

ORTESI PER LA STAZIONE ERETTA E IL CAMMINO

La conquista e/o il ripristino della stazione eretta autonoma e di un cammino sufficientemente efficace, economico e sicuro costituiscono una esigenza fondamentale di molti soggetti con disabilità motorie conseguenti a danni del SNC o della periferia motoria, e un obiettivo primario dell'intervento riabilitativo.

Qualora questo obiettivo sia considerato realistico, è necessario promuovere l'attivazione di tutte le risorse interne (recupero neuromotorio, compensi, ecc.) ed esterne in grado di ottimizzare la funzione.

Tra le risorse esterne in grado di consentire una stazione eretta e un cammino altrimenti impossibili, o insicuri, o inefficienti, le ortesi (e gli ausili) occupano un ruolo fondamentale.

Per poter effettuare una scelta corretta di questi dispositivi, è necessario per prima cosa effettuare un'analisi dei segni patologici presentati dal paziente; in secondo luogo, sulla base della conoscenza dei meccanismi patogenetici dei segni, se ne dovrà prevedere la modificabilità, spontanea o guidata, e la interferenza degli stessi sulla statica eretta e sulla deambulazione (prognosi funzionale); alla fine si procederà alla individuazione dei presidi adatti al caso specifico sulla base della conoscenza del meccanismo d'azione di questi ultimi.

1. PRINCIPI DI FISIOLOGIA E BIOMECCANICA

1.1 STAZIONE ERETTA (o postura eretta)¹

La stazione eretta è definita dalla disposizione nello spazio dei diversi segmenti corporei (angoli assoluti), dai rapporti che si stabiliscono tra questi segmenti (angoli relativi) e dalle forze necessarie a garantire la stabilità globale e segmentaria contro l'azione di tutte le forze perturbanti.

Per mantenere la postura eretta è necessario che:

1. la verticale condotta dal baricentro del corpo cada all'interno della base di appoggio
2. a livello di ogni articolazione la somma delle forze e dei momenti sia uguale a 0 (equilibrio statico).

Se la verticale condotta dal baricentro del corpo cade al di fuori della base d'appoggio, si ha caduta del corpo per l'azione della coppia formata dalla forza di gravità assoluta, o peso del corpo (G), e dalla reazione del piano d'appoggio a tale forza (Fig.1).

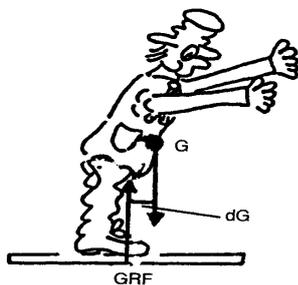


Fig.1 Se la verticale condotta dal baricentro del corpo cade al di fuori della base d'appoggio, si ha caduta del corpo per l'azione della coppia formata dalla forza di gravità assoluta (G) e dalla reazione del terreno (GRF) a tale forza. G = forza di gravità assoluta, o peso del corpo; GRF (ground reaction force) = forza di reazione del terreno alla forza G scaricata su di esso dai piedi, direzione e intensità uguale a G , verso contrario; dG (o $dGRF$) = braccio della coppia; $dG.G$ = momento della coppia.

¹ Boccardi (1984) mette in evidenza la differenza tra posture, che sono infinite, e stazioni, che sono le categorie alle quali si possono riportare le singole posture individuali. Pur tenendo presente questo giusto distinguo, nelle pagine che seguono verranno utilizzati indifferentemente i due termini, anche se a volte in modo non del tutto appropriato, per adesione al linguaggio in uso.

Se la verticale condotta dal baricentro di un segmento corporeo (linea di gravità relativa, ossia linea d'azione della forza peso del segmento) non passa per il centro dell'articolazione a cui questo segmento è vincolato (nel qual caso il sistema è in equilibrio passivo), si genera un **momento esterno** destabilizzante, pari alla forza peso del segmento moltiplicato per il braccio di leva di quest'ultima rispetto all'articolazione considerata, che deve essere contrastato da un momento di uguale intensità e di verso contrario prodotto dalla tensione attiva e passiva dei muscoli antagonisti della gravità (muscoli ad azione opposta a quella della forza peso del segmento), dalla tensione passiva delle parti molli (capsula articolare, legamenti, cute), da eventuali forze esterne stabilizzanti (appoggi quali, ad esempio, ortesi, bastoni, deambulatori, ecc.).

Poiché nella vita quotidiana l'uomo è costretto a mantenere la posizione eretta per lungo tempo, il sistema nervoso centrale garantisce il mantenimento di quest'ultima con il minore sforzo possibile per le strutture muscolo articolari utilizzando essenzialmente due strategie:

- ottimizzando l'allineamento dei segmenti corporei in modo da ridurre al minimo l'intensità dei momenti esterni da controllare, la richiesta di intervento muscolare, il carico prodotto sulle articolazioni, il consumo energetico
- una volta stabilita una postura "ideale" di riferimento, economica, confortevole, sicura, indolore, attivando una serie di meccanismi neuromuscolari tali da evitare il mantenimento statico di questa postura, che sarebbe dannoso per la salute dei tessuti di sostegno. In pratica, il soggetto effettua una continua oscillazione attorno alla postura ideale di riferimento, che quindi viene continuamente persa e riguadagnata per effetto di meccanismi per lo più automatici e riflessi. Questo consente l'attivazione e la messa a riposo alternata dei diversi muscoli e il corretto scambio metabolico a livello dei tessuti di sostegno.

Cinematica (disposizione dei segmenti corporei nello spazio, angoli articolari)

Piano sagittale. La postura eretta ideale (postura di riferimento attorno alla quale il soggetto effettua continui piccoli movimenti di oscillazione) prevede quasi tutte le articolazioni in posizione zero, le tibiotarsiche in leggerissima flessione dorsale, le anche in leggera estensione, le braccia in leggera estensione, gli avambracci e le dita in leggera flessione (Boccardi - Lissoni, 1984).

Piano frontale e orizzontale A parte una modesta rotazione interna delle spalle, tutte le altre articolazioni sono in posizione 0.

Cinetica (forze e momenti in gioco)

La proiezione del baricentro del corpo, che si trova davanti alla seconda vertebra sacrale, cade al centro della base d'appoggio, tra i due piedi. Sul piano sagittale, le linee di gravità relative ai diversi segmenti del corpo (linee d'azione delle forze peso relative ai diversi segmenti) passano quasi tutte molto vicine alle articolazioni, o le incrociano, in modo da ridurre al minimo o annullare i momenti esterni destabilizzanti e quindi la necessità di interventi muscolari importanti (Boccardi-Lissoni, 1984). Unica eccezione si ha a livello della occipito-atlantoidea e delle tibiotarsiche, dove sono presenti momenti esterni costanti di flessione di una certa entità (Fig.2).

L'attività muscolare è modesta. I muscoli che rimangono costantemente contratti sono: i muscoli estensori del capo per contrastare il momento esterno di flessione alla articolazione occipito-atlantoidea (la forza peso del capo passa davanti all'asse trasverso di questa articolazione), il tricipite della sura, per contrastare il momento esterno di flessione dorsale alle tibiotarsiche esercitato dal peso della massa gravante sopra queste articolazioni (la forza peso relativa al sistema gravante sopra le tibiotarsiche passa costantemente al davanti dell'asse trasverso di queste articolazioni). Tutti gli altri muscoli entrano in gioco solo per brevi momenti e con contrazioni di modesta entità, per lo più in via riflessa, allo scopo di consentire il recupero della postura di riferimento ogni volta che si verifica una deviazione rispetto a quest'ultima (aggiustamento posturale a feed back) (Basmajian-De Luca, 1985; Boccardi-Lissoni, 1984). La flessione degli avambracci e delle dita delle mani non dipende dall'attivazione dei muscoli flessori ma dalla sola tensione passiva di questi ultimi.

La conservazione dell'equilibrio sul piano frontale, per la simmetria dell'atteggiamento, è ancor meno dispendiosa. Poche volte è necessaria l'attivazione degli adduttori delle cosce per contrastare la gravità, che tende a divaricare gli arti inferiori, in quanto è quasi sempre sufficiente l'attrito offerto dal terreno. Per contrastare gli spostamenti laterali del bacino è sufficiente il gioco alternato e incrociato dei quattro gruppi muscolari antagonisti (medio gluteo-adduttori; tibiali-peronei) (Boccardi-Lissoni, 1984).

Gli interventi muscolari richiesti per mantenere la stazione eretta, nella persona senza alterazioni del SNC o della periferia motoria, sono dunque minimi. Le sensazioni di fatica derivanti dal mantenimento prolungato di questa posizione sono essenzialmente legate alla stasi vascolare e alle pressioni-tensioni articolari. Per cercare di ridurre queste sensazioni di fatica e disagio il soggetto cerca di modificare in continuazione l'assetto posturale spostando il carico da un arto all'altro, oscillando ora verso l'avanti, ora verso l'indietro, rispetto alla postura di riferimento, cercando un appoggio temporaneo su cui scaricare una parte del peso del corpo, ecc. (Basmajan- De Luca, 1985; Boccardi-Lissoni, 1984). In sostanza, non esiste la postura corretta; corretto è il cambiamento frequente della postura!



Fig.2 Disegno illustrante il rapporto tra forza di gravità e articolazioni degli arti inferiori nella stazione eretta normale (piano sagittale). Dove questa forza incrocia gli assi trasversi articolari (anche e ginocchia) il momento esterno è uguale a zero e non è richiesta alcuna forza muscolare stabilizzante (in realtà, modesti interventi alternati dei muscoli estensori e flessori sono richiesti a causa delle continue piccole oscillazioni in avanti e all'indietro attorno a questa postura); dove passa a una certa distanza dalle articolazioni, genera un momento esterno che deve essere contrastato dalle forze muscolari e/o dalla tensione passiva delle altre parti molli. A livello delle tibiotarsiche la forza di gravità relativa alla massa gravante su queste articolazioni passa costantemente davanti ad esse generando un momento esterno di flessione dorsale che tende a far cadere in avanti le gambe rispetto ai piedi. Per evitare questa caduta i muscoli flessori plantari devono entrare in azione generando un momento interno di flessione plantare di intensità e direzione uguale e di verso opposto a quello della gravità.

1.2 IL CAMMINO

Cinematica e cinetica. Il cammino, come tutte le azioni compiute in ambiente gravitazionale, è il risultato dell'interazione tra forze esterne (gravità, inerzia, attriti, GRF²) e forze interne (forze muscolari attive e

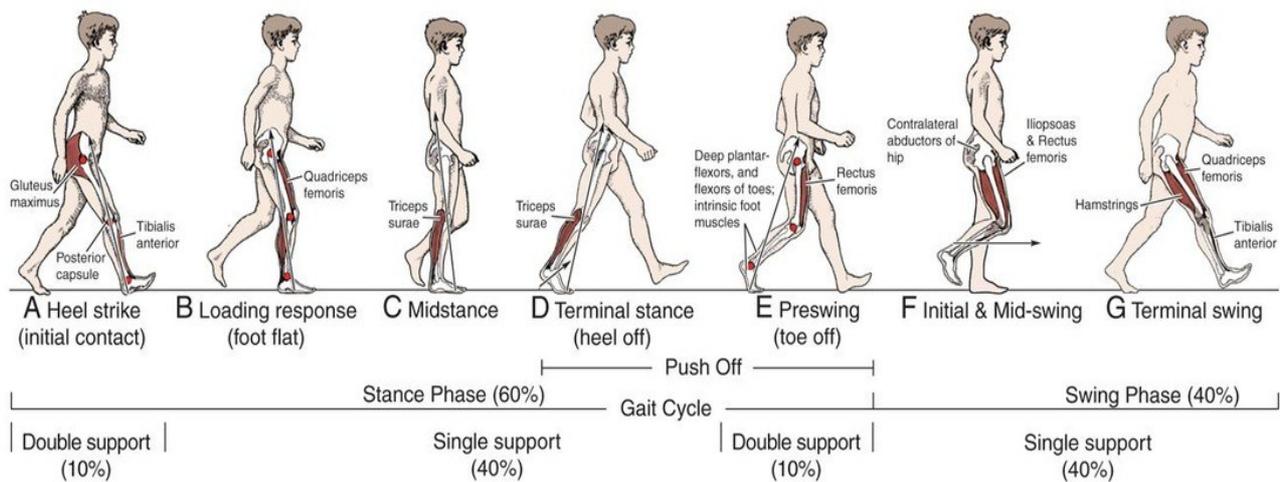
² La Ground reaction force (GRF) è la forza di reazione del terreno alla forza scaricata su di esso dal piede, risultante delle forze gravitazionali e inerziali. Ha direzione e intensità uguale a quest'ultima, verso opposto. Può essere scomposta in una componente verticale, in una componente antero-posteriore e in una componente latero-laterale (queste ultime due componenti corrispondono all'attrito al suolo). A livello delle articolazioni portanti, dove non incrocia gli assi articolari, questa forza produce momenti esterni che devono essere controllati dai muscoli antagonisti. Il calcolo della GRF viene spesso utilizzato, tra l'altro, per lo studio della dinamica del cammino. In pratica, disponendo di una piattaforma dinamometrica che registra istante per istante la forza scaricata dal piede sul terreno, e di un sistema in grado di visualizzare la forza di reazione del terreno sovrapposta alla immagine del soggetto (videovettogramma), è possibile risalire ai momenti esterni generati da questa forza alle articolazioni portanti in ogni fase dell'appoggio (GRF moltiplicata per il braccio di leva di questa forza rispetto all'articolazione considerata), e quindi alle forze interne necessarie per stabilizzare le articolazioni stesse (Boccardi-Lissoni, 1984; Bowker, 1987, 1993; Cerny, 1984; Gage, 1987; Stallard, 1987; Ferrigno-Pedotti, 1985; Perry, 1992; Wells, 1981; Winter, 1990).

passive, tensioni passive delle parti molli). Nell'espletamento di questa funzione, in condizioni normali, il SNC sfrutta fin dove è possibile le forze esterne lasciando ai muscoli, attraverso interventi attivi di breve durata e di contenuta intensità, un ruolo soprattutto di controllo dell'effetto delle prime. In effetti le contrazioni muscolari, sia durante la fase d'appoggio che durante la fase di sospensione (oscillazione), sono per lo più di tipo eccentrico, con azione di freno – arresto dei movimenti generati dalle forze esterne, mentre sono queste ultime le principali responsabili della produzione del movimento (Boccardi-Lissoni, 1984). In questo modo, con l'aggiunta del fatto che alla produzione di forze interne un certo contributo viene offerto dalle componenti passive, l'organismo può lavorare con la massima efficienza (efficacia ed economia).

Nelle figure 3 e 4 sono rappresentate le variazioni angolari, sul piano sagittale, delle principali articolazioni portanti durante le varie fasi del cammino e, cosa interessante ai fini di una migliore comprensione del ruolo dei muscoli, il rapporto intercorrente tra GRF e assi trasversi di queste articolazioni (videovettogramma). Dove non incrocia gli assi articolari, la GRF genera momenti esterni alle articolazioni portanti, tanto maggiori quanto maggiore è la GRF e quanto maggiore è il suo braccio di leva rispetto all'asse trasverso dell'articolazione considerata (nullo quando incrocia questo asse), responsabili della produzione di movimenti rotatori che devono essere controllati dai muscoli e dalle altre parti molli pararticolari. Alla tibiotarsica, in fase d'appoggio, il momento esterno è dapprima di flessione plantare (la GRF passa posteriormente all'articolazione), e come tale determina una flessione plantare della tibiotarsica che deve essere frenata dalla contrazione eccentrica dei dorsiflessori, e successivamente di flessione dorsale (la GRF passa anteriormente all'articolazione), e come tale determina una rotazione della gamba in avanti rispetto al piede (flessione dorsale della tibiotarsica) che deve essere frenata dalla contrazione eccentrica dei plantiflessori (Fig.5). Nella fase terminale dell'appoggio si assiste al passaggio dalla contrazione eccentrica a quella concentrica dei flessori plantari e alla inversione del movimento della tibiotarsica dalla flessione dorsale alla flessione plantare. Al ginocchio, al momento esterno di estensione presente al contatto del tallone con il terreno (la GRF passa anteriormente all'articolazione), fa seguito immediatamente un momento di flessione responsabile della flessione di questa articolazione, controllata dall'intervento degli estensori (la GRF passa posteriormente all'articolazione), quindi un nuovo momento di estensione (la GRF passa anteriormente all'articolazione) e infine ancora un momento di flessione. All'anca, il momento esterno è all'inizio di flessione, quindi di estensione.

Durante la fase di sospensione (oscillazione), la GRF non esercita alcuna influenza diretta sul comportamento dell'arto inferiore in volo. Quest'ultimo avanza soprattutto grazie alla gravità (all'inizio della fase di sospensione il baricentro dell'arto sospeso è posto dietro l'asse trasverso dell'anca e l'arto oscilla verso l'avanti con il meccanismo del pendolo), alle forze inerziali generate a seguito del rapido arresto dell'avanzamento dell'arto controlaterale al momento dell'impatto del piede con il suolo (Boccardi-Lissoni, 1984), e al momento angolare³ impresso dalla spinta del piede sul terreno nella fase finale dell'appoggio (push off). Ai muscoli, a parte una modesta spinta in avanti dell'arto in oscillazione iniziale (prodotta dall'attività concentrica dei flessori dell'anca), e la flessione dorsale del piede per evitarne il contatto della punta con il terreno, è affidato soprattutto il compito di rallentare, e quindi arrestare, il movimento dei segmenti in volo (contrazione eccentrica – contrazione isometrica) nella fase terminale dell'oscillazione.

³ Il momento angolare ($I\omega$) è l'equivalente, per il moto angolare, della quantità di moto di un corpo che si muove di moto lineare. La quantità di moto (o momento lineare) di un corpo che si muove di moto lineare è data dalla massa del corpo per la velocità (mv) ed è proporzionale alla forza impressa al corpo per il tempo di applicazione della forza ($mv=Ft$). Il momento angolare di un corpo che si muove di moto angolare, o rotatorio, quale è l'arto inferiore in oscillazione, è uguale al prodotto degli equivalenti angolari della massa e della velocità che sono, rispettivamente, il momento d'inerzia del segmento e la sua velocità angolare. La formula $Ft=mv$, applicata al moto angolare, diventa: $Mt=I\omega$, dove M è il momento della forza applicata al segmento che ruota, t il tempo di applicazione della forza, I il momento d'inerzia del segmento, ω la velocità angolare.



Copyright © 2011 Wolters Kluwer Health | Lippincott Williams & Wilkins

Fig.3 Rappresentazione schematica delle fasi salienti del cammino normale, denominate con la terminologia proposta dal comitato scientifico "Rancho Los Amigos Gait analysis". La linea continua a partenza dal piede in appoggio rappresenta la GRF. **A: contatto iniziale** (0-2% G.C.). L'arto destro prende contatto con il suolo con il tallone mentre l'arto sinistro si trova intorno al 40% del ciclo del passo, con tibiotarsica in massima flessione dorsale. **B: Risposta al carico** ((2-10% G.C). Il peso del corpo è trasferito sull'arto destro. Il calcagno rotola sul terreno determinando un primo avanzamento del centro di massa rispetto al piede in appoggio (primo rocker), la tibiotarsica si flette plantarmente, il piede prende appoggio a tutta pianta; il ginocchio si flette. **C: Appoggio intermedio** (10-30% G.C.). La gamba destra ruota attorno al piede in appoggio (secondo rocker), il ginocchio e l'anca si estendono, il corpo continua ad avanzare rispetto al piede in appoggio. L'arto in volo, in fase di oscillazione intermedia, avanza fino a sorpassare l'arto controlaterale (passaggio dalla verticale, o zenith cross, momento critico in cui l'arto in volo deve essere più corto dell'arto in appoggio, pena lo strisciamento delle dita del piede sul terreno). **D: Appoggio terminale** (30-50% G.C.). Il piede si estende sulle dita producendo un ulteriore avanzamento del centro di massa del corpo (terzo rocker) e il tallone si solleva. La tibiotarsica, dalla massima flessione dorsale passa gradualmente verso la flessione plantare. Il ginocchio continua a estendersi fino quasi al termine di questa fase per poi iniziare a flettersi. L'arto sinistro si trova in fase di oscillazione terminale e prende quindi contatto con il terreno nel momento in cui la tibiotarsica destra ha raggiunto la massima flessione dorsale. **E: Preoscillazione**. Rappresenta il secondo periodo di doppio appoggio. Mentre l'arto sinistro ha preso contatto con il terreno, l'arto destro si prepara al passaggio in sospensione: flessione plantare della tibiotarsica, flessione del ginocchio, riduzione dell'estensione dell'anca. **F: Oscillazione iniziale e intermedia** L'arto destro in sospensione inizia ad avanzare: flessione di anca e ginocchio, lieve dorsiflessione della tibiotarsica.; continua l'oscillazione verso l'avanti dell'arto destro fino al punto in cui la tibia risulta verticale. L'anca continua a flettersi, la tibiotarsica è in lieve flessione dorsale, il ginocchio è flesso. **G Oscillazione terminale**: L'avanzamento dell'arto destro è completato dall'estensione del ginocchio. L'anca è flessa e la tibiotarsica in lieve flessione dorsale (Perry J.: Gait analysis, normal and pathological gait. Slach incorporated, 1992). GC=gait cycle.

