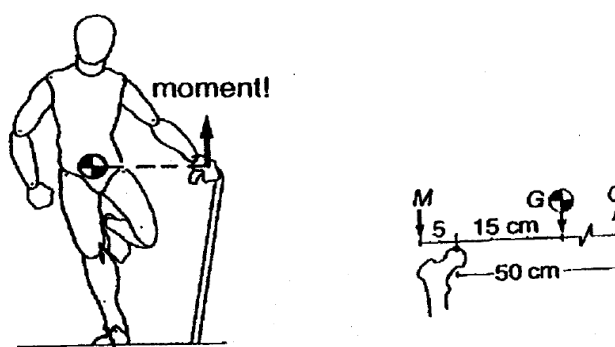


Fig.4 Effetto dell'utilizzo di un bastone sui momenti generati a livello dell'anca in appoggio, sulla forza richiesta ai muscoli abduttori di questa articolazione per stabilizzare il bacino e sul carico articolare. Il bastone, attraverso la forza di reazione del terreno alla spinta esercitata sul terreno stesso (C), genera un momento agente nello stesso senso dei muscoli abduttori dell'anca in appoggio (momento agente in senso antiorario, che si oppone al momento orario generato dal peso della massa gravante sopra l'articolazione). A causa del lungo braccio di leva con cui agisce il bastone rispetto all'anca in appoggio, una piccola forza esercitata su di esso produce un elevato momento antiorario (momento abdutorio a livello dell'anca in appoggio), quindi una marcata riduzione della forza richiesta ai muscoli abduttori per contrastare la caduta dell'emibacino del lato in sospensione e una marcata riduzione del carico (R) prodotto sull'articolazione, risultante di G e M (da Cochran G. V. B.: *A primer of orthopaedic biomechanics*. Churchill Livingstone New York Edinburgh London Melbourne, 1982).

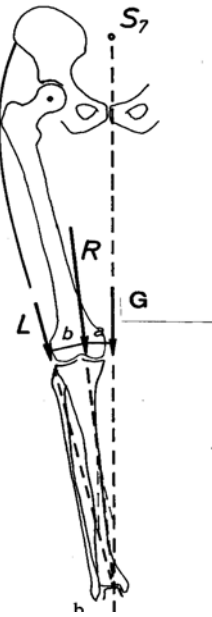


Fig.5 Equilibrio del ginocchio sul piano frontale durante l'appoggio monopodalico (studio sul piano frontale).

G = peso della massa posta al di sopra del ginocchio dell'arto in appoggio (forza di gravità relativa)

a = braccio di leva di G rispetto all'asse sagittale del ginocchio

L = forza generata dalle strutture situate sul compartimento laterale del ginocchio per stabilizzare l'articolazione sul piano frontale (bendelletta ileotibiale, legamento collaterale laterale, bicipite femorale)

b = braccio di leva di L

R = risultante di G e L , che si scarica sulla superficie articolare

Per stabilizzare il ginocchio sul piano frontale, il momento di G , varizzante, deve essere contrastato da un momento uguale e contrario (valgizzante) di L . Conoscendo G , a e b , si ricava l'intensità di L ($L=G.a/b$). Il carico femoro-tibiale si ottiene calcolando graficamente la risultante R_s di G e L . Mentre nel ginocchio normale la R (e la JRF) incrocia le spine tibiali, nel ginocchio varo essa passa medialmente a queste strutture, provocando una concentrazione di carico sull'emirima mediale (da Maquet P. G.: Biomechanics of the knee. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York Tokyo, 1984).