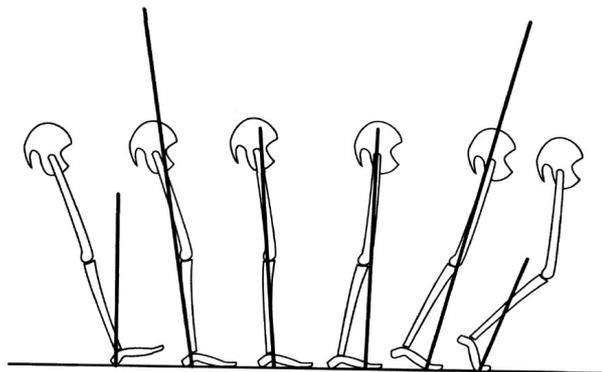


Fig.4 Videovettogramma del cammino sul piano sagittale durante la fase d'appoggio. I movimenti dei segmenti portanti sono determinati essenzialmente dai momenti esterni alle articolazioni. I momenti esterni possono essere stimati moltiplicando la GRF per il braccio di leva di questa forza rispetto ai centri di rotazione articolare. Al sistema neuromuscolare spetta essenzialmente il compito di controllare i movimenti segmentari generati dai momenti esterni agendo da freno agli stessi e stabilizzando le articolazioni portanti. Ad eccezione che nell'ultima fase dell'appoggio, dove sono contratti in accorciamento, i muscoli intervengono in contrazione eccentrica decelerando il movimento dei segmenti dell'arto portante (Perry J.: Gait analysis, normal and pathological gait. Slach incorporated, 1992).

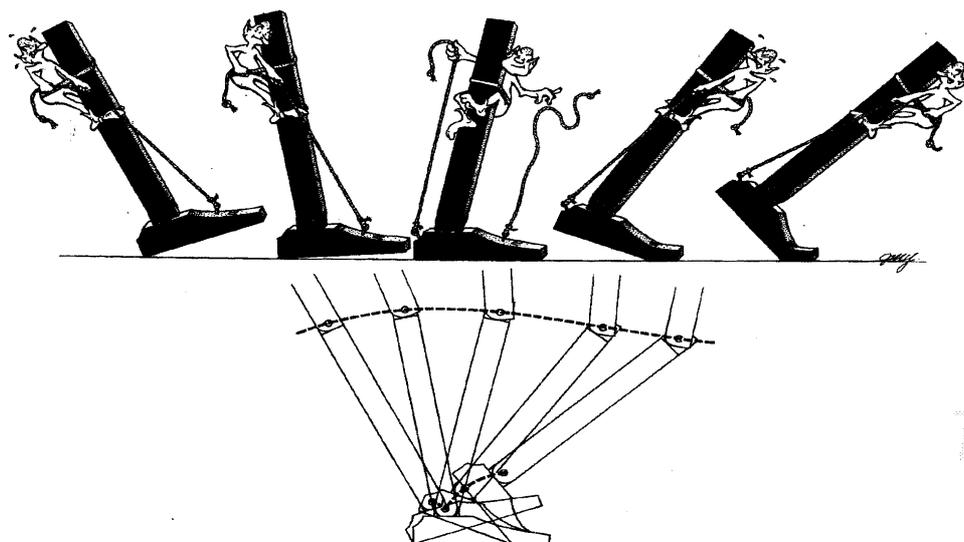


Fig.5 Schema illustrante l'azione di freno dei flessori dorsali e dei flessori plantari durante la fase di appoggio del cammino. I flessori dorsali intervengono all'inizio dell'appoggio (contatto iniziale - risposta al carico) per rallentare la "caduta" dell'avampiede sul terreno. I flessori plantari intervengono nelle fasi successive per frenare le rotazioni in avanti della tibia rispetto al piede in appoggio. Al termine dell'appoggio cessa l'azione di freno dei flessori plantari e inizia la loro azione propulsiva (contrazione concentrica, con produzione di un momento interno superiore al momento esterno, passaggio della tibiotarsica dalla flessione dorsale alla flessione plantare) (Inman VT, Ralston HJ, Todd F: Human walking. Baltimore: Williams and Wilkins, 1981).

I movimenti sui piani frontale e orizzontale

Come i movimenti sul piano sagittale, anche i movimenti sui piani frontale e orizzontale sono il risultato dell'interazione tra forze esterne e forze interne. E il ruolo dei muscoli è sempre, essenzialmente, di controllo dell'effetto delle forze esterne (freno - arresto dei movimenti generati dai momenti esterni; stabilizzazione dei segmenti corporei in appoggio; assorbimento dell'impatto al momento del passaggio dalla oscillazione all'appoggio del piede al suolo).

Non mi dilungo in questa sede sull'analisi delle variazioni angolari e dei momenti esterni generati su questi piani a livello di tutte le articolazioni portanti, la cui conoscenza è comunque fondamentale per meglio comprendere la meccanica del cammino, rimandando alla letteratura (Wells, 1981; Cochran, 1982; Boccardi-Lissoni, 1984; Cerny, 1984; Perry, 1992; Richards, 2008). Mi limito a riportare alcuni dati.

1) Anca e ginocchio. Nella fase di appoggio monopodalico la GRF passa medialmente all'anca e al ginocchio (Fig.6). Il momento esterno a queste due articolazioni è di adduzione, responsabile dell'abbassamento dell'emibacino del lato in sospensione e della spinta in varo del ginocchio dell'arto in appoggio. L'abbassamento dell'emibacino del lato in sospensione (adduzione dell'anca in appoggio) è controllato dai muscoli abduttori dell'anca dell'arto in appoggio (medio gluteo, fasci anteriori mediali del grande gluteo, tensore della fascia lata). Questi muscoli fungono anche da ammortizzatori dell'impatto sull'arto durante la risposta al carico. La sollecitazione in varo del ginocchio è controllata dal tensore della fascia lata, attraverso la bendelletta ileo-tibiale, dal bicipite femorale, e dalla tensione passiva delle parti molli poste sul versante laterale del ginocchio.

Sul piano orizzontale si ha una rotazione interna a livello dell'anca dell'arto in appoggio che si traduce in un avanzamento dell'emibacino del lato in sospensione (rotazione del bacino, rappresentato da una linea che unisce le spine iliache antero-superiori, di circa 5°-10° verso il lato in appoggio). Questa rotazione interna, dovuta essenzialmente alle forze inerziali generate a seguito del rapido arresto dell'avanzamento dell'arto al momento dell'impatto del piede con il suolo, contribuisce alla lunghezza del passo. Secondo la Perry (Perry, 1992), alla rotazione del bacino contribuirebbero anche gli ischiocrurali mediali dell'arto in appoggio.

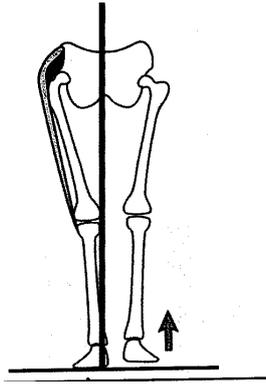


Fig.6 Durante l'appoggio monopodalico, il momento esterno generato a livello dell'articolazione dell'anca e del ginocchio, di adduzione, è responsabile della caduta dell'emibacino dal lato oscillante e della spinta in varo del ginocchio dell'arto in appoggio. Per stabilizzare l'anca sul piano frontale è necessario l'intervento degli abduttori di questa articolazione. Per stabilizzare il ginocchio è per lo più sufficiente la tensione passiva delle parti molli laterali (capsula e legamenti laterali, bendelletta ileo-tibiale). A volte è attivo il bicipite femorale (Perry J.: Gait analysis, normal and pathological gait. Slach incorporated, 1992)..

2) Il tronco. Il tronco può essere rappresentato schematicamente da un segmento che unisce i punti di mezzo delle due linee che uniscono, rispettivamente, le due spalle e le due spine iliache. Sul piano frontale, si inclina verso il lato in appoggio (pendolo frontale), per contrastare l'abbassamento dell'emibacino del lato in sospensione, controllato dai flessori laterali controlaterali. Sul piano orizzontale, per effetto soprattutto delle forze inerziali, ruota in senso opposto alla rotazione del bacino Fig.7

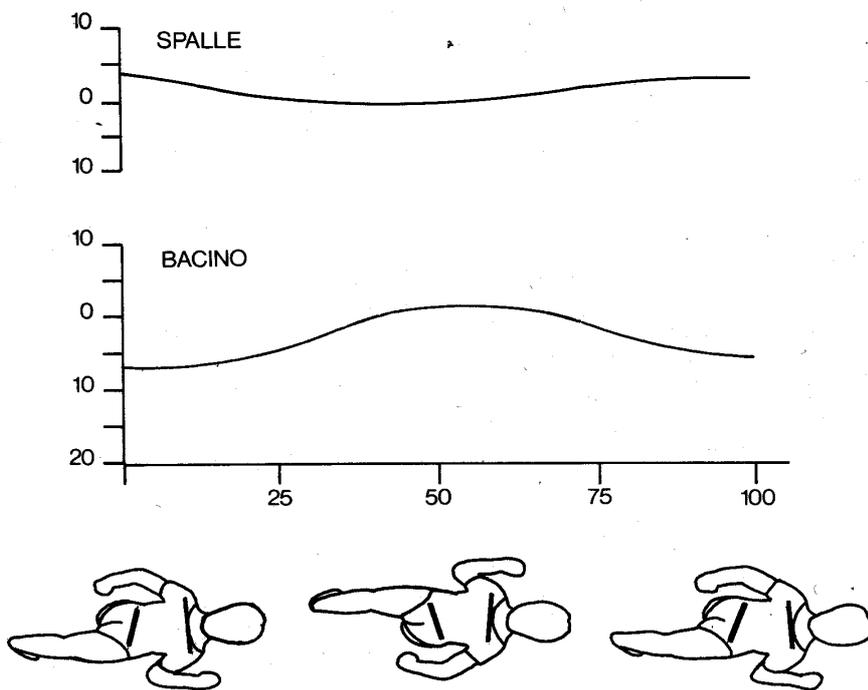


Fig.7 Rotazione del bacino e del tronco sul piano orizzontale. Spiegazione nel testo (Boccardi-Lissoni Cinesiologia III., 1984).

3) Il piede. Durante la fase d'appoggio, si ha dapprima una pronazione, che inizia nella risposta al carico e raggiunge il suo picco (4° - 6° circa) nell'appoggio intermedio (15% del ciclo del passo), e successivamente una supinazione, che raggiunge il suo picco nella fase preoscillatoria. La gamba, muovendosi solidalmente con l'astragalo, ruota sempre in direzione opposta alla rotazione del tallone: internamente durante la

pronazione ed esternamente durante la supinazione (è ruotata internamente durante la risposta al carico e l'appoggio intermedio, esternamente nell'appoggio terminale)⁴.

⁴ Il piede può essere suddiviso in *retropiede*, *mesopiede* e *avampiede*. Il *retropiede* è formato da *astragalo* e *calcagno*, il *mesopiede* da *scafoide*, *cuboide* e i *tre cuneiformi*, l'*avampiede* dalle *ossa metatarsali* e dalle *falangi*. Numerose articolazioni collegano tra di loro queste strutture consentendo movimenti controllati lungo i diversi piani dello spazio: *la tibiotarsica*, *la sottoastragolica*, *la mediotarsica o di Chopart*, *l'articolazione tarsometatarsale, o di Lisfranc*, *le articolazioni metatarso-falangee*, *le articolazioni interfalangee*. Per un approfondimento della cinematica delle singole articolazioni si rimanda alla letteratura specifica (Kapandji, 1974; Mann, 1975; Pisani, 1973; Root et al, 1971; Boccardi-Lissoni, 1978)

Considerando il piede nella sua globalità e nel suo rapporto con l'arto inferiore, si può assimilare l'insieme delle articolazioni di questa struttura a una articolazione a tre gradi di libertà che consente di presentare la pianta del piede correttamente al suolo qualunque sia la posizione della gamba e l'inclinazione del terreno (Root et al, 1971; Boccardi-Lissoni, 1978). Guardando il piede secondo questa prospettiva, possono essere riconosciuti gli assi cinesiologici verticale, trasversale e sagittale. Attorno all'asse verticale, su un piano orizzontale, si compiono movimenti di **adduzione e abduzione**; attorno all'asse trasversale, su un piano sagittale, si compiono movimenti di **flessione plantare e flessione dorsale** (Fig.2.2); attorno all'asse sagittale, su un piano frontale, si compiono **movimenti di rotazione interna, o inversione, e di rotazione esterna, o eversione**. A causa della disposizione obliqua dei singoli assi articolari, questi movimenti non esistono allo stato puro a livello della maggior parte delle articolazioni, ma un movimento su di un piano si accompagna quasi sempre a movimenti sugli altri due piani. Avremo allora movimenti su piani obliqui, attorno agli assi delle articolazioni proprie del piede: di **supinazione** (rotazione interna, o inversione, adduzione e flessione plantare), di **pronazione** (rotazione esterna, o eversione, abduzione e flessione dorsale).

Per quanto riguarda **le posizioni** si avrà, sul piano orizzontale: piede in adduzione - in abduzione; sul piano sagittale piede plantiflesso – dorsiflesso; sul piano frontale piede in inversione (varo) - in eversione (valgo); sul piano obliquo piede in supinazione - pronazione .

Per quanto riguarda **le deformità** si avrà, sul piano orizzontale: piede addotto - abdotto; sul piano sagittale piede equino – talo; sul piano frontale piede varo – valgo; sul piano obliquo piede supinato-pronato.

Spesso nel descrivere movimenti, posizioni e deformità del piede, viene fatta una distinzione tra quelli/e del *retropiede*, con riferimento alla *tibiotarsica* e alla *sottoastragolica*, e quelli/e del *meso-avampiede*. E allora si parlerà, ad esempio, di *inversione-varismo* del *retropiede* (del *calcagno*) e *inversione-adduzione*, o *eversione-abduzione*, dell'*avampiede*; o, viceversa, di *eversione-valgismo* del *retropiede* (del *calcagno*), e *adduzione-inversione*, o *abduzione.-eversione*, o *abduzione-inversione* dell'*avampiede*, e così via. E si parlerà di *piede valgo-pronato* o *varo-supinato* con riferimento al *retropiede* (*valgo-varo*) e all'*avampiede* (*pronato-supinato*); e, ancora, di *equino*, o di *talo*, del *retropiede* e/o dell'*avampiede*.

Un discorso a parte va fatto per le dita del piede, dove gli unici movimenti possibili sono di *flesso-estensione* (MF e IF) e di *adduzione-abduzione* (MF). Per i movimenti di *adduzione-abduzione* il piano di riferimento non corrisponde al piano sagittale mediano (piano che divide il corpo in due parti, destra e sinistra, di uguale massa), come avviene per tutti gli altri segmenti corporei, ad eccezione delle dita della mano, ma al piano sagittale mediano del piede passante per il secondo raggio. L'*adduzione* consisterà allora in un movimento di avvicinamento delle dita a questo piano, l'*abduzione* in un movimento di allontanamento delle dita da questo piano.

GLI INTERVENTI MUSCOLARI

Gli interventi muscolari durante il cammino hanno essenzialmente cinque finalità:

1. frenare-arrestare i movimenti generati dalle forze esterne
2. stabilizzare le articolazioni rese instabili dalle forze esterne
3. assorbire le forze d'impatto che si generano al contatto del piede con il suolo (funzione ammortizzante)
4. produrre una spinta propulsiva
5. contribuire all'accorciamento dell'arto in sospensione per facilitarne l'avanzamento.

Analizziamo ora in dettaglio gli eventi neuromuscolari del cammino riportando i dati tratti essenzialmente dal testo di J. Perry (1992), di recente tradotto in lingua italiana.

FLESSORI DORSALI DEL PIEDE Oltre che sulla tibiotarsica, questi muscoli esercitano un'azione sulle articolazioni del mesopiede e dell'avampiede. Intervengono tutti in contrazione eccentrica durante la risposta al carico per frenare la flessione plantare del piede (**il tibiale anteriore e l'estensore lungo dell'alluce** hanno anche un'azione di freno della pronazione della sottoastragalica durante la risposta al carico e l'appoggio intermedio). Si rilasciano nelle fasi successive dell'appoggio. Riprendono la loro attività concentrica nella preoscillazione e la mantengono durante tutta la sospensione per impedire il contatto delle dita del piede con il terreno. Raggiungono il picco nella oscillazione terminale al fine di posizionare correttamente il piede per l'appoggio. L'**estensore lungo delle dita**, oltre che contribuire alla flessione dorsale della tibiotarsica, esercita un'azione di estensione delle dita e un'azione di eversione del piede neutralizzante l'effetto di inversione del tibiale anteriore .

FLESSORI PLANTARI DEL PIEDE.

1) Soleo. L'attività di questo muscolo, che oltre a un'azione di plantiflessione possiede un'azione di supinazione sulla sottoastragalica, ha inizio durante la risposta al carico per frenare la pronazione del piede e continua, in eccentrica, durante l'appoggio intermedio, per frenare la flessione dorsale della tibiotarsica. Dopo il sollevamento del tallone contribuisce alla supinazione (si ricorda che la supinazione provvede alla stabilizzazione delle articolazioni del piede) e alla flessione plantare del piede. Raggiunge il picco durante l'appoggio terminale, in concentrica, per esercitare la spinta necessaria a imprimere al corpo un'accelerazione in alto e in avanti (push off) e si spegne al termine di questa fase.

2) Gastrocnemio. Il capo mediale ha un'azione sovrapponibile a quella del soleo. Il capo laterale esercita la sua azione sul solo piano sagittale e si attiva con un leggero ritardo rispetto al capo mediale. Nell'appoggio terminale, il gastrocnemio è il muscolo che offre il maggior contributo alla spinta del piede sul terreno in direzione dietro basso (push off).

3) Tibiale posteriore. Attivo già al contatto del tallone, continua la sua azione in eccentrica durante la risposta al carico per frenare la pronazione della sottoastragalica (assorbimento dell'impatto), raggiungendo un primo picco di attività (20% della massima attivazione raggiungibile in contrazione isometrica) alla fine di questa fase (10% del ciclo del passo). All'inizio dell'appoggio intermedio contribuisce, insieme agli altri flessori plantari della tibiotarsica, al controllo di questa articolazione sul piano sagittale. Nell'appoggio terminale (40% del ciclo del passo) entra in azione, in concentrica, insieme agli altri muscoli supinatori e ai peronei (30% della massima attivazione raggiungibile in contrazione isometrica), per dare stabilità al mesopiede.

4) Flessore lungo delle dita. L'attività di questo muscolo, ad azione plantiflessoria sulla tibiotarsica, flessoria sulle dita e supinatoria sulla articolazione sottoastragalica, ha inizio durante l'appoggio intermedio (15% del ciclo del passo) e aumenta progressivamente. Contribuisce, insieme agli altri flessori plantari della tibiotarsica, al controllo di questa articolazione sul piano sagittale; contribuisce inoltre, insieme agli altri inversori, al controllo della pronazione della sottoastragalica e all'appoggio dell'avampiede sul V e IV metatarso. Ha infine un effetto stabilizzante l'avampiede, durante l'appoggio terminale, grazie al controllo

della estensione del piede sulle dita (sviluppo di un momento interno di flessione delle metatarso-falangee che tiene le dita aderenti al suolo e frena - arresta, l'estensione delle metatarso-falangee che ha inizio quando la GRF passa davanti a queste articolazioni).

5) Flessore lungo dell'alluce. Ha un'azione simile a quella dei flessori delle dita. Entra però in azione con un certo ritardo rispetto a questi ultimi. Durante l'appoggio terminale stabilizza l'avampiede prevenendo l'iperestensione dell'alluce (tiene il dito aderente al suolo) e offre un contributo, insieme agli altri flessori plantari, a produrre la potenza necessaria a dare il via alla fase oscillante. L'attività elettrica registrata in questa fase raggiunge l'80% della massima attivazione raggiungibile in contrazione isometrica.

6) Peronei. L'azione di questi muscoli ha inizio nell'appoggio intermedio e termina con la preoscillazione. Sono particolarmente attivi (50% il lungo, 20% il breve, della massima attivazione raggiungibile in contrazione isometrica) nell'appoggio terminale per flettere plantarmente il primo metatarso (abbassamento della testa del primo metatarso) e controllare la inversione del piede legata alla intensa attività del tricipite (Duchenne, 1959; Kapandi, 1977; Perry, 1992), del tibiale posteriore e dei flessori dell'alluce e delle dita (tutti e quattro questi muscoli hanno un'azione di inversione sul piede).

Non sono descritte le azioni dei **muscoli intrinseci del piede e della fascia plantare**. Il ruolo di questi muscoli è essenzialmente quello di dare stabilità alle diverse articolazioni del piede nell'appoggio intermedio e terminale incrementando l'altezza della volta plantare. Sono particolarmente attivi nei soggetti con piedi piatti.

ESTENSORI DEL GINOCCHIO Il quadricipite è il principale muscolo stabilizzatore del ginocchio sottocarico, coadiuvato in questa azione dal tricipite e dagli estensori dell'anca. L'attività dei vasti inizia nell'oscillazione terminale, raggiunge il picco durante la risposta al carico e si riduce progressivamente durante l'appoggio intermedio fino ad annullarsi intorno al 15% del ciclo del passo, quando il momento esterno diventa di estensione. Il timing di attivazione del retto femorale, flessore dell'anca ed estensore del ginocchio, è completamente diverso da quello dei vasti: un breve periodo di attivazione EMG di questo muscolo è presente tra la preoscillazione e l'oscillazione iniziale, probabilmente per impedire l'eccessiva flessione del ginocchio e contribuire alla flessione dell'anca (Perry, 1992). Oltre al controllo della flessione, il quadricipite determina al ginocchio una forza di taglio anteriore che viene normalmente contrastata dalla tensione passiva del legamento crociato anteriore e dai muscoli ischiocrurali.