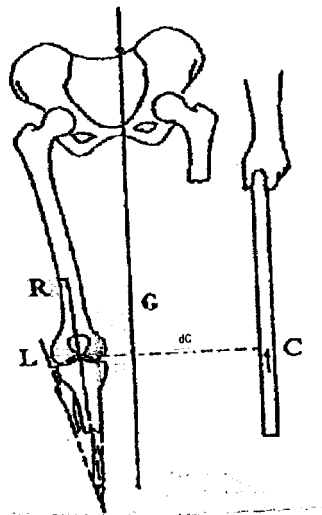


Fig.6 Effetto dell'utilizzo di un bastone sui momenti e sulle forze generate a livello del ginocchio durante l'appoggio monopodalico (studio sul piano frontale; bastone tenuto dal lato opposto all'arto deficitario). Il bastone, attraverso la forza di reazione del terreno alla spinta esercitata sul terreno stesso (C), genera un momento agente nello stesso senso delle parti molli poste sul versante laterale del ginocchio in appoggio (momento valgizzante), che si oppone al momento varizzante generato dal peso della massa gravante sopra l'articolazione. A causa del lungo braccio di leva con cui agisce il bastone rispetto al ginocchio in appoggio, una piccola forza esercitata su di esso produce un elevato momento valgizzante, e quindi una marcata riduzione della forza richiesta alle parti molli laterali per contrastare la caduta in varo del ginocchio, e una marcata riduzione del carico (R) prodotto sull'articolazione, risultante di G e L .

c) Facilitazione del raddrizzamento e dell'allineamento dei segmenti corporei. L'utilizzo di un bastone previene a volte la necessità di adottare atteggiamenti antieconomici che il paziente sarebbe altrimenti costretto a mettere in atto per compensare deficit muscolari, per ridurre i carichi articolari, per facilitare l'avanzamento dell'arto in volo (eccessiva inclinazione del tronco dal lato in appoggio, ad esempio)¹, consentendo il mantenimento di un corretto allineamento del sistema (Fig.7). E' stato dimostrato che l'effetto positivo dell'utilizzo del bastone sui carichi muscolari e articolari è di gran lunga superiore a quello ottenuto adottando altre strategie (pendolo frontale, calo ponderale) (Fig. 8).

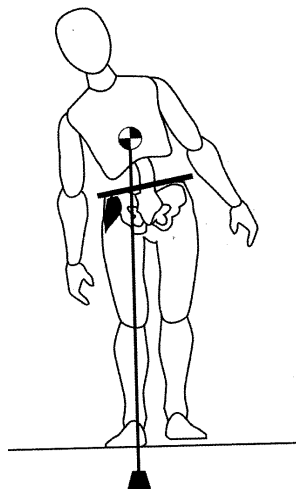


Fig.7 L'inclinazione del tronco verso il lato in appoggio provoca una riduzione del braccio di leva della gravità relativa (peso della massa gravante sopra l'anca e il ginocchio) rispetto all'asse sagittale di anca e ginocchio, quindi una riduzione del momento esterno adduttore, delle forze interne attive e passive necessarie a equilibrare il sistema (abductor per l'anca, parti molli laterali per il ginocchio) e dei carichi prodotti su queste due articolazioni. Contribuisce inoltre al sollevamento dell'emibacino dal lato oscillante facilitando l'avanzamento dell'arto in volo. Questa strategia compensatoria, che riduce l'efficienza della marcia e produce un sovraccarico del rachide e del ginocchio (spinta in valgo di questa articolazione) può essere evitata utilizzando un bastone dalla parte dell'arto in sospensione (Perry J.: Gait analysis, normal and pathological gait. Slach incorporated, 1992).

¹ *L' inclinazione del tronco verso il lato in appoggio (pendolo frontale) determina i seguenti effetti:*

a) durante la fase di appoggio monopodalico provoca una riduzione del braccio di leva della gravità relativa (peso della massa gravante sopra l'anca e il ginocchio) rispetto all'asse sagittale di anca e ginocchio, quindi una riduzione del momento esterno adduttore, delle forze interne attive e passive necessarie a equilibrare il sistema (abductor per l'anca, parti molli laterali per il ginocchio) e dei carichi prodotti su queste due articolazioni

b) mettendo in tensione il quadrato dei lombi, determina il sollevamento dell'emibacino dal lato oscillante (hiking) facilitando l'avanzamento dell'arto.

In entrambi i casi un bastone portato dal lato in sospensione può prevenire la necessità di ricorrere all'utilizzo di questa strategia (inclinazione del tronco verso il lato in appoggio) grazie alla spinta verso l'alto esercitata sull'emibacino omolaterale dal bastone stesso.