FLESSORI DEL GINOCCHIO Dei flessori del ginocchio, solamente il **capo breve del bicipite e il popliteo** sono monoarticolari. Il semimembranoso, il semitendinoso e il capo lungo del bicipite (**ischiocrurali**) sono anche estensori dell'anca; il **gracile, il sartorio e il tensore della fascia lata** sono anche flessori dell'anca; il **gastrocnemio** è anche flessore plantare della tibiotarsica. Gli ischiocrurali entrano in azione alla fine della fase di sospensione per frenare e quindi arrestare prima la corsa in flessione della coscia, poi quella in estensione della gamba (contrazione eccentrica). Restano attivi durante l'accettazione del carico, per assorbire parzialmente l'impatto con il terreno, e durante l'appoggio intermedio. Il semimembranoso è il muscolo che evidenzia l'attività più elevata (45% circa della massima attivazione raggiungibile in contrazione isometrica). Il gracile e il sartorio mostrano una modesta attività incostante nell'oscillazione iniziale e nella prima fase dell'oscillazione intermedia, probabilmente per contribuire alla flessione del ginocchio e dell'anca. Il capo breve del bicipite è attivo principalmente nella oscillazione iniziale e intermedia per aiutare la flessione del ginocchio, il popliteo durante tutte le fasi del passo, eccetto che nell'oscillazione iniziale e intermedia (Perry, 1992).

ESTENSORI DELL'ANCA I muscoli estensori dell'anca (**grande gluteo, ischiocrurali, grande adduttore**) hanno essenzialmente due funzioni:

1. frenano la rotazione anteriore della pelvi nella prima parte dell'appoggio
2. decelerano il movimento rotatorio dell'arto inferiore nell'oscillazione terminale al fine di preparare la fase d'appoggio

Intervento in fase d'appoggio. La decelerazione dell'arto inferiore nella oscillazione terminale e al contatto del tallone con il suolo determina la trasmissione del momento angolare dell'arto al bacino e al tronco e la rotazione in avanti di questi segmenti. Gli estensori dell'anca sono chiamati in gioco, in contrazione eccentrica, insieme agli estensori del tronco, per frenare tale rotazione. Nelle fasi successive dell'appoggio non è richiesto alcun intervento di questi muscoli.

Intervento in fase di oscillazione. Tutti i muscoli estensori dell'anca si contraggono alla fine di questa fase per rallentare e quindi arrestare l'avanzamento dell'arto inferiore. Gli ischiocrurali, in particolare, si contraggono per arrestare prima la corsa in flessione della coscia (e l'arresto della rotazione in flessione della coscia provoca, per inerzia, l'estensione della gamba), poi quella in estensione della gamba (Boccardi-Lissoni, 1985).

FLESSORI DELL'ANCA Durante quasi tutta la fase d'appoggio non si apprezza alcun intervento attivo dei flessori dell'anca. Nella fase di oscillazione è presente un intervento incostante e di modesta intensità dei flessori, essendo questa fase legata essenzialmente alla gravità (all'inizio del movimento di oscillazione il baricentro dell'arto sospeso è posto dietro l'asse di sospensione e l'arto oscilla verso l'avanti con il meccanismo del pendolo) e al momento angolare impresso sul sistema dalla spinta del piede sul terreno nella fase finale dell'appoggio (push off).

Nella preoscillazione è presente una modesta attività del **lungo adduttore e del retto femorale** (quest'ultimo muscolo contribuisce alla flessione anche grazie alla tensione elastica accumulata per effetto del suo allungamento). Nella oscillazione iniziale sono attivi, a volte, in base anche alla velocità del cammino, **il lungo adduttore, il retto femorale, il sartorio, il gracile e l'ileopsoas**. Nella oscillazione intermedia e terminale nessuna attività muscolare è presente.

ABDUTTORI DELL'ANCA Come abbiamo visto nelle pagine precedenti, durante la fase di appoggio il bacino è molto instabile a causa degli elevati momenti esterni di flessione e adduzione a cui è sottoposto. Sul piano frontale, la stabilità del bacino è legata ai muscoli abduttori dell'anca in appoggio. Di questi, il gluteo medio e i fasci anteriori del grande gluteo presentano un'attività che inizia alla fine dell'oscillazione terminale e si accresce rapidamente fino a raggiungere il suo picco (35% circa della massima attivazione raggiungibile in contrazione isometrica) immediatamente dopo il contatto iniziale, per poi decrescere e cessare alla fine dell'appoggio intermedio. Il tensore della fascia lata, che, oltre che sull'anca, ha un'azione sul ginocchio attraverso la bendelletta ileotibiale, è attivo fino a circa la metà dell'appoggio terminale.

ADDUTTORI DELL'ANCA Le azioni di questi muscoli sono già state descritte per il loro ruolo come flessori (adduttore lungo – gracile) e come estensori dell'anca (grande adduttore).

INTRA E EXTRAROTATORI DELL'ANCA. Gli **intrarotatori dell'anca** (tensore della fascia lata, piccolo gluteo, fibre anteriori del medio gluteo) sono attivi per quasi tutta la fase d'appoggio. Gli **extrarotatori** (fasci posteriori del medio gluteo, grande gluteo, quadrato del femore, piriforme, otturatore interno, otturatore esterno, gemello superiore, gemello inferiore) sono attivi nelle prime fasi dell'appoggio per controllare la rotazione interna dell'anca.

ERETTORI SPINALI. Questi muscoli sono contratti all'inizio della fase d'appoggio per impedire la caduta in avanti del tronco legata alla brusca decelerazione dell'arto inferiore al contatto del tallone con il suolo (trasmissione del momento angolare dell'arto inferiore al tronco). Gli erettori del lato in sospensione sono costantemente contratti per controllare l'inclinazione del tronco verso il lato in appoggio.

MUSCOLI DELL'ARTO SUPERIORE. I movimenti dell'arto superiore vanno in direzione opposta a quelli della coscia omolaterale. L'arto superiore si estende dal lato in sospensione (mentre la coscia si flette) e si flette dal lato in appoggio (mentre la coscia si estende). L'ampiezza dell'escursione è di circa 30°-35°. Sono moderatamente attivi il deltoide posteriore alla fine della flessione e durante l'estensione del braccio, e il deltoide medio durante l'estensione del braccio, per mantenere quest'ultimo in lieve abduzione (J.Perry, 1992).

2. LE ORTESI

Le principali funzioni delle ortesi per la stazione eretta e il cammino nei soggetti con disordini del movimento di origine centrale o periferica sono le seguenti:

1. sostituzione dell'azione di muscoli deficitari o di articolazioni lasse (sostegno, produzione di movimento, freno al movimento)
2. facilitazione, semplificazione del compito motorio (riduzione del numero di stazioni articolari da controllare)
3. opposizione all'azione destabilizzante e deformante di muscoli spastici
4. allineamento dei segmenti corporei e ottimizzazione dei rapporti tra forze esterne, GRF, in particolare, e articolazioni portanti
5. protezione dei tessuti molli (muscoli, tendini, articolazioni) dopo chirurgia funzionale
6. assorbimento di eventuali discinesie
7. guida, sostegno all'azione (agendo dalla periferia indirizzano le scelte del SNC e facilitano l'organizzazione motoria)
8. prevenzione, contenimento, compenso di deformità.

Le ortesi possono essere utilizzate sia in fase precoce per facilitare il recupero funzionale (in questo senso possono essere considerate strumenti periferici di facilitazione centrale in grado di indirizzare le scelte del sistema nervoso), sia in fase tardiva, quando i segni neurologici sono stabilizzati, per compensare i segni stessi e facilitare la statica eretta e la funzione deambulatoria.

Di seguito verranno analizzati i segni più frequentemente riscontrabili (difetti e compensi) durante la stazione eretta e il cammino nei soggetti con lesioni del sistema nervoso centrale e periferico e nei soggetti con patologie a carico del sistema osteoarticolare; verranno citate le diverse possibili terapie e verranno descritte le ortesi di uso più comune, con particolare riferimento al loro meccanismo d'azione. Per la stazione eretta, l'analisi si riferisce essenzialmente ai soggetti in cui il difetto interessa in maniera simmetrica entrambi i lati (i compensi cinematici possono cambiare nel caso in cui il difetto sia asimmetrico o interessi un solo lato). Per il cammino, verranno prese in considerazione separatamente le fasi di appoggio e di oscillazione.

2.1 LE ORTESI NEI SOGGETTI CON PARALISI CEREBRALE

Nei soggetti con paralisi cerebrale, tra i principali segni patologici interferenti sulla stazione eretta e sul cammino ricordiamo :

1. Abnorme reazione allo stiramento muscolare
2. Paresi (insufficiente reclutamento di Unità Motorie)
3. Abnorme irradiazione
4. Eccesso di co-contrazioni
5. Alterazioni del timing di attivazione muscolare
6. Presenza, dominante o prepotente, di schemi di movimento primitivi e patologici, più o meno stereotipati e scarsamente efficienti (sinergie patologiche)
7. Alterazioni della stiffness passiva muscolare
8. Retrazioni muscolari – limitazioni articolari - deformità
9. Disturbi della sensibilità e della percezione.

PIEDE

1) Equino (piede in flessione plantare).

a) Equino d'appoggio. Va distinto l'equino vero (appoggio di punta con tibiotarsica in flessione plantare) dall'equino nascosto (appoggio a tutta pianta con tibiotarsica in flessione plantare), dall'equino apparente (appoggio di punta con tibiotarsica in flessione dorsale) (Ferrari, Reverberi, Benedetti, 2013). Va inoltre distinto l'equino difetto, da correggere, dall'equino compenso, da rispettare se non si è prima intervenuti sul difetto primitivo. Va infine verificato se l'equino è costante, se si manifesta durante tutto l'appoggio o solamente in una fase dell'appoggio (al contatto iniziale, al passaggio dalla verticale, in fase di spinta). Solamente dopo queste valutazioni si può stabilire il tipo di intervento più opportuno.

- **Equino da insufficienza dei flessori dorsali della tibiotarsica.** In questo caso, nel cammino, si ha in genere un contatto iniziale di punta a cui fa seguito l'appoggio a tutta pianta e una successiva normalizzazione della cinematica e cinetica del passo: rotazione in avanti della tibia rispetto al piede in appoggio (II°rocker), estensione del piede sulle dita (III°rocker), spinta efficace del piede sul terreno al termine dell'appoggio (push off). Le ortesi utilizzate, in assenza di spasticità importante o di retrazione dei flessori plantari, sono AFO (Ankle-Foot Orthosis) leggere e flessibili come quelle rappresentate nella figura 8. Queste ortesi producono una spinta del piede in flessione dorsale in fase oscillante, prevenendo il contatto dell'avampiede con il suolo e l'appoggio iniziale di punta, grazie al momento di flessione dorsale generato dalla tensione elastica accumulata a seguito della spinta esercitata su di esse dal piede stesso nell'appoggio terminale; frenano inoltre l'abbassamento dell'avampiede (flessione plantare) dopo il contatto del tallone con il suolo. Dovendo opporsi a momenti di flessione plantare relativamente modesti, legati essenzialmente al peso del piede, queste ortesi hanno una rigidità di gran lunga inferiore a quella delle ortesi utilizzate per contrastare l'equino secondario a spasticità dei flessori plantari; questo consente al piede di portarsi in flessione plantare subito dopo l'appoggio del tallone contribuendo all'ammortizzamento dell'impatto al suolo, alla tibia di ruotare in avanti rispetto al piede in appoggio (II°rocker) e al piede di estendersi sulle dita (III°rocker). Se fosse eccessiva, l'appoggio al suolo della pianta sarebbe ottenuto solamente con un avanzamento precoce della gamba (avanzamento della gamba contemporaneo alla "caduta" del piede), la qual cosa provocherebbe un aumento del momento flessorio al ginocchio, con elevato impegno del quadricipite, elevati sforzi articolari, eccessivo abbassamento del centro di massa del corpo, elevato dispendio energetico (Fig.9), o con un appoggio di tallone prolungato, con il rischio di scivolamento per la ridotta superficie d'appoggio (Perry, 1992). Risulterebbero inoltre ostacolati la rotazione in avanti della gamba sul piede in appoggio e del piede sulle dita dopo il passaggio dalla verticale (secondo e terzo rocker).

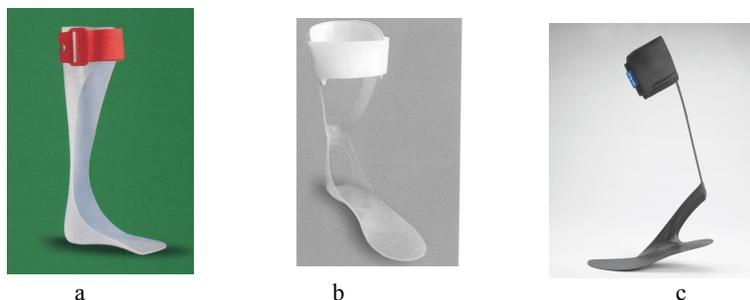


Fig.8 Ortesi in polipropilene (a,b) e in carbonio (c) per assistere la flessione dorsale. Dovendo opporsi a momenti di flessione plantare relativamente modesti, è importante che queste ortesi siano sufficientemente flessibili per consentire comunque l'abbassamento dell'avampiede successivo al contatto del tallone con il suolo, la rotazione in avanti della gamba sul piede in appoggio e del piede sulle dita dopo il passaggio dalla verticale (II° e III° rocker) (Otto Bock, per gentile concessione).

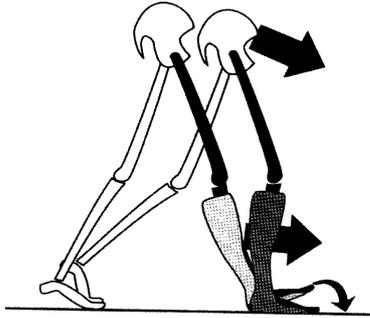


Fig.9 Un'ortesi con tibiotarsica rigida ostacola la flessione plantare del piede nella fase di risposta al carico, la rotazione in avanti della gamba sul piede in appoggio (secondo rocker) e, se irrigidita fino alla punta, del piede sulle dita (terzo rocker). Ne consegue una flessione precoce ed eccessiva del ginocchio, con conseguenze indesiderabili sul quadricipite e sui tessuti articolari (sforzi elevati), e una perdita della fluidità e della lunghezza del passo (Perry J.: *Gait analysis, normal and pathological gait*. Slach corporated, 1992).

- **Equino secondario a spasticità dei flessori plantari della tibiotarsica** *In stazione eretta*, l'appoggio può essere mantenuto a tutta pianta o sulle punte a seconda del grado di spasticità o retrazione. Se è a tutta pianta (equino nascosto), nei distretti a monte si assiste a una iperestensione delle ginocchia e a una inclinazione in avanti di bacino e tronco per mantenere la linea di gravità assoluta (proiezione del baricentro del corpo) all'interno della base d'appoggio; se è sulle punte, le ginocchia sono più o meno flesse (l'atteggiamento in flessione delle ginocchia, oltre che la conseguenza, può essere la causa dell'appoggio sulle punte). Spesso, specie nei soggetti in crescita, l'equino secondario a retrazione muscolare, se moderato, viene mascherato dal varismo o, più spesso, dal valgismo del retropiede (sublussazione-lussazione dell'articolazione astragalocalcanare). In quest'ultimo caso si può avere uno pseudo talismo dei piedi (equino mascherato): le gambe, come succede nei piedi tali, si orientano verso l'alto e l'avanti e le ginocchia, anziché in iperestensione, si atteggianno in flessione.

Nel cammino, l'appoggio può risultare costantemente sulla punta, con possibile secondaria flessione più o meno marcata del ginocchio (che può anche essere la causa dell'appoggio di punta), o costantemente sulla pianta (equino nascosto), o può avvenire con la sequenza punta-tacco. In tutti e tre i casi viene meno il rotolamento del tallone al suolo (1° rocker); nel secondo e nel terzo caso, quando il piede è in appoggio a tutta pianta, la gamba, anziché ruotare in avanti rispetto al piede, viene trattenuta verso l'indietro dai flessori plantari spastici, e la massa sovrastante il ginocchio avanza per inerzia determinando una iperestensione del ginocchio stesso e una inclinazione in avanti del tronco (Knutsson, 1985, 1991; Perry, 1992).

L'intervento terapeutico, variabile a seconda del grado di spasticità, va dalla fisioterapia (stretching) alla terapia farmacologica (tossina botulinica sui muscoli spastici), chirurgica (neurotomia selettiva, allungamento dei flessori plantari), ortesica. Le ortesi utilizzate sono AFO non articolate che mantengono la tibiotarsica intorno alla posizione 0 (Fig.10 A), o AFO articolate alla tibiotarsica con stop della flessione plantare ai gradi prestabiliti (Fig.10 B). L'angolo di arresto della flessione plantare varia in genere, a seconda della risposta allo stiramento dei flessori plantari e dell'assetto che si vuole dare al ginocchio, dai 5° di flessione plantare ai 5° di flessione dorsale. Come si vede nella figura 11, la modificazione dell'angolo della tibiotarsica determina una modificazione dei rapporti tra GRF e asse trasverso del ginocchio e una modificazione del momento esterno a questa articolazione.

A differenza delle AFO utilizzate per compensare la insufficienza dei dorsiflessori, queste ortesi, dovendo opporsi a momenti di una certa intensità (momento dato dal peso del piede + momento generato dai flessori plantari spastici), devono avere un discreto grado di rigidità e resistenza. Sono inutilizzabili nei soggetti in cui la grave e irriducibile spasticità dei flessori plantari si oppone a qualsiasi tentativo di portare il piede verso la flessione dorsale. In questo caso, qualora gli interventi farmacologici, fisioterapici e chirurgici sopracitati siano impraticabili o non abbiano sortito esito positivo, si ricorre al rialzo del tacco della scarpa. Questo accorgimento, senza modificare l'angolo della tibiotarsica, consente di orientare la gamba in direzione avanti-alto e di contrastare l'iperestensione del ginocchio (le AFO in grado di influenzare l'assetto delle articolazioni a monte

regolando la posizione della GRF rispetto a queste ultime sono indicate con la sigla GRAFO=Ground Reaction AFO). Come si vede nella figura 12, il rialzo del tacco produce sul ginocchio lo stesso effetto del posizionamento della tibiotarsica in flessione dorsale. Per regolare rigidità e resistenza delle ortesi, che vanno sempre rapportate al grado di spasticità dei plantiflessori, si può modificare lo spessore del materiale, si possono modificare le linee di taglio mediale e laterale, si possono applicare in corrispondenza dei punti più sollecitati (zone retromalleolari) inserti in fibra di carbonio, vetroresina, o metallo (Fig.13). L'utilizzo di calzature con suola "a dondolo", considerata l'insufficiente mobilità della tibiotarsica e delle metatarsofalangee (II° e III° rocker), è spesso utile in questi casi per facilitare l'avanzamento del centro di massa rispetto al piede in appoggio.

Nel caso in cui la spasticità dei flessori plantari si accompagnasse a una retrazione degli stessi, e nel caso in cui vi fossero squilibri o retrazioni muscolo-articolari tali da condizionare in maniera permanente l'atteggiamento del piede, (equino, inversione, eversione, dita in griffe, dita a martello, alluce valgo, ecc.), è indicato il ricorso alla chirurgia (aponeurotomie, allungamenti tendinei, trasposizioni tendinee, tenotomie, osteotomie, artrodesi, ecc.).



Fig. 10 A: Ortesi non articolate, chiuse ai malleoli, rigide, che mantengono la tibiotarsica intorno alla posizione 0 (SAFO=solid ankle foot orthosis). B: Ortesi articolate alla tibiotarsica con regolazione della flessione plantare e della flessione dorsale (Otto Bock, per gentile concessione).

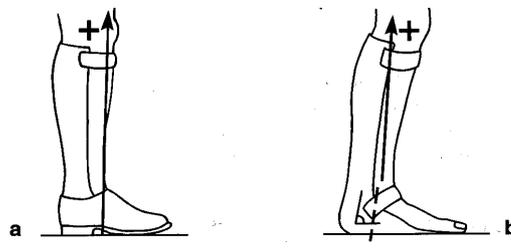


Fig.11 La modificazione dell'angolo dell'ortesi alla tibiotarsica determina una modificazione dei rapporti tra GRF e asse trasverso del ginocchio e una modificazione del momento esterno a questa articolazione. a: tibiotarsica in flessione plantare, momento esterno di estensione al ginocchio. b: tibiotarsica in flessione dorsale, momento esterno di flessione al ginocchio.

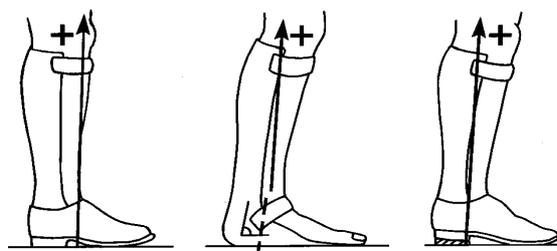


Fig.12 Rialzo del tacco della scarpa per contrastare l'iperestensione del ginocchio secondaria a spasticità e/o retrazione dei muscoli flessori plantari della tibiotarsica. Si noti come questo accorgimento, al pari del posizionamento della tibiotarsica in flessione dorsale, modifichi la posizione della GRF rispetto all'asse trasverso del ginocchio, e quindi il momento esterno a questa articolazione.

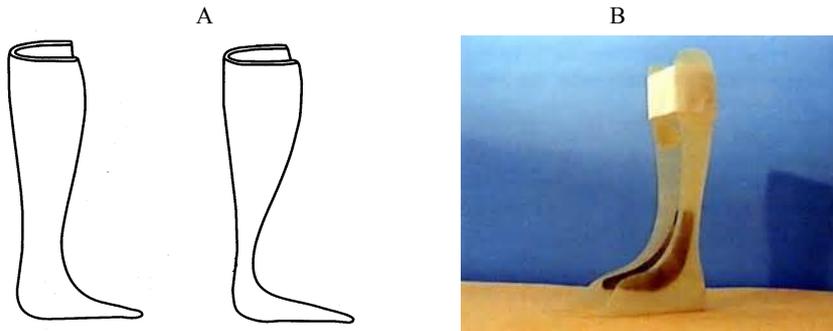


Fig. 13 A: le linee di taglio medio-laterali dell'ortesi devono essere più o meno anteriorizzate rispetto ai malleoli in base alla rigidità che si vuole ottenere. Il prolungamento in avanti delle alette rende l'ortesi più rigida sul piano sagittale e consente una maggiore stabilizzazione della tibiotarsica, oltre che un miglior controllo dei movimenti di prono-supinazione del piede. B: rinforzo dell'ortesi con fibre di carbonio per aumentarne rigidità e resistenza (Otto Bock, per gentile concessione).

- **Equino secondario a difetti presenti in altri distretti (equino di compenso).** L'appoggio di punta con tibiotarsica in flessione plantare, oltre alle cause sopracitate, può essere secondario a una retrazione in flessione del ginocchio (se la retrazione è monolaterale, l'equino consente di allungare l'arto in appoggio), a insufficiente estensione del ginocchio in oscillazione terminale conseguente, per lo più, a spasticità-retrazione degli ischiocrurali (è impedito in questi casi il preposizionamento corretto del piede), a eterometria degli arti inferiori (l'appoggio di punta dell'arto più corto facilita l'avanzamento dell'arto controlaterale in volo), a insufficienza della reazione di sostegno. L'appoggio del piede a tutta pianta con tibiotarsica in flessione plantare (equino nacosto) può essere secondario a debolezza del quadricipite o a deficit della propriocettività; in questo caso, l'apertura dell'angolo della tibiotarsica garantisce il mantenimento della GRF al davanti dell'asse trasverso del ginocchio, e quindi la tenuta passiva di questa articolazione senza necessità di intervento del quadricipite (vedi più avanti).

In tutte le situazioni sopracitate **l'intervento terapeutico** va rivolto direttamente alla causa primitiva: correzione della flessione del ginocchio, allungamento degli ischiocrurali, rialzo sotto la scarpa dell'arto più corto; rinforzo del quadricipite, quando possibile, in caso di ipostenia di questo muscolo, o ortesi stabilizzanti il ginocchio; ausili per facilitare il sostegno sugli arti inferiori, ecc.

- **Equino da intolleranza percettiva al carico, da insufficienza mentale, da discinesia, ecc.** In questi casi può essere d'aiuto l'utilizzo di plantari morbidi anti shock, di AFO più o meno rigide (in caso di discinesia AFO flessibili con ritorno elastico), di eventuali terapie rivolte verso il disturbo originario.

b) Equino di sospensione. Può essere dovuto a insufficienza dei muscoli dorsiflessori dell'articolazione tibiotarsica (insufficiente reclutamento di Unità motorie; alterazione del timing di attivazione), a iperattività - retrazione dei plantiflessori, o può costituire una componente della sinergia estensoria. Questa deformità è spesso associata a una deformità in varo-inversione.

I pazienti che presentano questa alterazione sono costretti, per evitare che la punta del piede strisci sul terreno durante la fase oscillante, ad adottare una delle seguenti strategie:

1. accentuare la flessione dell'anca e del ginocchio (steppage)
2. elevare l'emibacino del lato in sospensione (hiking)
3. circondurre l'arto inferiore in sospensione (falciare)
4. sollevarsi sulla punta del piede controlaterale in appoggio (equino dinamico compensatorio).

Ipotesi terapeutiche: nell'equino da insufficienza dei muscoli dorsiflessori del piede, in assenza di spasticità importante o di retrazione dei flessori plantari, è indicato l'uso di ortesi (AFO = Ankle-Foot

Orthosis) come quelle rappresentate nella figura 8, il cui meccanismo d'azione è stato descritto nelle pagine precedenti.

Se l'equino è dovuto a spasticità o retrazione dei flessori plantari del piede, si può ricorrere ai provvedimenti utilizzati per l'equino d'appoggio (stretching, ortesi statiche, farmaci antispastici, AFO, chirurgia), o, se questi sono impraticabili o non hanno sortito esito positivo, al rialzo della scarpa dell'arto controlaterale.

2) Piede talo in fase d'appoggio (tibiotarsica in flessione dorsale). E' spesso dovuto a insufficienza dei flessori plantari della tibiotarsica, a volte conseguente ad allungamento chirurgico, o a esauribilità della reazione di sostegno (ipoposturalità). Le conseguenze di questo atteggiamento sono l'eccessiva flessione del ginocchio dell'arto in carico (che può anche essere la causa del talismo) e, nell'appoggio terminale del cammino, la perdita dell'azione di spinta in basso-dietro del piede (push off) necessaria a imprimere l'accelerazione in avanti-alto del corpo.

Per compensare il difetto si possono utilizzare ortesi gamba piede non articolate, in polipropilene o in materiale composito, con angolo alla tibiotarsica intorno ai 90° (Fig.14 A). Queste ortesi, in stazione eretta, esercitano alle tibiotarsiche un momento di flessione plantare in grado di opporsi al momento di flessione dorsale generato dalla gravità. Durante il cammino, quando la GRF tende a flettere dorsalmente la tibiotarsica dell'arto in appoggio, dovrebbero sostituire l'azione dei plantiflessori sviluppando un momento di flessione plantare che frena la rotazione in avanti della gamba rispetto al piede, la arresta, e riporta infine il piede in flessione plantare. Il meccanismo che consente tale azione è il seguente: il momento esterno alla tibiotarsica prodotto dalla GRF fa sì che la gamba, sollecitata verso l'avanti, spinga sulla scocca anteriore dell'ortesi provocando una certa deflessione di quest'ultima. A causa della deformazione subita, l'ortesi sviluppa una controforza RF che, applicata al terzo superiore della gamba, spinge quest'ultima verso l'indietro con un momento uguale al prodotto della RF per la sua distanza dall'asse trasversale della tibiotarsica, frenando, quindi bloccando la flessione dorsale di questa articolazione, e infine portando il piede in flessione plantare (Fig.16).

La rigidità di queste ortesi viene regolata in base alla gravità del deficit della reazione di sostegno, al peso e all'altezza del soggetto e alla compromissione del controllo neuromotorio (più è compromesso il controllo neuromotorio, minori devono essere i gradi di libertà concessi), apportando le modifiche descritte nelle pagine precedenti (vedi anche figura 13). Se eccessiva, impedisce il fisiologico funzionamento dei "rockers", se insufficiente provoca una caduta incontrollata del piede in flessione dorsale con conseguente eccessiva flessione del ginocchio e perdita dell'azione di spinta in basso-dietro del piede nell'appoggio terminale (Lehmann, 1979,1985; Mchugh-Campbell, 1987; Stallard,1987; Wolf et al, 2008; Kobayashi, Leung et al, 2013).

In alternativa alle AFO sopra descritte vengono talora impiegate ortesi articolate a livello della tibiotarsica, con blocco della flessione dorsale a circa 7°-8°-10° (gradi variabili da un soggetto all'altro, in base anche al grado di flessione che si intende concedere al ginocchio) (Fig.14 B).

La concessione di un certo grado di flessione dorsale alla tibiotarsica è indispensabile per consentire la stazione eretta e il cammino senza sostegni per gli arti superiori in presenza di un deficit concomitante degli estensori delle anche. La flessione dorsale delle tibiotarsiche infatti, orientando in avanti alto gli arti inferiori, e quindi portando in avanti il bacino, è in grado di assicurare, insieme alla inclinazione all'indietro del tronco, il mantenimento della GRF dietro l'asse trasverso delle anche e la stabilizzazione passiva di queste articolazioni da parte delle parti molli anteriori.

Ortesi di recente introduzione sul mercato, il cui meccanismo d'azione cerca di avvicinarsi sempre più a quello dei flessori plantari della tibiotarsica, sono illustrate nelle figure 15 C e D. L'ortesi rappresentata nella figura 15 C (Ankle Seven, Otto Bock) è costituita da una porzione inferiore chiusa ai malleoli, articolata con una porzione superiore avvolgente il polpaccio, e da una barra posteriore in carbonio in grado di accumulare energia elastica durante la rotazione in avanti della gamba rispetto al piede in appoggio, agendo da freno alla rotazione stessa, e di restituire tale energia nell'appoggio terminale portando il piede in flessione plantare. La rigidità della barra viene regolata in base al peso, all'altezza e al livello di attività del paziente (quanto maggiore è il peso e la velocità del cammino, tanto maggiore è il momento esterno di flessione dorsale da contrastare, tanto più rigida deve essere la barra).

L'ortesi rappresentata nella figura 15 D, in fibra di carbonio, presenta un'articolazione tibiotarsica munita di due molle, una anteriore e una posteriore, a rigidità regolabile, che attraverso l'accumulo e la restituzione di

energia elastica consentono la promozione di un cammino sempre più vicino a quello fisiologico. La molla anteriore frena la rotazione in avanti della gamba rispetto al piede durante l'appoggio intermedio, quindi la arresta, e infine restituisce l'energia elastica accumulata durante la flessione dorsale della tibiotarsica spingendo la stessa in flessione plantare (push off). La molla posteriore interviene durante la risposta al carico controllando la caduta del piede in flessione plantare, e successivamente, all'inizio dell'oscillazione, portando il piede verso la flessione dorsale grazie alla restituzione dell'energia elastica accumulata al termine della fase d'appoggio, quando il piede è in flessione plantare. La rigidità delle molle utilizzate dipende dalla entità del momento esterno che devono contrastare e dalla libertà di movimento che si intende concedere all'articolazione; dipende quindi dal peso, dall'altezza e dal livello di attività del soggetto, dal grado di spasticità, dal grado di forza residua e dal controllo neuromuscolare, ecc. (Kerkum et al, 2013).

Questi ultimi modelli di ortesi rappresentano un passo avanti nella tecnologia per la riabilitazione: sono più leggeri di quelli ancora oggi maggiormente utilizzati (AFO non articolate o articolate con stop alla flessione dorsale) e consentono un cammino più vicino a quello fisiologico; ma sono più costosi, e inadatti per le persone che, oltre al deficit dei movimenti del piede sul piano sagittale, presentano importanti deformità sugli altri piani (valgo-eversione, varo-inversione, ecc.); sono inoltre controindicati quando è presente una importante instabilità posturale. In questi casi sono preferibili le comuni ortesi in polipropilene rigide (SAFO) (Radtka et al 2005).

In assenza di importanti disturbi dell'equilibrio, l'utilizzo di scarpe con suola a dondolo può essere molto spesso utile, tanto più quanto più la tibiotarsica e le metatarso-falangee sono bloccate, per consentire l'avanzamento del centro di massa rispetto al piede in appoggio (se non sono presenti importanti disturbi dell'equilibrio).

L'appoggio del piede in talo, oltre che un difetto conseguente a deficit dei flessori plantari e della reazione di sostegno, può essere dovuto alla prepotenza della sinergia flessoria (appoggio dell'arto inferiore in triplice flessione fin dal contatto iniziale), a una rigidità delle articolazioni tibiotarsica e sottoastragalica, all'utilizzo di ortesi rigide alla tibiotarsica (vedi figura 9), o può costituire un compenso a difetti presenti in altri distretti, quali un deficit degli estensori delle anche (vedi figura.34) o un ginocchio flesso. In questi casi va rispettato finché non si siano eventualmente risolti questi ultimi (Boccardi-Lissoni, 1984; Perry, 1992).



Fig.14 A e B: Ortesi gamba-piede non articolate e articolate alla tibiotarsica (Otto Bock, pgc). Spiegazione nel testo.

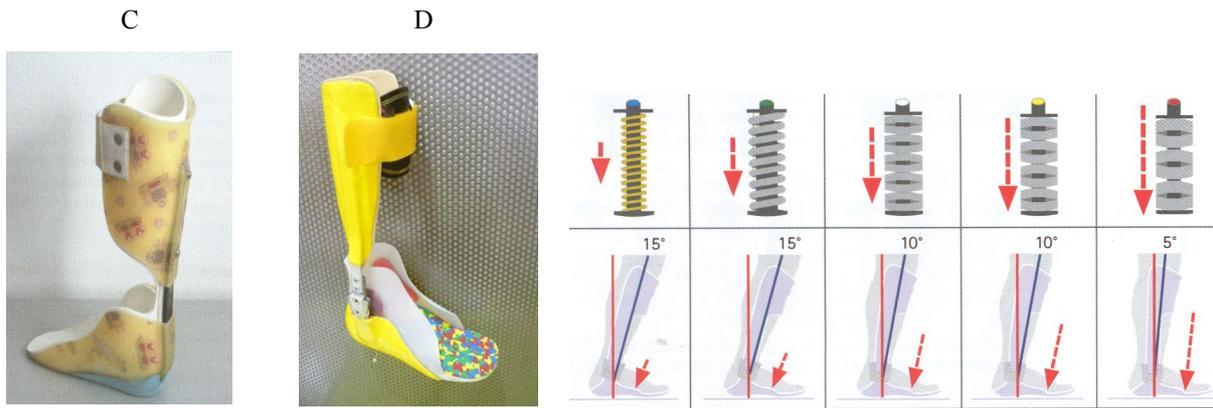


Fig. 15 C: AFO Ankle Seven (Otto Bock); D: AFO NEURO SWING System Ankle Joint. Modificazione della rigidità della molla anteriore in base al peso e all' altezza del paziente, e al grado di flessione dorsale che si intende concedere in fase d'appoggio (Fior & Gentz, Lüneberg, Germany per gentile concessione).

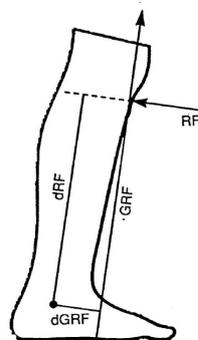


Fig.16 Ortesi antitalo.. GRF = forza di reazione del terreno; dGRF= braccio di leva della GRF rispetto all'asse trasverso della tibiotalarica.; RF= forza esercitata dall'ortesi sulla gamba, responsabile della spinta all'indietro della gamba.; dRF = braccio di leva di RF rispetto all'asse trasverso delle tibiotalarica. GRF .dGRF = momento della reazione del terreno. RF.dRF= momento di flessione plantare alla tibiotalarica prodotto dall'ortesi.

3) Varismo del retro piede, adduzione-inversione dell'avampiede. E' una deformità, che si accompagna spesso all'equino, dovuta a insufficienza dei muscoli eversori (peronei, estensore lungo delle dita), o a spasticità - retrazione di uno o più fra i seguenti muscoli: gastrocnemio mediale, soleo, tibiale posteriore, flessore lungo dell'alluce e delle dita, tibiale anteriore, estensore lungo dell'alluce.

Il cammino è caratterizzato dal contatto iniziale con la base o con la testa del V metatarso a seconda della presenza o meno di un equino.

Se non è strutturata, questa deformità può correggersi nell'appoggio intermedio del cammino e in stazione eretta, almeno parzialmente, se la GRF viene a passare lateralmente alla articolazione sottoastragalica, come avviene nel normale; permane, e può farsi più evidente provocando la formazione di fastidiose callosità sul bordo esterno del piede e/o strappamenti - strappi delle parti molli laterali, se la GRF si mantiene in posizione mediale rispetto a questa articolazione. Assume una certa rilevanza durante la fase di sospensione del cammino solamente se associata all'equino.

Nel caso in cui dal solo esame clinico non si riesca a identificare il muscolo o i muscoli responsabili del difetto, si può ricorrere al blocco anestetico selettivo dello SPE per eliminare il contributo di tibiale anteriore (TA) e estensore lungo dell'alluce (ELA), o dello SPI per eliminare il contributo degli altri muscoli sopracitati, e analizzarne l'effetto sul piede. In alternativa si può ricorrere allo studio elettromiografico dinamico.

Intervento terapeutico:

- a) FKT (stretching) e/o ortesi statiche per aumentare l'estensibilità degli inversori

- b)** blocchi neuromuscolari selettivi con tossina botulinica, alcool o fenolo, dei muscoli individuati come responsabili della deformità
- c).** trattamento chirurgico sulle parti molli, consistente in allungamenti muscolo-tendinei o trasposizioni tendinee: allungamento del tricipite; tenotomia del flessore dell'alluce e/o delle dita alla base della prima falange; trasposizione dei tendini dei flessori dell'alluce o delle dita sul tendine del peroneo breve; trasposizione della banda esterna del tendine del tibiale anteriore sul lato esterno del piede; trasposizione del tendine dell'ELA sul V metatarso; fasciotomia plantare; allungamento o trasposizione del tibiale posteriore, o di una sua porzione, sul II-III cuneiforme o sul tendine del peroneo breve (Ferrari et al, 2013; Gage, 1987; Zerbinati et al, 2005)
- d)** interventi chirurgici sull'osso (osteotomie, artrodesi, correzione progressiva con fissatori esterni) nel caso in cui si sia di fronte a deformità ossee
- e)** scarpe ortopediche con contrafforti laterali rigidi, cuneo pronatore al tacco e alla suola (piano inclinato laterale), con prolungamento di quest'ultimo verso l'esterno (Fig.17)
- f)** ortesi a spirale semplice (Fig.18 A), o a doppia spirale (Fig.18 B), o con tiranti (Fig.18 C)
- g)** ortesi in materiale plastico con spinta a "tre punti"⁵ (Fig.19 A) o ortesi come quelle illustrate nella figura 19 B, che pure agiscono con un meccanismo a tre punti (montante mediale in acciaio a cui viene agganciata una cinghia a T che avvolge il 1/3 inferiore e laterale della gamba esercitando una trazione in senso latero-mediale). Quest'ultimo modello, oggi sostituito in gran parte dalle AFO in materiale plastico, è ancora utilizzato nei soggetti con edemi persistenti agli arti inferiori, o nei soggetti che non tollerano il contatto diretto con la cute dei modelli avvolgenti.

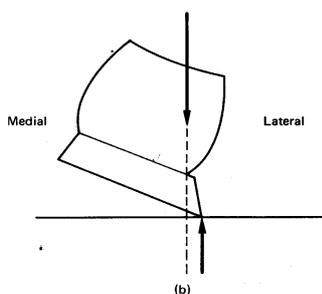
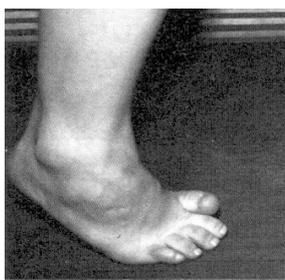


Fig. 17 Nelle deformità dinamiche del piede in varo-inversione, la campanatura esterna al tacco sposta la GRF lateralmente all'asse di rotazione dell'articolazione sottoastragalica generando un momento responsabile della spinta in valgo del calcagno (da Bowker P, Condie DN, Bader DL, Pratt DL: *Biomechanical basis of orthotic management*. Butterworth Heinemann, 1993).

⁵ Mentre nel varismo del retropiede è implicata essenzialmente l'articolazione sottoastragalica, nell'adduzione-inversione dell'avampiede è implicata la mediotarsica. Per il controllo di queste articolazioni, l'ortesi deve esercitare la sua azione separatamente su ciascuna di esse con un meccanismo a tre punti (sistema costituito da tre forze, delle quali una è applicata in corrispondenza della articolazione che si vuole stabilizzare mentre le altre due, agenti in senso opposto alla prima, sono applicate in corrispondenza dell'estremità libera dei segmenti facenti capo all'articolazione considerata).

Delle forze utilizzate per contrastare il varismo del retropiede, una è applicata sul malleolo laterale (R2), dove esercita una spinta in senso latero-mediale; le altre due sono applicate sul versante mediale del terzo superiore della gamba (R1) e del calcagno (R3), a una distanza $d1$ e $d3$ dal punto di applicazione di R2 (braccio di leva), dove esercitano una spinta in senso mediolaterale. In condizioni di equilibrio, il momento di R1 rispetto al punto di applicazione di R2 ($R1 \cdot d1$) è uguale al momento di R3 ($R3 \cdot d3$), e la somma di R1 e R3 è uguale a R2. $R1 \cdot d1 = R3 \cdot d3$ (1); $R2 = R1 + R3$ (2). Dalla (1) risulta chiaro che, a parità di momento realizzato, quanto maggiore è il braccio di leva delle forze agenti sui segmenti a monte e a valle di R2, tanto minore è l'intensità delle forze in gioco, e tanto più tollerata è la forza esercitata dall'ortesi sui punti di spinta. Poiché la spinta sul malleolo laterale esercitata da R2 è comunque elevata, e la superficie di applicazione di tale spinta ridotta, le pressioni prodotte a livello locale ($P = F/S$) possono risultare intollerabili. In questo caso la spinta di R2, anziché direttamente sul malleolo, può essere distribuita su una superficie più ampia, estesa alle zone sopra e sottostanti. Delle tre forze utilizzate per contrastare l'adduzione dell'avampiede (l'inversione viene contrastata attraverso l'applicazione di un rialzo sotto la parte esterna dell'avampiede), una (R2) è applicata sulla faccia laterale del mesopiede in corrispondenza della mediotarsica, e spinge in senso latero-mediale, le altre due sono applicate sulla faccia mediale del calcagno (R1) e sulla faccia mediale dell'avampiede (R3), a una distanza $d1$ e $d3$ dal punto di applicazione della terza forza (R2), e spingono in senso mediolaterale. Nel sistema in equilibrio $R1 \cdot d1 = R3 \cdot d3$ e $R2 = R1 + R3$. Anche in questo caso, quanto maggiore è il braccio di leva delle forze agenti sui segmenti a monte e a valle di R2, tanto minore è l'intensità delle forze in gioco, e tanto più tollerata è la pressione esercitata dall'ortesi sui punti di spinta.