Spesso, specie nei bambini con spina bifida o nei soggetti con esiti di poliomelite anteriore acuta, il pendolo frontale viene comunque utilizzato per consentire il sollevamento dell'emibacino dal lato oscillante (hiking) e facilitare l'avanzamento dell'arto in volo. In questi casi il bastone viene più spesso utilizzato dal lato dell'arto in appoggio per garantire l'equilibrio.

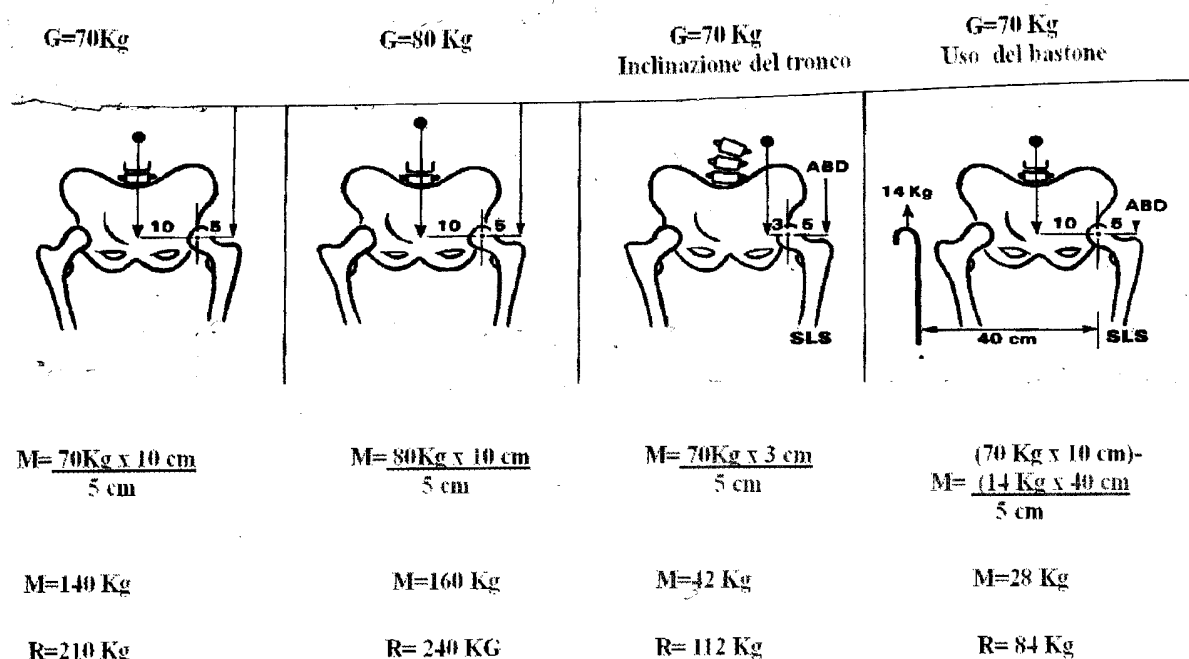


Fig.8 Forza richiesta agli abduttori dell'anca per stabilizzare il bacino durante l'appoggio monopodalico e carico prodotto sull'articolazione (studio sul piano frontale). I primi due schemi sono relativi a persone con peso differente (70 e 80 Kg). Il terzo schema rappresenta le forze in gioco allorché il soggetto inclina il tronco verso il lato in appoggio, il quarto schema le forze in gioco quando il soggetto utilizza un bastone dal lato dell'arto in sospensione. Si noti come l'utilizzo del bastone costituisca la strategia più efficace per ridurre sia la forza muscolare richiesta per stabilizzare il bacino che il carico sull'anca, e come il suo effetto sia di gran lunga maggiore della semplice riduzione del peso corporeo. G = peso della massa gravante sopra l'anca in appoggio; M = forza richiesta agli abduttori dell'anca in appoggio per stabilizzare il bacino; R = carico prodotto sull'anca, somma di G e M; B = forza esercitata sul bastone. 5 cm, 10 cm e 40 cm sono le lunghezze dei bracci di leva di M, di G e di B (da MP Murray; DR Gore: Gait of patients with hip pain or loss of hip joint motion. In: J Black, JH Dumbleton: Clinical Biomechanics. A case history approach. Churchill Livingstone, 1981).