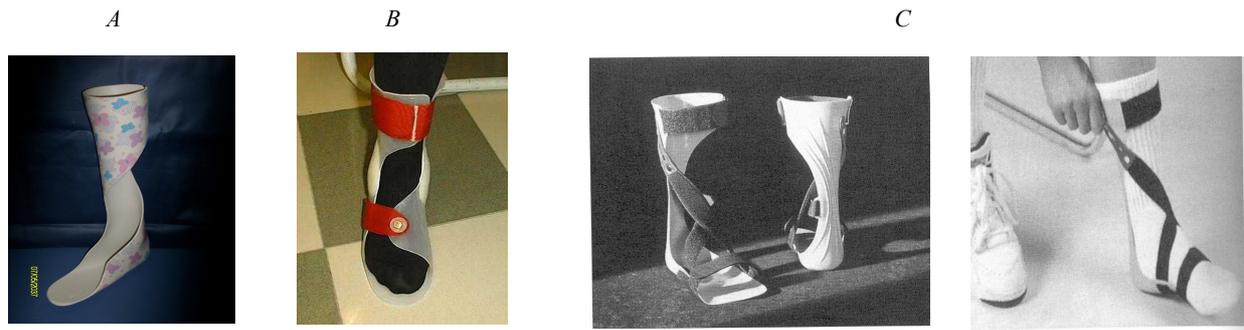


Fig.18 AFO a spirale semplice ad azione anti varo sul calcagno destro. La spirale dell'ortesi origina a livello della porzione mediale del calcagno, si dirige posteriormente, in alto e verso l'esterno avvolgendo il poolpaccio e quindi si riporta in avanti, in alto e verso l'interno terminando in corrispondenza del condilo tibiale mediale. Funziona generando una coppia di forze che spinge tibia e astragalo in rotazione interna e calcagno in senso opposto. B: Ortesi a doppia spirale. Oltre a un'azione antivaro sul calcagno esercita una spinta anti adduzione-inversione sull'avampiede destro grazie all'avvolgimento del dorso del piede, alla spinta a tre punti esercitata dalle alette mediale e laterale e ai rialzi posti al di sotto del calcagno e dell'avampiede (spiegazione nel testo) (Orthosanit, per gentile concessione). C: ortesi con tiranti (Otto Bock, per gentile concessione).

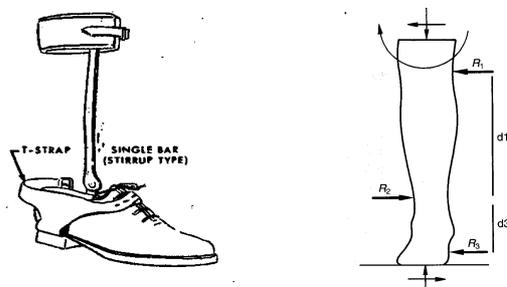


Fig.19 A: Meccanismo d'azione a tre punti utilizzato per correggere la deviazione in varo del calcagno. Mentre la forza centrale (R2) agisce nella zona perimalleolare laterale (azione a livello della sottoastragale) in senso latero-mediale, tramite una cinghia a T agganciata a un montante mediale metallico, le due forze prossimale (R1) e distale (R3) agiscono, rispettivamente, a livello del terzo superiore della gamba e sul calcagno in senso medio-laterale, a una distanza d1 e d3 da R2. Per l'equilibrio delle forze e dei momenti deve essere: $R1 \cdot d1 = R3 \cdot d3$; $R2 = R1 + R3$. L'intensità di queste forze correttive dovrà essere adattata all'entità delle forze deformanti; è inversamente proporzionale alla distanza di R1 e R3 da R2. In presenza di un avampiede addotto è necessario applicare un ulteriore sistema di forze a tre punti come descritto nella nota 6 (da Bowker P, Condie DN, Bader DL, Pratt DL: Biomechanical basis of orthotic management. Butterworth Heinemann, 1993).

4) Valgismo del retropiede (pronazione della sottoastragale), abduzione ed eversione (a volte inversione) dell'avampiede (Fig.20).

Può essere dovuto a squilibri muscolari tra inversori (TA, TP, FLA, FLD) ed eversori (peronei, ELD), a ipotonia, a lassità articolare. A volte costituisce un compenso alla spasticità o retrazione dei flessori plantari, utilizzato per permettere al piede di appoggiare a tutta pianta e, durante il cammino, per consentire l'avanzamento del corpo rispetto al piede in appoggio attraverso i movimenti del retro-mesopiede, essendo bloccati quelli della tibiotarsica.

Se costante, questo difetto impedisce il fisiologico irrigidimento del piede nella fase intermedia e terminale dell'appoggio del cammino determinando una perdita della spinta propulsiva, e una ipersollecitazione di tutte le articolazioni del piede con conseguenti progressive deformità secondarie (sfondamento del mesopiede con formazione di "piede a dondolo", alluce valgo) e fenomeni infiammatori e degenerativi.

Intervento terapeutico:

- a) blocco neuromuscolare o allungamento dei flessori plantari della tibiotarsica se il difetto è compensatorio a spasticità o retrazione di questi muscoli
- b) inibizione chimica o allungamento dei peronei
- c) scarpa ortopedica con cuneo varizzante applicato al tacco e prolungato verso l'interno (campanatura interna al tacco) e sperone varizzante applicato sul contrafforte laterale (Fig.21); ortesi sopramalleolari, ortesi ad anello, conca-talloniera in termoplast o materiale poliuretano modellato su misura e posizionata in inversione (Fig.22); AFO a spirale semplice (Fig.23), o a doppia spirale; AFO con spinta correttiva a tre

punti, come illustrato nella figura 24. Per contrastare anche le deformità dell'avampiede in abduzione, le ortesi devono avvolgere il dorso del piede e le alette laterali devono arrivare a livello delle teste metatarsali in modo da esercitare una spinta a tre punti (una forza, applicata sulla faccia mediale del mesopiede, in corrispondenza della mediotarsica, spinge in senso medio-laterale; le altre due forze, applicate sulla faccia laterale del calcagno e dell'avampiede, spingono in senso latero-mediale). Per contrastare le deformità dell'avampiede sul piano frontale (eversione-inversione), viene applicato al di sotto di esso un rialzo mediale (anti eversione) o laterale (anti inversione). In alternativa a questi sistemi si possono utilizzare dei tiranti.

f) in caso di grave deformità ossea strutturata, chirurgia correttiva (osteotomie, calcaneo stop, artrotrisi, artrodesi).



Fig.20

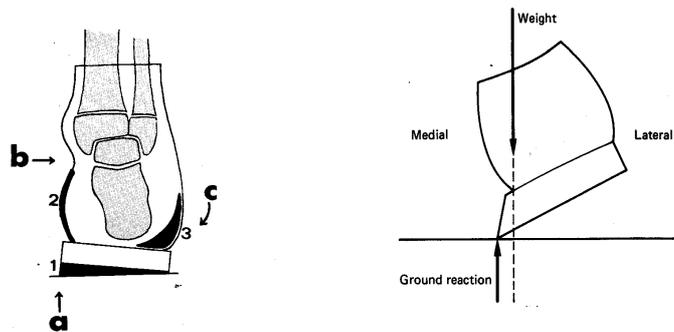


Fig. 21 A Scarpa ortopedica con cuneo varizzante applicato al tacco (a) e sperone varizzante applicato sul contrafforte laterale (c) per correggere il valgismo calcaneare. B: Prolungando il tacco verso l'interno (tacco campanato), la GRF viene a passare medialmente all'asse di rotazione dell'articolazione sottoaastagalica generando un momento responsabile della spinta in varo del calcagno. Un tale accorgimento può essere a volte utilizzato per tentare di correggere il valgismo del calcagno in carico (da Bowker P, Condie DN, Bader DL, Pratt DL: *Biomechanical basis of orthotic management*. Butterworth Heinemann, 1993).



Fig.22 Da sinistra: Ortesi ad anello, peromed., conca-talloniera in termoplast o materiale poliuretano modellata su misura e posizionata in inversione (Otto Bock, per gentile concessione).



Fig.23. Ortesi a spirale semplice ad azione antivalgo sul retro piede destro. La spirale origina dalla porzione laterale del calcagno, si dirige posteriormente, in alto e verso l'interno avvolgendo il polpaccio e quindi si riporta in avanti, in alto e verso l'esterno terminando in corrispondenza della testa del perone. Funziona generando una coppia di forze che spinge tibia e astragalo in rotazione esterna e calcagno in senso opposto. Se coesiste una abduzione dell'avampiede è necessario applicare un sistema di forze a tre punti (una forza R2 è applicata sulla faccia mediale del mesopiede in corrispondenza della mediotarsica e spinge ed in senso medio-laterale, le altre due sono applicate sulla faccia laterale del calcagno e dell'avampiede e spingono in senso latero-mediale). Per contrastare l'eversione dell'avampiede si applica un rialzo mediale della suola, per contrastare l'inversione un rialzo laterale (Otto Bock, per gentile concessione).

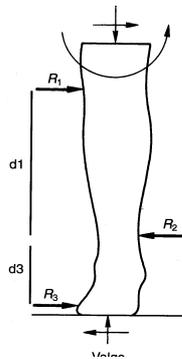


Fig.24 Meccanismo d'azione dell'ortesi con spinta a tre punti. Per stabilizzare la sottoastragalica e controllarne l'eversione (valgismo del retro piede) si applica un sistema di forze a tre punti dove la forza centrale R2, applicata nella zona adiacente il malleolo mediale (appena al di sopra e al di sotto di quest'ultimo per meglio distribuire le forze compressive) spinge in senso medio laterale mentre le due controforze R1 e R3 applicate, rispettivamente, sulla faccia laterale della gamba al 1/3 superiore e sulla faccia laterale del calcagno, spingono in senso opposto, con una intensità inversamente proporzionale alla loro distanza dal punto di applicazione della R2 (braccio di leva). In condizioni di equilibrio, il momento di R1 rispetto al punto di applicazione della R2 ($R1 \cdot d1$) deve essere uguale al momento di R3 ($R3 \cdot d3$), e la somma di R1 e R3 deve essere uguale a R2. $R1 \cdot d1 = R3 \cdot d3$ (1); $R2 = R1 + R3$. Quanto maggiore è il braccio di leva delle forze agenti sui segmenti a monte e a valle del punto di applicazione della R2, tanto minore è l'intensità delle forze in gioco, e tanto più tollerata è la pressione esercitata dall'ortesi sui punti di spinta. In caso di abduzione dell'avampiede è necessario applicare un sistema correttivo applicando tre forze: una (R2) è applicata sulla faccia mediale del mesopiede in corrispondenza della mediotarsica e spinge ed in senso medio-laterale; le altre due sono applicate sulla faccia laterale del calcagno (R1) e dell'avampiede (R3), a una distanza d1 e d3 dal punto di applicazione della terza forza (R2), e spingono in senso latero-mediale. Nel sistema in equilibrio $R1 \cdot d1 = R3 \cdot d3$ e $R2 = R1 + R3$. Anche in questo caso, quanto maggiore è il braccio di leva delle forze agenti sui segmenti a monte e a valle della mediotarsica, tanto minore è l'intensità delle forze in gioco, e tanto più tollerata è la pressione esercitata dall'ortesi sui punti di spinta. Se è presente una eversione dell'avampiede si applica un rialzo mediale della suola, se è presente una inversione un rialzo laterale.

GINOCCHIO

1) Insufficiente flessione. Può essere dovuta a spasticità - retrazione del quadricipite, in particolare del retto femorale, a dominanza della sinergia estensoria, a cocontrazione quadricipite – ischiocrurali, a dolore, a debolezza del quadricipite, a insufficienza dei flessori plantari della tibiotarsica (push off insufficiente).

Questo difetto è abbastanza frequente e costringe all'adozione di compensi cinematici per facilitare l'avanzamento dell'arto in fase di oscillazione: elevazione dell'emibacino omolaterale (hiking); circonduzione-abduzione-extrarotazione dell'arto inferiore (cammino falciante); sollevamento sulla punta del piede dell'arto controlaterale in appoggio (equino dinamico). In fase d'appoggio, l'insufficiente flessione del ginocchio nella risposta al carico è responsabile di un inadeguato assorbimento dell'impatto al suolo con possibili secondari microtraumi alle articolazioni portanti .

Tra i rimedi ortesici, in caso di deficit monolaterale, è spesso utile il semplice rialzo della scarpa dell'arto controlaterale in appoggio per facilitare l'avanzamento dell'arto in oscillazione. Se il difetto è dovuto a spasticità-retrazione del quadricipite, si possono adottare i seguenti provvedimenti :

- a) FKT (stretching del quadricipite) per aumentare l'estensibilità muscolare
- b) inoculazione di tossina botulinica, alcool o fenolo sul retto femorale
- c) trasferimento del retto femorale sui flessori del ginocchio (gracile, semitendinoso, bendelletta ileotibiale, bicipite) o allungamento del retto femorale.

2) Eccessiva flessione del ginocchio in carico (stazione eretta e fase d'appoggio del cammino). Questa deformità, riducibile o fissa, può essere primitiva o compensatoria di difetti situati a monte o a valle. Tra le possibili cause responsabili ricordiamo:

a) Spasticità-retrazione dei flessori dell'anca (ileopsoas, retto femorale, tensore della fascia lata, sartorio, adduttori). In questi casi, la flessione del ginocchio costituisce un compenso funzionale finalizzato a mantenere la proiezione del baricentro del corpo all'interno della base d'appoggio (se la coscia è diretta in basso-avanti a causa della retrazione in flessione dell'anca, il ginocchio si flette per mantenere la proiezione del baricentro del corpo all'interno della base d'appoggio). Il bacino può essere in posizione neutra, o inclinato in avanti o, se è presente una concomitante retrazione degli ischiocrurali, all'indietro. In quest'ultimo caso il soggetto, nel tentativo di stare in piedi, assume una posizione "simil seduta" (Bleck,1987; vedi anche figura 34).

b) Insufficienza degli estensori dell'anca⁶

c) Talismo del piede. dovuto per lo più a un "cedimento" in fase di appoggio dei flessori plantari per ipostenia, esauribilità, insufficienza secondaria a un allungamento del tendine d'Achille. Anche in questo caso la flessione del ginocchio costituisce un meccanismo compensatorio finalizzato a mantenere la proiezione del baricentro del corpo all'interno della base d'appoggio

d) Pseudotalismo del piede. Questa deformità consiste in una sublussazione -lussazione laterale del calcagno (valgo pronazione del piede) che si instaura spesso come compenso a una retrazione dei flessori

⁶ In stazione eretta a ginocchia flesse, la stabilità di queste articolazioni può essere garantita, oltre che dal quadricipite, da muscoli che non attraversano il ginocchio (glutei, soleo) e da muscoli che attraversano il ginocchio e sono comunemente ritenuti responsabili di effetti opposti al ginocchio stesso (ischiocrurali, gastrocnemi).

Per comprendere questi fenomeni è necessario rifarsi al concetto di "net support moment" di Winter (1980) secondo il quale, in stazione eretta, il controllo della flessione del ginocchio non è mai dovuto all'azione isolata del quadricipite, come ci si aspetterebbe se ci si fermasse a un'analisi segmentaria del movimento, bensì all'azione sinergica dei muscoli estensori propri dell'anca, del ginocchio e della tibiotarsica. Ciascuno di questi gruppi muscolari, oltre che produrre un momento di estensione all'articolazione di cui è estensore (glutei + ischiocrurali all'anca, quadricipite al ginocchio, soleo + gastrocnemio alla tibiotarsica), contribuisce alla produzione di un momento interno globale di supporto dell'intero arto inferiore, responsabile del controllo contemporaneo di tutte le articolazioni, senza il quale tutto l'arto "collasserebbe" . Il contributo dei diversi muscoli estensori dell'arto inferiore nel controllo del ginocchio sul piano sagittale durante la stazione eretta può variare da un soggetto all'altro in relazione a diversi fattori quali costituzione fisica, presenza di patologie neurologiche, articolari, ecc. (Winter, 1980).

Quanto sopra mette in evidenza quanto sia importante, nell'analisi della postura e del movimento alterato, e, nel caso particolare, nell'analisi dei diversi meccanismi responsabili dell'eccessiva flessione del ginocchio in carico, sia in stazione eretta che durante il cammino, non fermarsi ai singoli muscoli ma all'interazione di questi all'interno dell'intero sistema; e spiega come non sempre sia facile identificare esattamente il contributo dei diversi difetti segmentari nel determinare quel definito assetto posturale patologico, e come certi interventi chirurgici su singoli distretti muscolari non sempre sortiscano l'effetto previsto.

plantari della tibiotarsica. Come la deformità in talismo, determina l'orientamento in avanti-alto della gamba e la flessione compensatoria del ginocchio

e) Spasticità-retrazione dei flessori plantari della tibiotarsica. Anche se a volte questa alterazione provoca l'iperestensione del ginocchio (se l'appoggio del piede è a tutta pianta, la gamba si orienta in direzione dietro -alto e il ginocchio si iperestende), spesso, quando l'appoggio è sulla punta, ne provoca la flessione (l'estensione del piede sulle dita ha lo stesso effetto, a monte, della flessione dorsale della tibiotarsica). In presenza di un equino (appoggio di punta) interessante un solo arto inferiore, la flessione del ginocchio omolaterale in stazione eretta può costituire un compenso finalizzato a pareggiare la lunghezza degli arti e a consentire l'allineamento del bacino sul piano frontale.

f) Spasticità – retrazione degli ischiocrurali (bicipite, semitendinoso, semimembranoso) e/o degli altri flessori del ginocchio (gracile, in particolare, tensore della fascia lata, sartorio). Se prevalgono gli ischiocrurali mediali, cosa peraltro assai frequente, si ha una intrarotazione della gamba; se prevale il bicipite, come si può verificare dopo allungamento degli ischiocrurali mediali, si ha una extrarotazione. A volte la flessione del ginocchio può essere dovuta ad una tensione eccessiva degli ischiocrurali anche in assenza di spasticità o retrazione di questi muscoli; è il caso che si verifica quando la pelvi è inclinata in avanti per spasticità-retrazione dei flessori delle anche o deficit dei muscoli addominali. L'allungamento degli ischiocrurali in queste circostanze non farebbe che aggravare l'antiversione del bacino.

g) Prevalenza-prepotenza della sinergia flessoria

h) Insufficiente controllo dell'effetto della gravità da parte degli estensori del ginocchio. Mentre normalmente, in caso di insufficienza del meccanismo estensore, il ginocchio è tenuto in estensione o iperestensione, in certi soggetti con paralisi cerebrale infantile va in progressiva flessione (crouch knee). Il meccanismo che conduce alla insufficienza dell'apparato estensore del ginocchio provocandone la flessione progressiva sottocarico è il seguente: l'elevata tensione del quadricipite legata all'atteggiamento del ginocchio in flessione caratteristico di molti soggetti con paralisi cerebrale provoca una trazione cronica elevata sul legamento rotuleo, che cede e si allunga provocando la risalita della rotula. Si genera così uno svantaggio meccanico del quadricipite per sproporzione tra lunghezza del muscolo e lunghezza del tendine (tendine troppo lungo rispetto alla porzione contrattile del muscolo) e per riduzione del braccio di leva del quadricipite (si ricorda che il ruolo della rotula è quello di aumentare il braccio di leva del quadricipite e che questo si riduce se la rotula è risalita), e una riduzione progressiva della capacità del meccanismo estensore del ginocchio di opporsi ai momenti esterni di flessione. Per cercare di opporsi all'effetto di questi momenti flettenti il paziente flette ulteriormente il ginocchio per allungare il quadricipite e aumentare la tensione totale del complesso miotendineo. Il risultato è la progressione della deformità (paradossalmente, più forte è il quadricipite, più flesso diventa il ginocchio).

i) Retrazione della capsula posteriore del ginocchio. Questa anomalia si riscontra nei casi in cui la flessione dura da lungo tempo; è per lo più secondaria a una retrazione dei muscoli flessori, spesso associata a una retrazione del fascio vascolo-nervoso.

Le principali conseguenze della ridotta estensione del ginocchio durante l'appoggio sono:

- appoggio del piede in talo e/o in estensione sulle dita (che può essere anche la causa della ridotta estensione del ginocchio)
- riduzione dell'estensione dell'anca omolaterale (che può essere anche la causa della ridotta estensione del ginocchio)
- nel cammino, riduzione della lunghezza del passo anteriore controlaterale
- aumentata richiesta contrattile al quadricipite e conseguente aumento degli sforzi articolari femoro-tibiali e femoro-rotulei.

L'intervento terapeutico varia a seconda dei meccanismi eziopatogenetici:

a) Intervento fisioterapico, farmacologico o chirurgico in presenza di spasticità o di retrazioni muscolo-articolari: stretching, ortesi statiche, farmaci per via orale; inoculazione di tossina botulinica, alcool o fenolo sui muscoli spastici; allungamenti dei muscoli retratti; capsulotomia

b) In presenza di rotula alta con insufficienza secondaria del quadricipite può essere indicato un intervento di abbassamento della rotula stessa (Ferrari et al, 2013)

c) In caso di talismo da debolezza dei flessori plantari della tibiotarsica si possono utilizzare ortesi sostitutive dell'azione di questi muscoli, rappresentate nelle figure 14 e 15, e il cui meccanismo d'azione è illustrato nella figura 16 (GRAFO). A volte si ricorre alla ripresa del tendine d'Achille o all'artrosi o artrodesi della tibiotarsica (Ferrari et al, 2013)

d) In presenza di una insufficienza del meccanismo estensore del ginocchio, o di dominanza della sinergia flessoria, a volte è possibile facilitare l'estensione del ginocchio facendo calzare AFO in polipropilene o polietilene non articolate che mantengono la tibiotarsica in posizione 0 o in lieve flessione plantare; a volte si può anche porre un rialzo sotto la parte anteriore della suola della scarpa. Entrambi questi accorgimenti consentono di orientare la gamba in direzione dietro-alto spostando all'indietro il ginocchio e quindi riducendo o annullando il momento esterno di flessione a questa articolazione (Fig. 25).