d) Facilitazione dell'equilibrio. L'utilizzo di un bastone facilita il mantenimento dell'equilibrio grazie all'allargamento della base d'appoggio. Questa, che in assenza del bastone corrisponde alla parte poggiante del piede, con il bastone assume la forma di un triangolo avente come apice la punta del bastone e come base il piede.

e) Facilitazione della propulsione. Attraverso la GRF (forza di reazione del terreno alla forza scaricata su di esso dal bastone) il bastone facilita la spinta del corpo in avanti (componente antero-posteriore della GRF) e in alto (componente verticale della GRF). Il contributo del bastone è tanto maggiore quanto maggiore è la spinta esercitata su di esso.

Ausili per la deambulazione utilizzati con due arti superiori: deambulatori e girelli

I deambulatori, a differenza degli ausili per il cammino fin qui analizzati, vanno sempre manovrati con entrambi gli arti superiori. Per questo sono difficilmente utilizzabili in presenza di gravi compromissioni di uno o entrambi gli arti superiori. Sono particolarmente indicati nei soggetti con importanti dolori al rachide e agli arti inferiori e nei soggetti con esauribilità della reazione di sostegno, con disturbi dell'equilibrio, con difficoltà di fissazione prossimale, con problematiche dispercettive.

Questi ausili hanno in comune caratteristiche che li differenziano da bastoni, tripodi e stampelle:

- sono più adatti a ricevere un carico intenso
- danno una base di appoggio più ampia
- sono più pesanti, ingombranti e costosi
- non possono essere usati sulle scale.

Come gli ausili da usare con un solo arto superiore, i deambulatori sono regolabili in altezza.

Nel descrivere i deambulatori, ausili con più di un secolo di storia, si fa riferimento alla classificazione merceologica della Banca Dati del SIVA (Servizio Informazione Valutazione Ausili, Milano, Fondazione Don Carlo Gnocchi, ONLUS, I.R.C.C.S), che distingue fra:

- 1) deambulatori senza ruote
 - deambulatori con ruote
 - girelli (o stabilizzatori dinamici).

La differenza fra i primi due ausili è relativa al tipo di appoggio a terra. Fra deambulatore e girello (stabilizzatore dinamico) la differenza è questa: mentre il girello comprende qualche parte applicata al bacino per aumentare lo scarico degli arti inferiori e/o qualche parte applicata al tronco per facilitarne il controllo, il deambulatore affida lo scarico degli arti inferiori, ed eventualmente l'aiuto al controllo del tronco, ai soli arti superiori.

1) Deambulatori senza ruote (Fig 9)

I deambulatori senza ruote poggiano a terra con quattro puntali e devono pertanto essere spostati sollevandoli, o per intero, o prima da un lato e poi dall'altro. In questi deambulatori il carico è applicato con le mani su delle manopole.

In base alla struttura e alle modalità d'uso, si distinguono due tipi di deambulatori: rigidi e articolati.

a) Deambulatori rigidi. Hanno struttura unica, senza snodi. Devono essere spostati sollevandoli per intero, e quindi possono essere utilizzati solo dalle persone in grado di reggersi completamente sugli arti inferiori durante il sollevamento. Sono utilizzabili anche all'esterno. Poiché devono essere sollevati ad ogni passo è importante che siano molto leggeri per rendere il cammino più efficiente e per non sovraccaricare il rachide e gli arti superiori.

b) Deambulatori articolati. Hanno degli snodi che permettono di farli avanzare alternatamente da un lato e dall'altro rendendo possibile il mantenimento di un certo carico su un arto superiore mentre si porta avanti l'altro. Rispetto a quelli rigidi, i deambulatori articolati permettono un cammino più continuo (non è necessario fermarsi ad ogni passo per portarli avanti); sono però meno stabili e più pesanti. Sui terreni sconnessi non sono facili da usare. In genere sono pieghevoli.