Quando le sole AFO non sono in grado di stabilizzare il ginocchio sul piano sagittale, come accade sovente nelle prime fasi del recupero dopo una lesione cerebrale, è opportuno ricorrere a ortesi inglobanti questa articolazione (Knee Ankle Foot Orthosis: KAFO), che agiscono con un meccanismo "tre punti" (Fig.26). A volte possono essere utilizzate KAFO con possibilità di blocco e sblocco automatico del ginocchio nelle fasi, rispettivamente, di appoggio e di oscillazione.

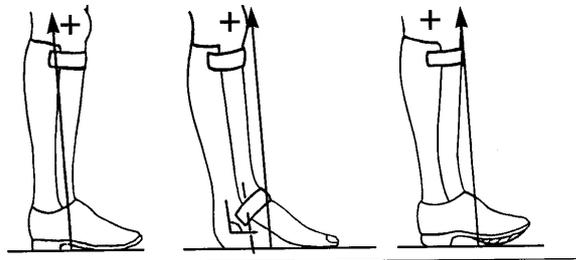


Fig.25 Aumentando l'angolo delle ortesi alla tibiotarsica e/o rialzando la parte anteriore della suola della scarpa si modificano i rapporti tra GRF e asse trasverso del ginocchio facilitando l'estensione di questa articolazione.

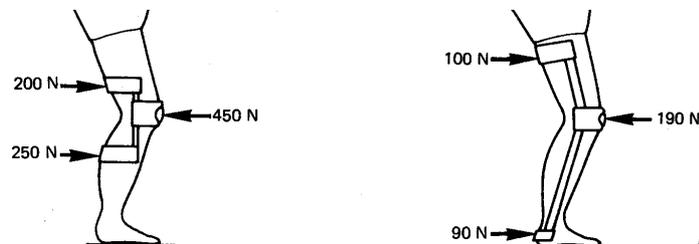


Fig.26 Ortesi per il controllo della flessione del ginocchio sottocarico (KAFO). Queste ortesi, per opporsi ai momenti esterni di flessione al ginocchio, devono applicare tre forze: una, al ginocchio, diretta verso l'indietro (F_2), una alla coscia, diretta verso l'avanti (F_1), una alla gamba, diretta verso l'avanti (F_3). In condizioni di equilibrio, il momento di F_1 rispetto all' articolazione ($F_1 \cdot d_1$) deve essere uguale al momento di F_3 ($F_3 \cdot d_3$), e la somma di F_1 e F_3 deve essere uguale a F_2 . $F_1 d_1 = F_3 d_3$ (1); $F_2 = F_1 + F_3$ (2). Dalla (1) risulta chiaro che, a parità di momento realizzato, l'intensità di F_1, F_2 e F_3 è tanto minore quanto maggiore è la lunghezza di d_1 e d_3 (d_1 e d_3 sono, rispettivamente, il braccio di leva di F_1 e di F_3 rispetto alla linea d'azione di F_2). Per questo, per evitare che si generino forze di compressione eccessive a livello dei punti di applicazione delle tre forze, e in particolare del punto di applicazione di F_2 , è opportuno che le spinte sulla coscia e sulla gamba siano applicate il più lontano possibile dall'articolazione, e che l'articolazione sia mantenuta il più possibile estesa dentro l'ortesi (per ridurre il braccio di leva della gravità e quindi il momento esterno da controllare). Per ridurre gli sforzi compressivi all'interfaccia (sforzo = forza / superficie di applicazione delle forze) è anche opportuno che F_1, F_2 e F_3 vengano applicate su una superficie la più ampia possibile (da Rose G.K.: *Orthotics: principle and practise*. William Heinemann Medical Books, London, 1986).

3) Insufficiente estensione in oscillazione. Può essere dovuta alla presenza prevalente o prepotente della sinergia flessoria, a spasticità-retrazione dei flessori del ginocchio (ischiocrurali, in particolare), a retrazione delle altre parti molli posteriori. Si fa particolarmente evidente nell'oscillazione terminale quando, ad anca flessa di 40° , il ginocchio dovrebbe estendersi (gli ischiocrurali dovrebbero raggiungere il massimo allungamento per permettere sia la flessione dell'anca che l'estensione del ginocchio).

Conseguenze: appoggio del ginocchio in flessione e del piede a tutta pianta o di punta; riduzione della lunghezza del passo anteriore omolaterale.

Intervento terapeutico:

- a) FKT (stretching) o ortesi statiche ad assetto fisso o variabile, per aumentare l'estensibilità dei muscoli flessori e delle altre parti molli posteriori
- b) terapia farmacologica (tossina botulinica, alcool, fenolo sui muscoli spastici)
- c) terapia chirurgica (allungamento dei muscoli flessori del ginocchio, ed eventualmente delle altre parti molli posteriori, osteotomia di estensione del femore in sede distale).

4) Iperestensione del ginocchio dell'arto in appoggio. Cause possibili:

- Debolezza del quadricipite. In questo caso l'iperestensione del ginocchio, insieme alla flessione di bacino e tronco, costituisce un meccanismo in grado di dare stabilità all'articolazione attraverso la riduzione o l'annullamento del momento flessorio della GRF
- Spasticità del quadricipite
- Iperattività (o retrazione) dei flessori plantari della tibiotarsica. In questo caso, in stazione eretta, se i piedi appoggiano a tutta pianta (equino nascosto), le gambe vengono orientate in direzione dietro alto e le ginocchia si iperestendono per mantenere il baricentro del corpo al di sopra della base d'appoggio. Durante il cammino, il meccanismo responsabile della iperestensione del ginocchio dell'arto in appoggio (recurvato) è il seguente: "la contrazione precoce, o la retrazione dei flessori plantari impedisce il movimento in avanti della gamba, ma dato che il corpo per effetto della forza d'inerzia si sposta in avanti, si viene a realizzare una iperestensione del ginocchio" (Fig.27) (Knutson, 1986)
- Deficit della propriocettività. In questo caso il paziente stabilizza passivamente il ginocchio sul piano sagittale riducendo la necessità di controllo neuromuscolare (semplificazione).

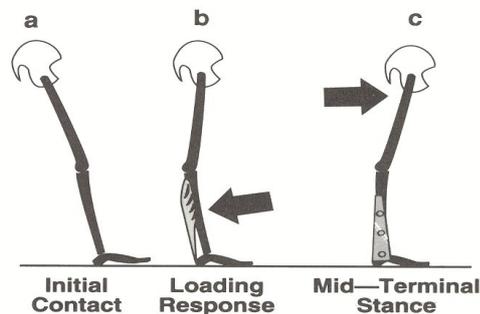


Fig.27 Iperestensione del ginocchio in fase d'appoggio secondaria a spasticità-retrazione dei flessori plantari della tibiotarsica (Perry J.: Gait analysis, normal and pathological gait. Slach incorporated, 1992).

Intervento terapeutico:

- a) Se si tratta di un'iperestensione compensatoria alla debolezza del quadricipite o a deficit della propriocettività, non è indicato alcun intervento che miri a contrastare questo compenso, qualora il difetto primitivo sia irreversibile. A volte è invece opportuno l'utilizzo di KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis) per proteggere le strutture articolari posteriori che, nel tempo, potrebbero andare incontro a sofferenza a causa della tensione eccessiva a cui sono sottoposte (Fig.28).
- b) Nell'iperestensione da spasticità del quadricipite è possibile una riduzione di questa mediante iniezione intramuscolare, in genere sul retto femorale, di tossina botulinica, alcool o fenolo, e FKT (stretching)
- c) In caso di iperestensione da spasticità o retrazione dei flessori plantari della tibiotarsica può essere indicato il trattamento con tossina botulinica, alcool o fenolo intramuscolare o l'allungamento muscolare (FKT e ortesi statiche nei casi lievi, chirurgia nei casi più gravi). In caso di spasticità non particolarmente elevata, possono essere utilizzate AFO non articolate che mantengono la tibiotarsica in lieve flessione dorsale (per orientare la gamba in direzione avanti-alto, e quindi per determinare a monte la flessione del ginocchio), oppure AFO articolate alla tibiotarsica con blocco della flessione plantare intorno alla posizione

0. Nel caso in cui l'eccessiva risposta allo stiramento o la retrazione dei flessori plantari dovesse impedire l'uso delle ortesi sopraccitate, e gli interventi farmacologici o chirurgici non abbiano dato esito positivo o siano controindicati, si ricorre al rialzo del tacco della scarpa. Questo accorgimento, senza modificare l'angolo della tibiotarsica, consente di orientare la gamba in direzione avanti-alto e di contrastare l'iperestensione del ginocchio. Come si vede nella figura 29, il rialzo del tacco produce sul ginocchio lo stesso effetto del posizionamento della tibiotarsica in flessione dorsale.

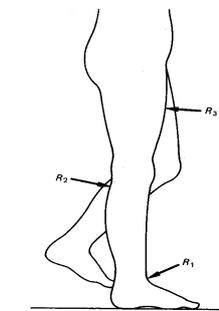


Fig.28 Meccanismo d'azione delle ortesi utilizzate per correggere l'iperestensione del ginocchio secondaria a debolezza del quadricipite o a deficit della propriocettività. $R1d1=R3d3$ (1); $R2=R1+R3$.

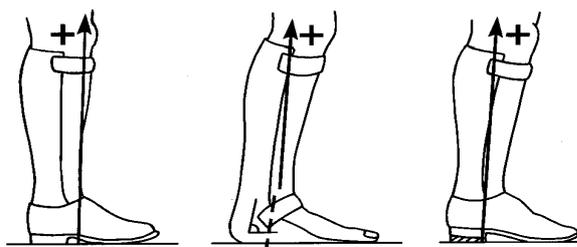


Fig.29 Rialzo del tacco della scarpa per contrastare l'iperestensione del ginocchio secondaria a spasticità e/o retrazione dei muscoli flessori plantari della tibiotarsica. Si noti come questo accorgimento, al pari del posizionamento della tibiotarsica in flessione dorsale, modifichi il momento esterno al ginocchio.

5) Ginocchio varo. Nel ginocchio varo, quando il soggetto è in appoggio monopodalico, il braccio di leva della GRF che, sul piano frontale, passa medialmente all'asse sagittale di questa articolazione, è maggiore che nel ginocchio normale; questo determina un aumento del momento varizzante, quindi un aumento della tensione richiesta alle strutture poste sul compartimento laterale dell'articolazione (bendelletta ileotibiale, legamento collaterale laterale, capsula, ecc.) per opporsi all'effetto di tale momento, un aumento della risultante R_s delle forze in gioco e uno spostamento mediale della stessa proporzionale al grado di varismo. Nel tempo, le sollecitazioni imposte alle parti molli laterali possono portare a una lassità di queste ultime e a un conseguente aggravamento del quadro patologico: cedimento in varo dell'articolazione ad ogni appoggio, spostamento del carico sulla sola superficie mediale dell'articolazione, riduzione della superficie portante, sovraccarico mediale con progressiva usura articolare. Per contrastare questo progressivo aggravamento, oltre a modificare lo schema cinematico (inclinazione del tronco verso il lato in appoggio, allo scopo di ridurre il braccio di leva della GRF, quindi i momenti in gioco) o a utilizzare un bastone, il cui meccanismo è illustrato nella parte riservata agli ausili, è possibile calzare una ortesi che operi esercitando tre forze: due di queste (R_1 e R_3) sono applicate alla coscia e alla gamba e agiscono in senso medio-laterale, la terza (R_2) è applicata a livello della porzione esterna dell'articolazione e agisce in senso latero-mediale (Fig.30). Per l'equilibrio delle forze e dei momenti si ha: $R_1 \cdot d_1 = R_3 \cdot d_3$ (d_1 è il braccio di leva di R_1 rispetto alla linea d'azione di R_2 ; d_3 è il braccio di leva di R_3 rispetto alla linea d'azione di R_2); $R_1 + R_3 = R_2$. Ovviamente, quanto maggiori sono d_1 e d_3 e quanto maggiore è la superficie di applicazione di R_1 , R_2 e R_3 , tanto minori sono gli sforzi all'interfaccia.

A volte, in presenza di un sovraccarico doloroso dell'emirima mediale, può essere utile applicare un cuneo laterale al tacco della scarpa e/o campanare esternamente il tacco; questi accorgimenti, in fase d'appoggio del

cammino, consentono di modificare la posizione della GRF rispetto all'asse sagittale del ginocchio, di ridurre il momento esterno varizzante a questa articolazione, e di limitare l'intensità del carico articolare e il dolore a questo connesso (Jones et al, 2006; Richards, 2008).

In caso di deformità importante può essere indicata una chirurgia correttiva: emiepifisiodesi temporanea laterale della tibia prima del raggiungimento della maturità scheletrica, osteotomia valgizzante dopo la scomparsa delle cartilagini di accrescimento (Maquet, 1984; Ferrari et al, 2013). Con l'emiepifisiodesi viene interrotta temporaneamente e reversibilmente la crescita della cartilagine di accrescimento laterale prossimale attraverso la compressione forzata prodotta su di essa dalla applicazione di cambre metalliche o di una placca metallica sintetizzata con viti.

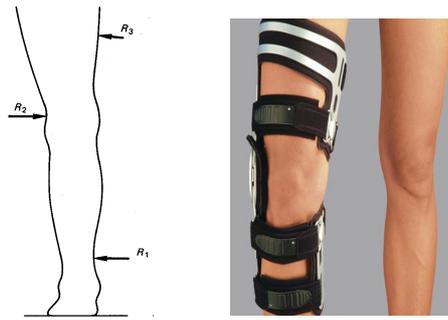


Fig.30 Meccanismo d'azione a tre punti dell'ortesi per la correzione- contenimento del ginocchio varo.

5) Ginocchio valgo. Si tratta di una deformità dinamica o strutturale, primitiva, o secondaria ad alterazioni presenti nei distretti a monte e/o a valle quali:

- contrattura in adduzione delle cosce, caratteristica di molte forme spastiche, a volte utilizzata dai soggetti con PCI come strategia per stabilizzare il bacino in caso di mancato raggiungimento della fissazione prossimale (vedi nota 8 di questo capitolo)
- retrazione della bendelletta ileo-tibiale, evento eccezionale nelle paralisi cerebrali
- aumento dell'angolo di antiversione del collo del femore; in questo caso il valgismo è associato a un aumento della extrarotazione-extratorisione tibiale e una deviazione in valgo pronazione del piede, fattori a loro volta aggravanti il difetto del ginocchio per lo spostamento laterale della GRF e la creazione di un conflitto torsionale tra femore e tibia
- piede piatto-valgo-pronato, a volte compensatorio di una riduzione della mobilità in flessione dorsale della tibiotarsica (vedi pagine precedenti); in questo caso la GRF può venire a passare lateralmente all'asse sagittale del ginocchio generando un momento esterno valgizzante (Gage, 1987)
- pendolo frontale, meccanismo frequentemente adottato dai soggetti con paralisi cerebrale, o dai soggetti con deficit degli abduttori dell'anca, o con marcato valgismo del collo femorale, o con sublussazione- lussazione dell'anca (vedi ausili per il cammino, figure 3 e 7).

In presenza di un valgismo del ginocchio, l'angolo Q (angolo formato dalla linea d'azione del quadricipite con la linea d'azione del legamento rotuleo che, nel normale, a ginocchio esteso, si aggira sui 165°) diminuisce, e la risultante delle forze esercitate sul piano frontale dal quadricipite e dal legamento rotuleo aumenta di intensità (Fig.31). Questo determina una spinta verso l'esterno della rotula e una riduzione della superficie di contatto femoro-rotulea con conseguente aumento degli sforzi articolari (sforzo = forza/superficie di applicazione della forza) (Aglietti et al., 1979; Maquet, 1984).

Se si considera che spesso, specie nei bambini con PCI, alla flessione del ginocchio sottocarico, di per sé causa di elevati sforzi compressivi femoro-rotulei, si associa il valgismo dello stesso, ci si rende ragione della frequenza dei problemi femoro-rotulei di questi soggetti, causa sovente dell'abbandono del cammino.

Le soluzioni terapeutiche variano a seconda della causa, dell'entità della deformità e dell'età: ortesi, emiepifisiodesi mediale temporanea della tibia (Fig.32) e/o del femore, osteotomie (Fig.33). Fra le ortesi utilizzate citiamo le ortesi dinamiche con aletta di spinta sul condilo femorale mediale in senso medio laterale e le ortesi statiche con spinta a tre punti; a volte, specie in età infantile e in presenza di un valgismo moderato, può essere utile una speronatura e/o una campanatura mediale al tacco, che agiscono in fase di

carico spostando la GRF rispetto all'asse sagittale del ginocchio e provocando una spinta in varismo di quest'ultimo in fase d'appoggio. Se il valgismo è secondario a difetti a monte o a valle, vanno prima corretti questi ultimi, se possibile.

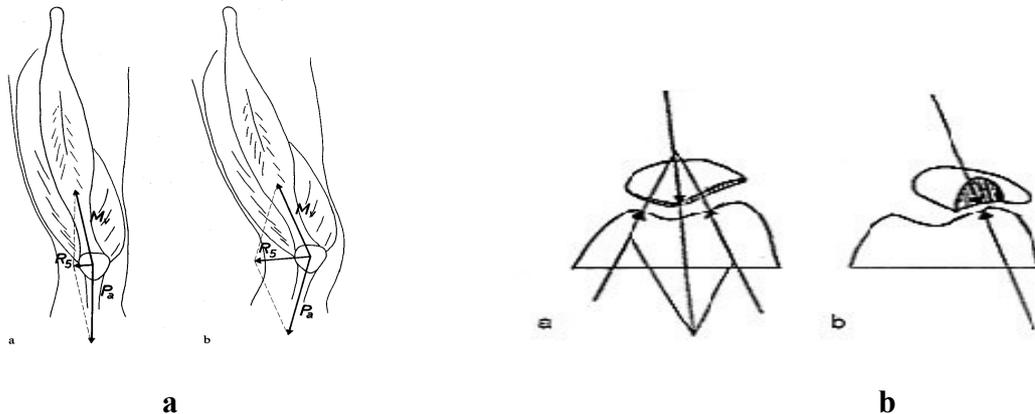


Fig.31 In presenza di un valgismo del ginocchio, l'angolo Q (angolo formato dalla linea d'azione che il quadricipite forma con quella del tendine rotuleo) che, nel normale, a ginocchio esteso, si aggira sui 165° , diminuisce, e la risultante delle forze esercitate sul piano frontale dal quadricipite e dal tendine rotuleo aumenta di intensità. Questo determina una spinta verso l'esterno della rotula e una riduzione della superficie di contatto femoro-rotulea con conseguente aumento degli sforzi articolari (sforzo= forza/superficie di applicazione della forza). a: ginocchio normale b: ginocchio valgo (Da Maquet PG: Biomechanics of the knee. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York Tokyo, 1984, modificato).

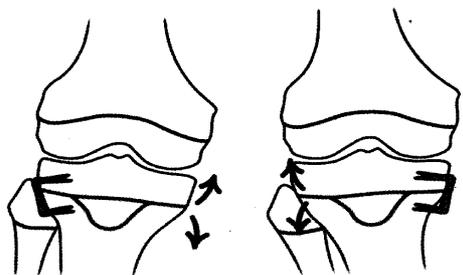


Fig.32 Epifisiodesi laterale (a sinistra) e mediale (a destra) della tibia per la correzione, rispettivamente, del ginocchio varo e del ginocchio valgo (Ferrari A, Reverberi S, Benedetti MG: L'arto inferiore nella paralisi cerebrale infantile. Springer Ed, 2013).

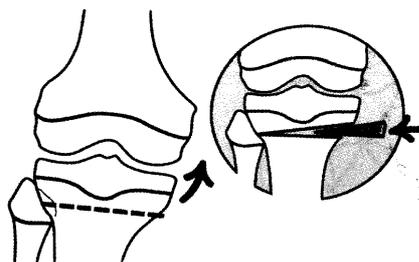


Fig.33 Osteotomia varizzante (Ferrari A, Reverberi S, Benedetti MG: L'arto inferiore nella paralisi cerebrale infantile. Springer Ed, 2013).

ANCA

1) Limitazione dell'estensione. Una limitazione dell'estensione dell'anca in stazione eretta e durante il cammino può essere dovuta a spasticità-retrazione dei flessori di questa articolazione, a dominanza della sinergia patologica in flessione, a patologie degenerative, a deformità osteo-articolari congenite o acquisite, a dolore; o può essere secondaria a una limitazione dell'estensione del ginocchio, della flessione dorsale della tibiotarsica o dell'estensione del piede sulle dita (II e III rocker).

In stazione eretta, l'atteggiamento assunto dal paziente, se la limitazione è primitiva (non secondaria ad alterazioni presenti in altri distretti), bilaterale e simmetrica, è caratterizzato da:

- inclinazione in avanti del bacino
- flessione delle ginocchia

Nel primo caso, alla inclinazione in avanti del bacino può accompagnarsi una inclinazione in avanti del tronco o una iperlordosi lombare finalizzata a ridurre il momento esterno di flessione al tronco e alle anche (Fig.34 A, B).

Nel secondo caso, alla flessione delle ginocchia, necessaria per mantenere il baricentro del corpo al di sopra della base d'appoggio, si accompagna una flessione dorsale delle tibiotarsiche e/o una estensione delle metatarso-falangee (Fig.34 C).

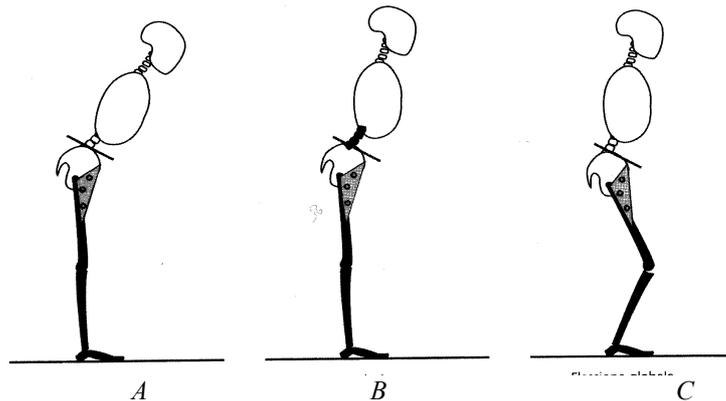


Fig.34 Atteggiamenti caratteristici dei pazienti con retrazione in flessione delle anche. Da sinistra: inclinazione in avanti di bacino e tronco (A); inclinazione in avanti del bacino, iperlordosi lombare (B); flessione delle ginocchia e flessione dorsale delle tibiotarsiche (C). (Perry J.: *Gait analysis, normal and pathological gait*. Slach incorporated, 1992).

Durante la fase di appoggio del cammino, in condizioni normali, l'anca è flessa di circa 40° al contatto del tallone col suolo e si estende poi gradualmente fino a 10° mentre il corpo avanza sull'arto in carico (50° di escursione). Una riduzione dell'estensione dell'anca provoca una riduzione della lunghezza del passo anteriore controlaterale. Per contenere questa conseguenza il soggetto adotta le seguenti strategie:

1. Aumento dell'inclinazione in avanti del bacino nelle fasi intermedia e terminale dell'appoggio (quanto più il bacino è inclinato in avanti, tanto più la coscia si porta in direzione dietro-basso) (Fig.35). Questo determina però un aumento del momento esterno flessorio all'anca, con conseguente aumento della richiesta di intervento degli estensori. Per limitare questa richiesta, il soggetto aumenta la lordosi lombare o utilizza appoggi per gli arti superiori
2. Aumento della intrarotazione dell'anca dell'arto in appoggio (rotazione del bacino verso il lato in appoggio)
3. Pivot sull'avampiede in appoggio (rotazione verso l'esterno dell'avampiede sul terreno per ottenere un avanzamento dell'emicorpo controlaterale).

Le soluzioni terapeutiche, a seconda della causa, possono essere:

- a) FKT, ortesi statiche, per aumentare l'estensibilità muscolare e la mobilità articolare
- b) terapia farmacologica: tossina botulinica, alcool o fenolo sui flessori dell'anca
- c) terapia chirurgica: allungamento flessori dell'anca; release capsula articolare, osteotomia di estensione
- d) correzione della flessione del ginocchio se la flessione dell'anca è compensatoria.

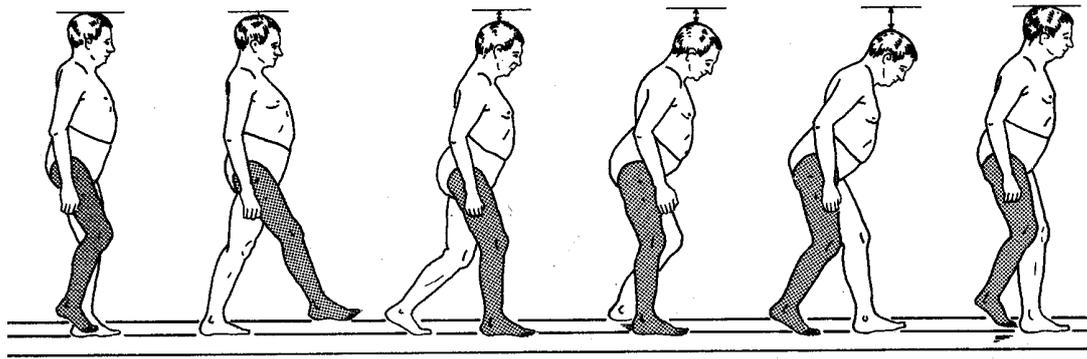


Fig.35 Deambulazione di un soggetto con limitazione dell'estensione dell'anca destra. Si noti l'inclinazione in avanti del bacino nelle fasi intermedia e terminale dell'appoggio e la riduzione della lunghezza del passo anteriore sinistro (da Ducroquet R, Ducroquet J, Ducroquet P: *La marche et les boiteries . Etude des marches normales et pathologiques* . Masson, Paris, 1965).

2) Limitazione della flessione. In stazione eretta l'anca è normalmente mantenuta in estensione per cui una limitazione della flessione non ha ripercussioni negative su questa posizione. Nel cammino, la flessione dell'anca inizia nella preoscillazione e prosegue nelle diverse fasi di volo fino al contatto iniziale. La presenza di una inadeguata flessione può divenire evidente in ciascuna di queste fasi.

Una limitazione della flessione può essere dovuta a dominanza dello schema patologico in estensione (sinergia estensoria), a insufficiente attivazione dei flessori dell'anca (si ricorda che l'attivazione dei flessori dell'anca è comunque sempre di modesta entità anche in condizioni normali), a insufficienza dei plantiflessori (questi muscoli, lavorando in contrazione concentrica nella fase terminale dell'appoggio, determinano un movimento verso l'avanti-alto dell'arto inferiore), a iperattività-retrazione degli estensori dell'anca, a retrazioni capsulo-legamentose, a deformità osteo-articolari.

Le principali conseguenze sul cammino di questa limitazione, variabili in base all'entità del difetto, sono:

- riduzione della lunghezza del passo anteriore omolaterale;
- possibile strisciamento della punta del piede al suolo se anche il ginocchio non si flette (prepotenza dello schema patologico in estensione).

Possibili compensi: **a)** rapida inclinazione all'indietro di tronco e bacino per favorire l'avanzamento dell'arto in volo attraverso la trasmissione del momento angolare di questi segmenti all'arto stesso **b)** retroversione del bacino, in caso di retrazione-spasticità degli ischiocrurali, per facilitare l'estensione del ginocchio in oscillazione terminale; **c)** retroversione del bacino, in caso di insufficiente mobilità articolare in flessione, per aumentare l'angolo di flessione della coscia rispetto alla verticale e allungare il passo anteriore; **d)** aumento della estensione e della intrarotazione dell'anca in appoggio (rotazione del bacino verso il lato in appoggio) e/o pivot sul piede in appoggio per allungare il passo anteriore controlaterale **e)** elevazione dell'emibacino del lato in sospensione e/o equino dinamico dell'arto controlaterale in appoggio per evitare lo strisciamento della punta del piede al suolo se anche il ginocchio non si flette.

Intervento terapeutico:

- a) FKT (stretching estensori dell'anca), ortesi statiche
- b) terapia farmacologica (tossina botulinica, alcool o fenolo sugli estensori)
- c) terapia chirurgica (allungamento estensori; release capsula articolare, ecc.)
- d) rialzo della scarpa dell'arto controlaterale in appoggio
- e) deambulatori, tripodi, ecc.

3) Intrarotazione eccessiva. Può essere dovuta a antiversione del collo femorale o a spasticità – retrazione delle fibre anteriori del medio gluteo, degli adduttori, degli ischiocrurali mediali, del tensore della fascia lata, del piccolo gluteo. Si associa quasi sempre ad adduzione, salvo che nei rari casi in cui sia interessato il tensore della fascia lata. In stazione eretta questo difetto si manifesta con un atteggiamento a rotule

convergenti e a “punte in dentro”, a meno che non sia presente un contemporaneo aumento dell'extrarotazione tibiale o una marcata valgo-pronazione dei piedi (Fig.36). Durante il cammino, l'intrarotazione dell'anca dell'arto in volo può ostacolare l'avanzamento e provocare una successiva chiusura dell'angolo del passo. A volte l'aumento della intrarotazione dell'anca dell'arto in appoggio può costituire una strategia utilizzata per allungare il passo anteriore controlaterale (rotazione del bacino verso il lato in appoggio) o per compensare una debolezza del quadricipite (intrarotazione del femore per affidare la tenuta del ginocchio ai legamenti collaterali e alla bendelletta ileotibiale).

Ipotesi terapeutiche:

- a) FKT, ortesi come quelle illustrate nella figura 38
- b) rilasciamento farmacologico dei muscoli spastici (tossina botulinica, alcool o fenolo)
- c) chirurgia ortopedica sulle parti molli e/ o sull'osso (release muscolo-tendinei, trasposizioni tendinee, osteotomia derotativa del femore a livello sottotrocanterico o al terzo distale)
- d) se si tratta di una strategia compensatoria a difetti presenti in altri distretti, correzione di questi ultimi, se possibile.



Fig.36 Atteggiamento caratteristico di un soggetto con aumento dell'antiversione del collo femorale e aumento della extrarotazione tibiale. In stazione eretta a piedi uniti, convergenza delle rotule verso la linea mediana (strabismo rotuleo convergente). Portando le rotule a guardare anteriormente i piedi assumono un atteggiamento a “punte in fuori” a causa dell'aumento della extrarotazione tibiale.

4) Extrarotazione eccessiva. Possibili cause: **a)** iperattività-retrazione degli extrarotatori, deformità osteo-articolari, riduzione dell'angolo di antiversione del collo femorale; **b)** strategia compensatoria (schema falciante) utilizzata in fase oscillante per fare avanzare l'arto inferiore in presenza di una insufficiente flessione di anca e ginocchio (sinergia estensoria); **c)** strategia compensatoria utilizzata in fase d'appoggio, in presenza di spasticità o retrazione dei flessori plantari, per appoggiare il piede a “punta in fuori” e consentire l'avanzamento del corpo attraverso i movimenti del retro-mesopiede, essendo bloccata la flessione dorsale della tibiotarsica.

Conseguenze: appoggio del piede “a punta in fuori” (apertura dell'angolo del passo).

Possibili soluzioni terapeutiche:

- a) rilasciamento dei muscoli extrarotatori direttamente responsabili del difetto (stretching, farmaci, chirurgia); correzione chirurgica delle eventuali deformità osteoarticolari, ortesi dinamiche con effetto intraruotante (oggi per lo più abbandonate)
- b) se l'extrarotazione è compensatoria, correzione del difetto primitivo, se possibile.

5) Adduzione abnorme. Cause possibili: spasticità- retrazione degli adduttori e, a volte, degli ischiocrurali mediali; retrazione in adduzione della capsula articolare; retrazione in abduzione dell'anca controlaterale; meccanismo utilizzato per stabilizzare il bacino in presenza di una instabilità dell'asse corporeo; meccanismo utilizzato per consentire l'avanzamento dell'arto in volo in caso di insufficienza dei flessori dell'anca omolaterale (avanzamento dell'arto sfruttando l'azione flessoria degli adduttori) (Perry, 1992).

In stazione eretta, un' adduzione abnorme delle anche, associata spesso a un certo grado di flessione e intrarotazione, si manifesta con un atteggiamento “a forbice” degli arti inferiori o, se il difetto è

monolaterale, con il sollevamento dell'emibacino dello stesso lato. Per evitare l'incrocio degli arti il soggetto sollecita le ginocchia in valgo, le tibie in extrarotazione, i piedi in valgo pronazione, con conseguenze negative sulla salute delle strutture osteoarticolari (incremento delle sollecitazioni meccaniche, deformità).

Durante il cammino si osserva spesso l'incrocio degli arti inferiori e l'abbassamento dell'emibacino del lato in sospensione (segno di Trendelenburg) (Fig.37).

Una iperadduzione dell'anca nella fase di appoggio del cammino, responsabile della caduta dell'emibacino del lato in sospensione (segno di Trendelenburg) può anche essere conseguenza di una insufficienza degli abduttori omolaterali.

Le possibili soluzioni terapeutiche, a seconda della causa dell'adduzione abnorme, sono:

- a) FKT (stretching) per aumentare l'estensibilità dei muscoli adduttori e ischiocrurali mediali
- b) rilasciamento farmacologico dei muscoli spastici (tossina botulinica, alcool o fenolo)
- c) chirurgia ortopedica sulle parti molli (release muscolo tendinei, trasposizioni tendinee) o sull'osso (osteotomie di bacino e di anca per centrare e coprire la testa femorale qualora si sia verificata una progressiva dislocazione dell'anca)
- d) ortesi (divaricatori statici e dinamici), purché il loro utilizzo non provochi un potenziamento del pattern patologico (Fig.38). Gli stabilizzatori dinamici (TDA=tutori dinamici in abduzione) possono essere a volte utili per sostituire l'azione stabilizzante degli adduttori dopo un trattamento farmacologico o chirurgico di questi muscoli.
- e) rinforzo degli abduttori (dove possibile) in caso di ipostenia di questi muscoli, o utilizzo di un bastone dal lato opposto a quello deficitario, per contenere la caduta dell'emibacino del lato in sospensione (vedi ausili).

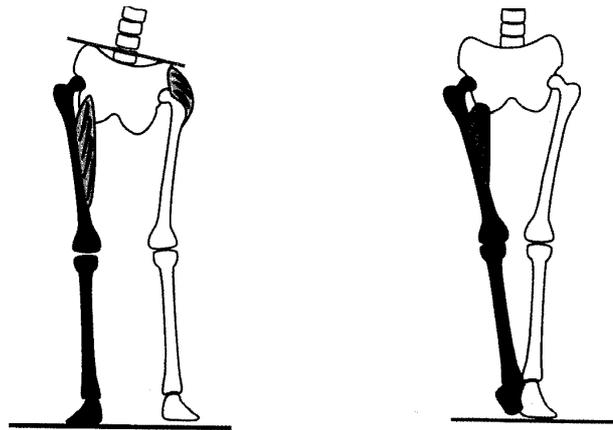


Fig.37 Cammino in soggetto con retrazione in adduzione dell'anca destra. Durante l'appoggio sull'arto destro innalzamento dell'emibacino omolaterale; durante l'appoggio sull'arto sinistro deviazione mediale dell'arto inferiore destro in sospensione (Perry J.: Gait analysis, normal and pathological gait. Slach corporation, 1992).



Fig.38 Ortesi dinamiche con anche in abduzione (Otto Bock)..

6) Abduzione abnorme. Cause: **a)** retrazione dei muscoli abduttori omolaterali (se la retrazione è a carico del tensore della fascia lata, cosa rara nelle paralisi cerebrali, frequente nelle miodistrofie, l'abduzione si

associa a intrarotazione della coscia; negli altri casi si associa a extrarotazione della coscia); **b)** deformità articolare; **c)** retrazione in adduzione dell'anca controlaterale; **d)** scoliosi con obliquità pelvica (abduzione dell'anca dalla parte dell'emibacino abbassato); **e)** strategia compensatoria utilizzata durante la fase di sospensione del cammino, in presenza di piede equino e/o di insufficiente flessione di anca e ginocchio, per favorire l'avanzamento dell'arto (cammino falciante).

In stazione eretta e durante la fase d'appoggio del cammino, l'iperabduzione di un'anca si manifesta con un abbassamento dell'emibacino omolaterale (eterometria apparente degli arti inferiori) o con un allargamento della base (Fig.39). Durante la fase di sospensione del cammino, l'iperabduzione si accompagna spesso alla elevazione e all'avanzamento dell'emibacino omolaterale (cammino falciante).

Possibili soluzioni terapeutiche:

- a)** FKT (stretching); rilasciamento farmacologico o chirurgico dei muscoli abduttori (o adduttori) responsabili del difetto, capsulotomia
- b)** se l'abduzione è compensatoria (presenza di piede equino o insufficiente flessione di anca e ginocchio omolaterale), correzione del difetto primitivo o utilizzo di compensi alternativi (rialzo della scarpa dell'arto controlaterale in appoggio per facilitare l'avanzamento in volo dell'arto colpito).

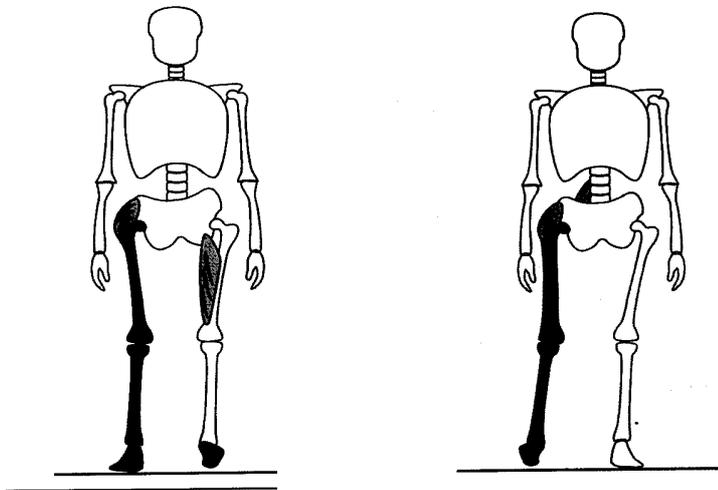


Fig.39 Cammino in presenza di una retrazione in abduzione dell'anca destra.. Durante l'appoggio sull'arto destro innalzamento dell'emibacino controlaterale; durante l'appoggio sull'arto sinistro deviazione laterale dell'arto inferiore destro in sospensione (Perry J.: *Gait analysis, normal and pathological gait*. Slach corporation, 1992).

BACINO

1) Bacino instabile. Può presentarsi sia in stazione eretta che durante il cammino. Può essere dovuto a squilibri muscolari, a lussazione dell'anca, a deficit dei meccanismi neuromotori di stabilizzazione dell'asse corporeo⁷. Soluzioni possibili: deambulatori, bastoni, tripodi, quadripodi, ortesi bacino-coscia ad un solo grado di libertà (flesso-estensione), stabilizzatori mobili (girelli), chirurgia correttiva, a seconda della causa e del grado di instabilità.

2) Eccessiva retroversione (anca estesa). Cause: **a)** spasticità, retrazione degli ischiocrurali; **b)** meccanismo compensatorio messo in atto in presenza di un deficit degli estensori dell'anca, sia in stazione

⁷ Nelle fasi iniziali della rieducazione dopo una lesione cerebrale il soggetto è generalmente in grado di stabilizzare l'asse corporeo solamente afferrandosi con le mani ad appoggi fissi (le parallele, ad esempio), mentre il bacino tende a traslare ad ogni passo in senso orizzontale verso l'arto in appoggio e a cadere dal lato oscillante (fissazione dell'asse in senso disto prossimale). Nelle fasi più avanzate del processo rieducativo, se il recupero è favorevole, il soggetto, grazie al corretto funzionamento dei meccanismi neuromotori che presiedono al raddrizzamento e all'equilibrio, impara a fissare tronco e bacino sugli arti inferiori (fissazione prossimale), o su un solo arto inferiore mentre l'altro arto si sposta nello spazio (fissazione monopodalica); è possibile in questi casi la sostituzione di appoggi fissi con tripodi, o stampelle canadesi, o bastoni e, a volte, l'abbandono di qualsiasi appoggio per gli arti superiori..

eretta che durante la fase di appoggio del cammino, per far sì che la linea di gravità relativa alla massa sopraffemorale passi posteriormente all'asse trasverso dell'anca; **c**) meccanismo compensatorio messo in atto durante il cammino, in oscillazione terminale, in presenza di una spasticità o retrazione degli ischiocrurali, per detendere questi muscoli all'anca e consentire una maggiore estensione del ginocchio; **d**) meccanismo utilizzato nella fase di oscillazione del cammino per facilitare l'avanzamento dell'arto inferiore, quindi la lunghezza del passo anteriore, quando è presente una insufficiente flessione dell'anca conseguente a deficit muscolare o ipomobilità articolare (vedi pagine successive e Fig.41).

Intervento terapeutico: a) allungamento degli ischiocrurali fisioterapico (stretching), ortesico, farmacologico (tossina botulinica, alcool, fenolo) o chirurgico (allungamento) in presenza di spasticità-retrazione di questi muscoli. b) Se si tratta di un compenso al deficit degli estensori dell'anca o a un deficit della flessione dell'anca, non è indicato alcun intervento specifico salvo, a volte, l'utilizzo di deambulatori ad appoggio anteriore, o posteriore, tripodi, o bastoni, il cui meccanismo d'azione è illustrato nella parte riservata agli ausili per il cammino.

3) Eccessiva antiversione (anca flessa). Si evidenzia in stazione eretta e durante la fase di appoggio del cammino. Le principali cause possono essere: **a**) limitazione dell'estensione dell'anca conseguente a spasticità-retrazione dei flessori, patologie articolari, ecc. (vedi figure 34 e 35); **b**) debolezza moderata degli estensori dell'anca, a volte conseguente ad allungamento degli ischiocrurali (il difetto è in questo caso evidente soprattutto nella prima parte dell'appoggio del cammino, allorché a questi muscoli è richiesto il controllo della rotazione in avanti di tronco e bacino); **c**) spasticità-retrazione dei flessori plantari della tibiotarsica (la mancata rotazione in avanti della tibia rispetto al piede in appoggio a tutta pianta provoca in questi casi iperestensione del ginocchio e inclinazione in avanti di bacino e tronco, come abbiamo visto); **d**) difesa percettiva verso lo spazio posteriore; **e**) insufficienza del quadricipite (per far cadere la linea di gravità relativa davanti al ginocchio).

Intervento terapeutico: FKT (stretching dei muscoli spastici o retratti, rinforzo dei muscoli estensori), deambulatore ad appoggio anteriore, bastoni, tripodi per sostenere e facilitare il raddrizzamento di bacino e tronco (vedi ausili per il cammino); deambulatore ad appoggio posteriore con eventuale presa di bacino in caso di disturbo percettivo; terapia farmacologica (tossina botulinica, alcool o fenolo sui muscoli spastici), terapia chirurgica (allungamento dei muscoli retratti, ecc.).