2) Deambulatori con ruote

Questi deambulatori si spostano spingendoli, non sollevandoli. Si dividono, a seconda del tipo di appoggio a terra, in deambulatori a due ruote e due puntali, deambulatori a quattro ruote, deambulatori a tre ruote.

a) I deambulatori a due ruote e due puntali sono i più semplici. Si possono spingere anche sotto carico purché questo non sia eccessivo. Non sono adatti al transito su terreni irregolari. Solo alcuni sono pieghevoli. Possono essere ad appoggio manuale, per lo più anteriore, o ad appoggio antibrachiale, con presenza di manopole a cui aggrapparsi; spesso vengono appesantiti per consentire una maggiore stabilità, specie nei soggetti che utilizzano la fissazione distale per mantenersi in equilibrio. L'appoggio antibrachiale è particolarmente indicato in soggetti in grado di attivare gli arti superiori solo all'interno della sinergia flessoria; nei soggetti che sono invece in grado di conciliare lo schema di spinta e sostegno (attraverso l'estensione del gomito) con quello di afferramento è indicato l'appoggio manuale. Le ruote piccole anteriori possono essere piroettanti, utilizzabili dai soggetti in grado di orientare e direzionare l'ausilio, o con blocco

unidirezionale, indicate per controllare gli sbandamenti laterali nei soggetti con importanti problemi di equilibrio.

b) I deambulatori a quattro ruote, rispetto a quelli a due ruote e due puntali, possono consentire un cammino più veloce e regolare. Possono essere ad appoggio manuale o ad appoggio antibrachiale. Nei primi l'appoggio è spesso posteriore, particolarmente indicato in molti bambini diplegici per favorire il raddrizzamento del tronco, l'avvicinamento al tavolo, e per garantire un "contenimento spaziale" in presenza di disturbi percettivi. A volte, in presenza di una importante instabilità di bacino, si applica un contenitore pelvico. E' possibile anche l'applicazione di un sellino per consentire al paziente di riposarsi e di essere trasportato da un care giver. La stabilità richiesta a questi deambulatori varia in base alla qualità della reazione di sostegno e dell'equilibrio (maggiore stabilità in presenza di una reazione di sostegno esauribile e di disturbi dell'equilibrio). Le ruote, a seconda della maggiore o minore capacità del soggetto di gestire i cambi di direzione con sicurezza, possono essere piroettanti o con blocco direzionale (quattro ruote piroettanti; due ruote piroettanti anteriori e due direzionali posteriori; quattro ruote con blocco unidirezionale).

c) I deambulatori a tre ruote sono piccoli, maneggevoli, con ruote piuttosto grandi e dotati di freni. Sono indicati per chi non ha deficit gravi in quanto la loro ridotta base d'appoggio li rende piuttosto instabili e pericolosi; è sconsigliabile il loro utilizzo nelle persone che devono appoggiarvi molto peso. Sono ad appoggio manuale e indicati anche per l'esterno, data la dimensione delle ruote.

Sulla base delle caratteristiche strutturali e funzionali, si distinguono due varietà di deambulatori con ruote: **(1)** deambulatori con ruote grandi e **(2)** deambulatori con ruote piccole.

I deambulatori con ruote grandi sono concepiti anche per un uso all'esterno e sono indicati per persone con deficit di modesta entità. Molti sono ad appoggio manuale, pochi ad appoggio antibrachiale. Sono tutti dotati di freni, alcuni a leva come quelli delle biciclette, altri a nastro (i freni sono azionabili solo da chi ha una presa sufficiente). Spesso montano un vassoio e un cestino portaoggetti, molto apprezzati, e un piccolo sedile, poco utilizzato perché raramente l'utente è così prestante da poter ruotare di 180° ogni volta che deve sedersi e rialzarsi.

1.

I deambulatori con ruote piccole sono destinati al solo uso all'interno. Oltre a quelli ad appoggio manuale e ad appoggio sugli avambracci, ve ne sono ad appoggio ascellare (questi ultimi sono chiamati comunemente "girelli", ma non corrispondono a ciò che intende con questo termine la tipologia del SIVA). Questi ultimi possono essere utilizzati dalle persone che presentano gravi disturbi dell'equilibrio, o dalle persone con gravi deficit degli arti inferiori che necessitano di un sostegno importante. Vengono a volte utilizzati all'inizio del percorso riabilitativo e sostituiti successivamente da ausili meno ingombranti. A volte costituiscono l'ausilio definitivo per consentire l'esercizio della deambulazione in soggetti gravemente compromessi. Vanno usati con precauzione in quanto rischiano di ledere le strutture vascolo nervose dell'ascella.

Il girello, o stabilizzatore dinamico (Fig.10)

Il girello (o stabilizzatore dinamico) si distingue dal deambulatore perché dotato di accessori in grado di sostenere direttamente il bacino e/o il tronco. Può trattarsi di un sellino, di una mutandina di supporto, di un sostegno pelvico e/o toracico, tutti componenti che rendono certamente più facile l'equilibrio e il sostegno, ma che ostacolano la locomozione, sia perché appesantiscono e dilatano la struttura, sia perché limitano il movimento.

Considerate queste caratteristiche, è lecito pensare che i girelli abbiano scarsa utilità funzionale; se una persona ha bisogno di un sostegno così marcato per camminare, è verosimile che muoversi in carrozzina sarebbe per lei molto più conveniente. Possono essere invece utilizzati per un cammino inteso come esercizio, o come fonte di piacere e gratificazione, nei soggetti con gravi disturbi dell'equilibrio, o con grave ipoposturalità, o con retrazioni muscolari e limitazioni articolari, o con deficit delle reazioni di afferramento e

sostegno degli arti superiori, o con importanti discinesie, o con importanti deficit percettivi e/o cognitivi. In alcuni casi, specie in età infantile, si è rivelato comunque possibile anche un utilizzo funzionale di questi dispositivi in ambienti interni.



Deambulatore a due ruote e due puntali. Deambulatori quattro puntali (OSD, per gentile concessione)

A



B



C



Deambulatore a quattro ruote ad appoggio anteriore (A) e ad appoggio posteriore (B) (OttoBock). Deambulatore on cestello (Fumagalli)



Deambulatore ad appoggio antibrachiale (Fumagalli)



Deambulatore ad appoggio ascellare (OSD)

Fig.9 Deambulatori



Otto Bock, per gentile concessione



(Fumagalli)



(Ormesa)

Fig.10 Girelli (stabilizzatori dinamici).

Meccanismo d'azione degli ausili utilizzati con due arti superiori

a) Compenso a deficit muscolari e/o articolari. Esempi

- In un soggetto con deficit assoluto o relativo della muscolatura estensoria del rachide e delle anche, l'utilizzo di un supporto per gli arti superiori (deambulatore, ad esempio) può consentire il sostegno di questi segmenti grazie al momento generato dalla forza di reazione del terreno alla forza impressa su di esso dal supporto stesso (Fig.11).
- Un deficit dei flessori plantari delle tibiotarsiche determina spesso una caduta in flessione dorsale di queste articolazioni in fase d'appoggio. Un supporto anteriore può contrastare questa caduta grazie al momento generato alle tibiotarsiche dalla forza di reazione del terreno alla forza impressa su di esso dal supporto stesso.

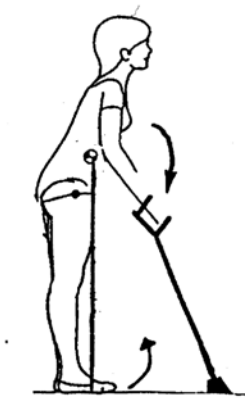


Fig. 11 L'utilizzo di un supporto per gli arti superiori, grazie al momento di estensione generato alle articolazioni portanti dalla reazione del terreno alla forza esercitata su di esso dal supporto stesso, può compensare il deficit dei muscoli estensori delle anche e/o delle tibiotarsiche, e consentire di mantenere l'equilibrio.

b) Riduzione dei carichi sulle strutture portanti. Esempi

Anche e rachide. Nelle figure 12 e 13 sono illustrate le forze che agiscono al rachide e alle anche nella postura caratteristica di molti soggetti con antepulsione del tronco. Queste forze sono principalmente la gravità (G), le forze muscolari (M) e la risultante R_s di G e M, che si scarica sulle articolazioni suddette. Un appoggio anteriore, agendo con il meccanismo illustrato nella figura 9.11, oltre a ridurre la forza degli estensori richiesta per contrastare il momento esterno di flessione, riduce in misura notevole i carichi articolari (R_s), risultanti delle forze in gioco (G e M).

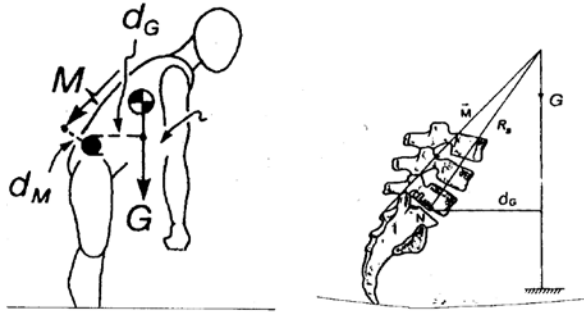


Fig. 12 Forze agenti in corrispondenza del rachide lombo-sacrale nella posizione a tronco inclinato in avanti, senza appoggio anteriore.

G = forza peso del sistema gravante al di sopra del sacro (capo-tronco-arti superiori), applicata nel centro di gravità di tale sistema

M = forza generata dalle parti molli (muscoli e legamenti) situate a livello della porzione posteriore del rachide lombare per contrastare il momento esterno di flessione

dG = braccio di leva di G ; dM = braccio di leva di M

Per mantenere il rachide in equilibrio a livello lombo sacrale deve essere soddisfatta l'equazione $G \cdot dG = M \cdot dM$

Essendo $dG > dM$, M dovrà essere superiore a G , tanto più quanto maggiore è la differenza dei bracci delle due forze.

Poiché la forza risultante di G e M (R_s) si scarica sul fulcro (disco lombo sacrale, essenzialmente), non è difficile immaginare il carico che si produce a questo livello.

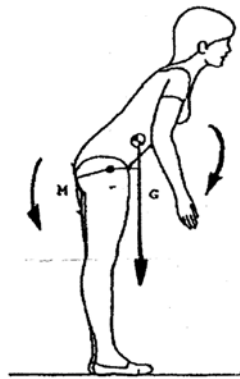


Fig. 13 Soggetto in stazione eretta con bacino leggermente inclinato in avanti (anche lievemente flesse). Poiché la forza di gravità relativa G (peso della massa posta al di sopra delle anche) passa al davanti dell'asse trasversale di queste articolazioni, il bacino tende a ruotare in avanti (flessione delle anche). Per mantenere il bacino in equilibrio, i muscoli estensori delle anche (M) devono produrre un momento uguale e contrario a quello della gravità (G). Affinché il bacino, assimilabile a una leva di I tipo, dove il peso della massa soprafemorale è la potenza, la forza dei muscoli estensori la resistenza, l'asse trasversale delle anche il fulcro, sia in equilibrio, si deve avere: $G \cdot dG = M \cdot dM$. Conoscendo l'intensità di G (peso di bacino + tronco + arti superiori + capo), il suo braccio di leva rispetto all'asse trasversale delle anche, e il braccio di leva di M (distanza di M dall'asse trasversale delle anche), si può ricavare M , e quindi la forza agente su ciascuna articolazione $(M + G)/2$.

c) Facilitazione del raddrizzamento e dell'allineamento dei segmenti corporei. La spinta esercitata dagli arti superiori sugli appoggi, attraverso la reazione del terreno, genera un momento di estensione a livello di tutte le articolazioni portanti facilitando il raddrizzamento e ottimizzando l'allineamento dei segmenti corporei.

d) Facilitazione dell'equilibrio e della stabilizzazione dell'asse corporeo. L'utilizzo di un deambulatore, allargando la base d'appoggio, facilita il mantenimento dell'equilibrio. Un deambulatore stabile e appesantito, come quello dotato di due ruote e due puntali, consente ai soggetti di utilizzare una fissazione distale per garantire la stabilizzazione dell'asse corporeo in presenza di una instabilità dello stesso.

e) Facilitazione della propulsione. Attraverso la GRF (forza di reazione del terreno alla forza scaricata su di esso) il deambulatore facilita la spinta del corpo in avanti (componente antero-posteriore della GRF) e in alto (componente verticale della GRF), sollevando in parte da questo compito gli arti inferiori. Il contributo del deambulatore è tanto maggiore quanto maggiore è la spinta impressa dagli arti superiori su di esso.

f) Contenimento percettivo. Nei soggetti con disturbi dispercettivi, l'accesso a un cammino autonomo è spesso ostacolato dalla intolleranza alle sensazioni e ai vissuti generati da questa funzione, specie se espletata in assenza di condizioni rassicuranti quali la presenza di una persona vicina che funga da “scudo protettivo” rispetto alla angoscia di cadere. Un deambulatore o uno stabilizzatore mobile, oltre alle funzioni meccaniche descritte, è spesso in grado, in questi casi, di fornire un contenimento spaziale sostitutivo della mano del caregiver e di consentire l'accesso alla funzione.

VALUTAZIONE DEL PAZIENTE AI FINI DELLA SCELTA DEGLI AUSILI PER IL CAMMINO

Problemi sensitivi-percettivi-emotivi-cognitivi (motivazione, orientamento, memoria topografica, percezione pericoli, ecc.)

Capacità di direzionare l'ausilio

Reazione di sostegno arti inferiori (buona, insufficiente, esauribile, esagerata)

Reazione segnapassi

Reazione di afferramento-sostegno-spinta sugli arti superiori

Reazione di raddrizzamento capo e tronco, paracadute, equilibrio

Stabilizzazione dell'asse (prossimale, distale, monopodale)

Spasmi disequilibranti -

Retrazioni – deformità

Dolori

BIBLIOGRAFIA

Andrich R.: Consigliare gli ausili. Fondazione Pro Juventute Don C. Gnocchi, 1996.

Borelli G, Neviani R, Sghedoni A, Ovi A: La fisioterapia nella paralisi cerebrale infantile. Springer Ed, 2013.

Cochran G. V. B.: A primer of orthopaedic biomechanics. Churchill Livingstone New York Edinburgh London Melbourne, 1982.

Edelstein JE: Canes, crutches and walkers . Cap. 42 del testo Atlas of Orthoses and assistive devices, MOSBY Elsevier, 2008.

- Maquet P. G.: Biomechanics of the knee. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York Tokyo, 1984.*
- Murray MP, Gore DR: Gait of patients with hip pain or loss of hip joint motion. In: J Black, JH Dumbleton: Clinical Biomechanics. A case history approach. Churchill Livingstone, 1981*
- Occhi E: Ausili per la locomozione.. Capitolo 27 del testo "Trattato di medicina fisica e Riabilitazione . N. Basaglia, Idelson Gnocchi Ed., 2009.*
- Pauwels F.: Biomechanics of the locomotor apparatus. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 1980.*
- Perry J.: Gait analysis, normal and pathological gait. Slach incorporated, 1992.*
- Spagnolin A.: Ausili per il cammino. In press.*
- Sutherland D.H, Davids J.:Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. Clin. Orthop. Rel. Res. 288: 139-147, 1993.*
- Wells R.P.: The projection of ground reaction force as a prediction of internal joint moments. Bull. Prosthet. Res. 18: 15-19, 1981.*
- Winter D.A.: Knee flexion during stance as a determinant of inefficient walking. Phys. Ther. 63: 331-334, 1983.*
- Winter D.A.: The use of kinetic analyses in the diagnostics pathological gait. Physiotherapy Canada 33: 209-214, 1981.*
- Winter D.A., Deathe A.B., Halliday S. et al.: A technique to analyse the kinetics and energetics of cane assisted gait. Clin. Biomech.8, n°1, 1993.*