4) Caduta dell'emibacino dalla parte dell'arto oscillante (adduzione dell'anca dell'arto in carico). Può essere dovuta a insufficienza degli abduttori dell'anca dell'arto in appoggio conseguente, a volte, a una riduzione del braccio di leva di questi muscoli per valgismo del collo femorale, a volte a un accorciamento dei ventri muscolari per risalita della testa femorale o a intervento di osteotomia varizzante. Se l'insufficienza è marcata, questa anomalia si accompagna a una inclinazione del tronco dal lato in appoggio. Altre cause possono essere una contrattura-retrazione degli adduttori dell'anca dell'arto in appoggio, una insufficienza della spinta del piede sul terreno nell'appoggio terminale (push off insufficiente), scoliosi (il bacino si comporta come una vertebra terminale che entra a far parte della curva scoliotica), anchilosi in adduzione dell'anca in appoggio, malformazioni primitive o deformità secondarie del bacino.

Soluzioni terapeutiche possibili: utilizzo di un bastone tenuto dal lato dell'emibacino abbassato (vedi ausili per il cammino); intervento riequilibratore dei tiranti muscolari fisioterapico, farmacologico o chirurgico, ortesi bacino-coscia ad un solo grado di libertà (flesso-estensione), chirurgia correttiva delle deformità strutturali.

5) Sollevamento dell'emibacino dalla parte dell'arto oscillante. Può essere dovuto a una retrazione degli abduttori o della capsula articolare dell'anca del lato in appoggio, o costituisce una strategia messa in atto per consentire l'avanzamento dell'arto oscillante (hiking) in presenza di un piede equino e/o di una insufficiente flessione di anca e ginocchio, o di una eterometria degli arti inferiori.

Le soluzioni terapeutiche possibili dipendono dalla causa: FKT, chirurgia correttiva, ortesi antiequino, ecc.

6) Bacino obliquo in stazione eretta (Fig. 40). Può essere legato a cause infrapelviche o sovrapelviche. Tra le principali cause infrapelviche ricordiamo la eterometria degli arti inferiori (abbassamento dell'emibacino dalla parte dell'arto più corto) e le asimmetrie presenti all'interno dei muscoli motori dell'anca (una asimmetria degli adduttori provoca elevazione dell'emibacino dalla parte in cui questi muscoli tirano maggiormente, con possibile sublussazione-lussazione dell'anca e scoliosi; una asimmetria degli abduttori provoca abbassamento dell'emibacino dalla parte in cui questi muscoli tirano maggiormente).

Tra le principali cause sovrapelviche ricordiamo gli squilibri presenti a livello dei muscoli spinopelvici (la spasticità o retrazione dei muscoli spinopelvici di un lato provoca elevazione dell'emibacino dello stesso lato e scoliosi a convessità controlaterale) e la scoliosi (nelle scoliosi basse viene spesso coinvolto anche il bacino, che si comporta come una vertebra terminale ruotando sui piani frontale e orizzontale).

L'intervento terapeutico varia a seconda della causa: **1)** rialzo della scarpa dell'arto più corto in caso di eterometria reale degli arti inferiori (una eterometria inferiore al centimetro può essere spesso tollerata e non richiedere alcun rialzo; può facilitare l'avanzamento dell'arto più corto durante la fase di sospensione del cammino se questo presenta una limitazione della flessione del ginocchio e della flessione dorsale del piede); **2)** riequilibrio della muscolatura infrapelvica e/o sovrapelvica (stretching muscolare, ortesi statiche, tossina botulinica, chirurgia funzionale); **3)** intervento sulla scoliosi (ortese o chirurgico); **4)** nel caso in cui l'eterometria apparente degli arti inferiori legata all'innalzamento di un emibacino comporti un equino compensatorio a livello dell'arto omolaterale, e l'inclinazione pelvica sia fissa e incorreggibile, si può porre un rialzo sotto la scarpa di quest'arto.

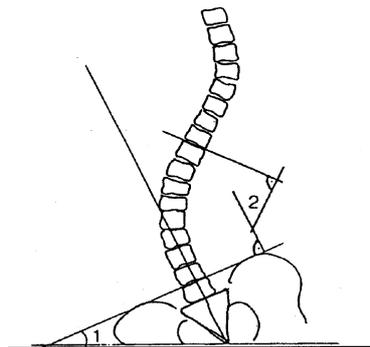


Fig.40 Bacino obliquo e scoliosi secondaria da squilibrio muscolare infrapelvico (prevalenza degli adduttori da un lato e/o degli abduttori dall'altro). Dalla parte in cui prevalgono gli adduttori si ha elevazione dell'emibacino e, a volte, dislocazione dell'anca; dalla parte in cui prevalgono gli abduttori si ha abbassamento dell'emibacino. La curva scoliotica compensatoria, inizialmente riducibile, concava dalla parte dell'emibacino più alto, è proporzionale all'inclinazione del bacino (scoliosi proporzionata). Il riequilibrio chirurgico dei tiranti muscolari può correggere l'obliquità pelvica e con essa l'assetto del rachide.

TRONCO

1) Inclinazione anteriore. Possibili cause: **a)** limitazione della mobilità in estensione; **b)** debolezza degli estensori di grado moderato (il difetto è in questo caso evidente soprattutto nella prima parte dell'appoggio del cammino, allorché a questi muscoli è richiesto il controllo della rotazione in avanti di tronco e bacino); **c)** spasticità-retrazione dei flessori plantari della tibiotarsica (la mancata rotazione in avanti della tibia rispetto al piede in appoggio a tutta pianta provoca in questi casi iperestensione del ginocchio e inclinazione in avanti di bacino e tronco); **d)** difesa percettiva verso lo spazio posteriore (Ferrari et al, 2013); **e)** insufficienza del quadricipite (per far cadere la linea di gravità relativa davanti al ginocchio; **f)** bacino antiverso senza lordosi compensatoria; **g)** strategia utilizzata per facilitare la propulsione (sfruttamento dell'antepulsione del tronco e della velocità come forza propulsiva).

Le soluzioni terapeutiche possibili dipendono dai meccanismi eziopatogenetici alla base della alterazione: deambulatori ad appoggio posteriore con eventuale contenimento del bacino, specie nei disturbi percettivi; rilasciamento farmacologico o chirurgico dei flessori plantari della tibiotarsica; supporti per gli arti superiori (deambulatori ad appoggio anteriore, tripodi o quadripodi, stampelle canadesi, bastoni) per garantire l'equilibrio del tronco, per facilitare la propulsione e l'arresto della marcia, e per ridurre il carico muscolo-articolare delle strutture portanti (vedi ausili per il cammino).

2) Inclinazione all'indietro. In stazione eretta e in fase d'appoggio del cammino costituisce per lo più un compenso al deficit degli estensori dell'anca e del rachide (per ridurre-annullare il momento esterno di flessione a queste articolazioni), o un compenso alla antiversione del bacino (per riportare il baricentro globale del corpo al di sopra della base d'appoggio). In fase di sospensione, l'inclinazione all'indietro del tronco, insieme a quella del bacino, viene utilizzata in presenza di una spasticità o retrazione degli ischiocrurali per detendere questi muscoli all'anca e consentire una maggiore estensione del ginocchio; o

viene utilizzata per facilitare l'avanzamento dell'arto inferiore, quindi la lunghezza del passo anteriore, quando è presente una insufficiente flessione dell'anca (rapida inclinazione all'indietro di tronco e bacino per favorire l'avanzamento dell'arto in volo attraverso la trasmissione del momento angolare di questi segmenti all'arto stesso) (Fig.41).

Soluzioni possibili: trattandosi in tutti i casi citati di un compenso, è inopportuno scoraggiarlo finché non si sia corretto il difetto primitivo o non si siano trovati altri eventuali compensi più efficaci, sicuri e meno dispendiosi in termini energetici (ausili per il cammino, trattati nella parte riservata agli ausili per il cammino).

3) Inclinazione laterale (Fig. 42). Può costituire un compenso alla obliquità del bacino (bacino obliquo e scoliosi); o può essere dovuta a insufficienza dei flessori laterali del tronco (inclinazione verso il lato deficitario), o a retrazione monolaterale dei flessori laterali del tronco (inclinazione omolaterale), o a squilibri all'interno di questi muscoli. Durante il cammino, può essere una strategia utilizzata in fase di appoggio singolo per consentire l'elevazione dell'emibacino controlaterale e facilitare l'avanzamento dell'arto oscillante, o una strategia utilizzata per ridurre la lunghezza del braccio di leva della massa gravante sopra l'anca dell'arto in appoggio, compensare il deficit degli abduttori di questa articolazione e ridurre il carico articolare (vedi ausili per il cammino). Può essere infine legata a una alterazione dello schema coporeo o a una scoliosi strutturale.

Soluzioni possibili: quando l'inclinazione laterale del tronco costituisce un compenso a difetti situati a monte o a valle, è inopportuno scoraggiarla finché non si sia corretto il difetto primitivo o non si siano trovati altri compensi più efficaci, sicuri e meno dispendiosi in termini energetici (ausili per il cammino, trattati nella parte dedicata agli ausili per il cammino). Negli altri casi è possibile intervenire con corsetti ortopedici, ausili (appoggi per gli arti superiori per sostenere il tronco) o, in casi estremi, con la chirurgia.

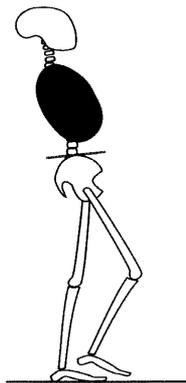


Fig.41 L'inclinazione all'indietro della pelvi e del tronco può essere utilizzata per facilitare l'avanzamento dell'arto in sospensione., quindi la lunghezza del passo anteriore, quando è presente una insufficiente flessione dell'anca (Perry J, 1992).

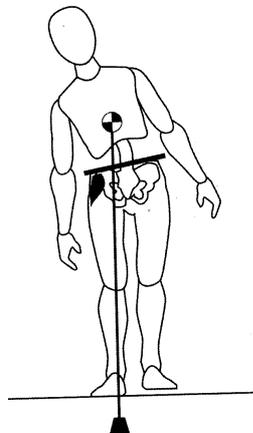


Fig.42 Inclinazione del tronco verso il lato in appoggio (Perry J, 1992). Spiegazione nel testo.

Tra i dispositivi utilizzati in presenza di alterazioni posturali conseguenti a patologie neurologiche, vanno citati i sistemi in Lycra (Theratogs), utilizzati in particolare nei bambini con PCI e spina bifida (Fig.43). Si tratta di ortesi elastiche, simili a "tutine", da indossare direttamente sulla pelle e sotto gli abiti, che avrebbero una funzione di contenimento percettivo (potrebbero essere perciò particolarmente adatte per i bambini con disturbi percettivi) e di correzione posturale dolce, lenta e progressiva degli atteggiamenti patologici. Eserciterebbero anche un'influenza facilitatoria positiva sull'organizzazione motoria indirizzando le scelte operative del sistema nervoso centrale. Sull'efficacia di questi sistemi sono in corso numerosi studi .



Fig.43 Theratogs. Spiegazione nel testo.

2.2 LE ORTESI NELLE LESIONI DEL SISTEMA NERVOSO PERIFERICO

Una lesione del sistema nervoso periferico può interessare i neuroni motori e sensitivi a vari livelli:

- a livello intramidollare o del tronco dell'encefalo (lesione dei corpi cellulari dei neuroni motori periferici nella poliomielite anteriore acuta (PAA), nelle atrofie spinali, nelle lesioni traumatiche o vascolari , ecc.)
- a livello radicolare (interessamento delle radici dei nervi periferici in malattie come la Guillain Barré o nelle sindromi radicolari)
- a livello dei plessi
- a livello dei tronchi nervosi periferici.

Le cause di danno dei nervi periferici, che può essere reversibile o irreversibile, e può colpire alcune o tutte le fibre che decorrono all'interno di questi ultimi, sono essenzialmente di natura traumatica, infettiva, genetica, tumorale, tossica .

Se il danno interessa solamente i neuroni motori, il SNC, grazie alle informazioni afferenti dalla periferia, è a volte ancora in grado di mettere in atto spontaneamente strategie comportamentali compensatorie efficaci. Se il danno interessa solamente i neuroni sensitivi, sono conservati tutti i movimenti attivi volontari, ma è presente una difficoltà a tradurre questi movimenti in azione volontaria diretta a uno scopo e ad aggiustare l'azione in corso d'opera tramite il meccanismo a feed back. Si parla, in questi casi, di "paresi afferente" (Luria, 1978), ad evidenziare l'importanza delle afferenze nella organizzazione – controllo dell'azione.

Se il danno interessa sia i neuroni motori che i neuroni sensitivi, siamo di fronte a una paralisi flaccida accompagnata da anestesia, e la prognosi funzionale è meno favorevole rispetto a quella relativa alle situazioni precedenti. A dimostrazione di ciò sta, ad esempio, la differente abilità raggiungibile nel cammino da un paziente con paralisi flaccida degli arti inferiori secondaria a poliomielite anteriore acuta e da un paziente con la stessa paralisi flaccida secondaria a sindrome della cauda equina. Nel primo caso è compromessa solo la componente motoria; nel secondo caso, alla paralisi motoria si aggiunge l'anestesia. Il

paziente poliomielitico, in genere, è in grado di raggiungere un cammino autonomo discretamente funzionale, utilizzabile anche all'esterno. Il paziente con sindrome della cauda, al contrario, a causa della concomitante "paresi afferente", ha grosse difficoltà a deambulare all'esterno e necessita sempre di ortesi; il suo cammino sarà sempre molto lento e insicuro.

Passiamo ora all'analisi della stazione eretta e del cammino in alcune comuni forme di paralisi periferica della muscolatura degli arti inferiori.

Paralisi dei flessori plantari della tibiotarsica. La paralisi dei flessori plantari della tibiotarsica, sia in stazione eretta che durante la fase di appoggio del cammino, provoca una caduta incontrollata in avanti della gamba rispetto al piede e, a monte, una flessione del ginocchio con conseguente aumento dell'intensità della contrazione del quadricipite (Fig.44). In stazione eretta, se la paralisi è bilaterale, il paziente, oltre a flettere le ginocchia, compie spesso una specie di marcia sul posto saltellando da un piede all'altro. Durante il cammino, nell'appoggio terminale viene meno l'azione di spinta in basso dietro del piede necessaria a imprimere l'accelerazione in avanti alto del corpo (push off). Il punto di applicazione della GRF, che normalmente si sposta gradualmente dal tallone alla punta, resta a lungo posteriorizzato, ritardando così il passaggio sulla punta, che avviene con la tibiotarsica in flessione dorsale. Poiché il sollevamento del tallone avviene solamente dopo l'appoggio al suolo del piede dell'arto controlaterale, la lunghezza del passo anteriore di quest'ultimo è ridotta. Spesso, per evitare una flessione eccessiva delle articolazioni portanti, e quindi un eccessivo abbassamento del centro di massa, il paziente anticipa l'appoggio sull'arto controlaterale. Le ortesi compensatorie la paralisi dei flessori plantari della tibiotarsica, il cui meccanismo d'azione è descritto nelle pagine precedenti (vedi piede talo) e illustrato nella figura 16, sono rappresentate nelle figure 45 e 46.

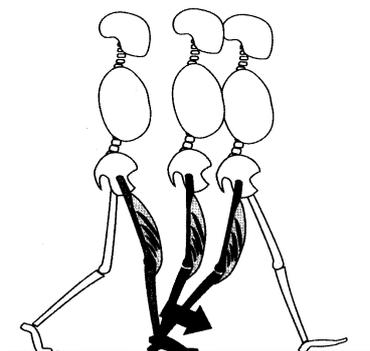


Fig.44. Eccessiva flessione dorsale della tibiotarsica nella fase terminale dell'appoggio (terminal stance e pre swing) conseguente a deficit dei flessori plantari di questa articolazione (Perry J.: Gait analysis, normal and pathological gait. Slach incorporated, 1992).



Fig.45 Ortesi per compensare l'insufficienza dei flessori plantari della tibiotarsica . Spiegazione al paragrafo 2.1 . (Otto Bock e Fior & Gentz, Lüneberg, Germany, per gentile concessione).

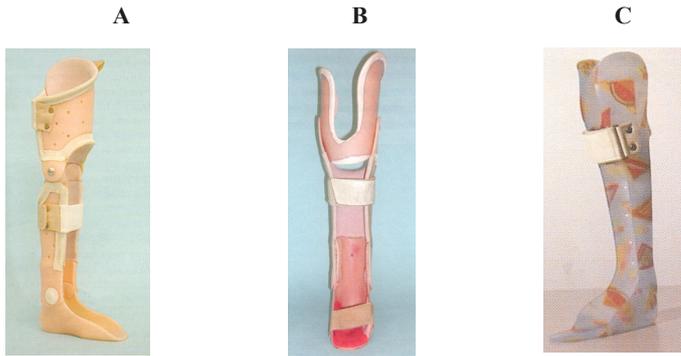


Fig.46 Modelli di ortesi utilizzate da soggetti con paralisi dei flessori plantari della tibiotarsica. A: Ortesi coscia gamba piede (KAFO) articolata al ginocchio senza arresto e articolata alla tibiotarsica con arresto a 7°-8° di flessione dorsale, utilizzata nei bambini con spina bifida per contenere le deviazioni in varo-valgo del ginocchio e allineare il piede rispetto ai segmenti superiori. B: Ortesi coscia gamba piede (KAFO) con appoggio sottorotuleo e alette sovracondiloidee, articolata al ginocchio, senza arresto, e alla tibiotarsica, con arresto a 7°-8° di flessione dorsale. C) Ortesi gamba piede non articolata, con appoggio sottorotuleo e alette sovracondiloidee rigide per proteggere il ginocchio dalle sollecitazioni in varo-valgo. I materiali utilizzati sono polipropilene omopolimero o copolimero, estruse o polietilene ad alta densità, spessore 3,4,5 o 6 mm, (Otto Bock, per gentile concessione).

Paralisi del quadricipite. In stazione eretta, il quadricipite interviene per stabilizzare le ginocchia quando la linea di gravità relativa alla massa sovrastante queste articolazioni passa dietro il loro asse trasverso. Durante il cammino, il quadricipite dell'arto in appoggio interviene per stabilizzare il ginocchio quando la GRF passa dietro l'asse trasverso di questa articolazione.

In condizioni normali, sia in stazione eretta che durante il cammino, gli interventi del quadricipite sono sempre di breve durata e bassa intensità dovendo opporsi a momenti esterni che pure si caratterizzano per breve durata e bassa intensità.

In presenza di una paralisi completa del quadricipite, la stabilità articolare sottocarico può essere garantita solamente mantenendo la linea di gravità relativa (per la stazione eretta), o la GRF (per il cammino) davanti all'asse trasverso articolare, cosa ottenibile iperestendendo il ginocchio e/o flettendo tronco e bacino. Nel primo caso si può generare nel tempo una sofferenza articolare con cedimento delle strutture posteriori; nel secondo caso è richiesto un superlavoro degli estensori di bacino e di tronco o, in alternativa, l'utilizzo costante di appoggi per gli arti superiori.

Se la paralisi del quadricipite è incompleta, la stabilità articolare è garantita fino a che la forza residua del muscolo è in grado di opporsi al momento esterno di flessione. Il compenso cinematico adottato dal paziente in questi casi è finalizzato al mantenimento del momento esterno al di sotto del massimo momento muscolare realizzabile dalla forza residua del quadricipite (coadiuvato, come specificato nella nota 6 di questo capitolo, dall'intervento degli estensori di anca e tibiotarsica). Più il quadricipite è debole, più il paziente dovrà ridurre l'entità del momento esterno flessorio, fino ad annullarlo, riducendo la flessione del ginocchio (o flettendo bacino e tronco).

Le ortesi Se il deficit muscolare è parziale, è a volte possibile facilitare la stabilizzazione del ginocchio facendo calzare AFO con appoggio sottorotuleo che limitano la flessione dorsale della tibiotarsica (l'appoggio sottorotuleo, spingendo la gamba all'indietro, si oppone alla flessione del ginocchio, come si può vedere nella figura 4.16) o ortesi con tibiotarsica fissa in posizione 0 o in lieve flessione plantare, o ortesi con un rialzo sotto la parte anteriore della suola della scarpa (vedi figura 25); a volte, per stabilizzare il ginocchio, è sufficiente avanzare leggermente il tacco della scarpa e tagliare a cuneo la sua parte posteriore (Rose, 1986) (Fig.47). Questi accorgimenti, spostando in avanti la GRF, riducono o annullano il momento esterno di flessione al ginocchio e quindi la necessità di intervento degli estensori.

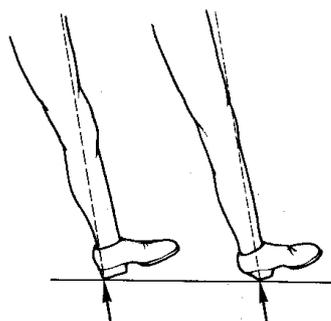


Fig.47 Avanzando leggermente il tacco della scarpa e tagliando a cuneo la sua parte posteriore si riduce, o si annulla, il momento esterno di flessione al ginocchio e quindi la necessità di intervento degli estensori (Rose G.K.: *Orthotics: principle and practise*. William Heinemann Medical Books, London,1986).

In presenza di una paralisi completa del quadricipite è spesso necessario ricorrere a ortesi inglobanti il ginocchio (Knee Ankle Foot Orthosis: KAFO), che agiscono con un meccanismo a “tre punti” (vedi figura 26). Queste ortesi mantenendo costantemente l'articolazione rigida in estensione, ostacolano in misura rilevante la fase oscillante del cammino richiedendo una serie di compensi cinematici dispendiosi per consentire l'avanzamento dell'arto: elevazione emibacino del lato in sospensione, circonduzione arto inferiore in sospensione, sollevamento sulla punta del piede controlaterale in appoggio. Per evitare questi inconvenienti è stato introdotto sul mercato un nuovo modello di ortesi coscia-gamba-piede (KAFO) con possibilità di blocco e sblocco automatico dell'articolazione del ginocchio nelle fasi, rispettivamente, di appoggio e di oscillazione (Fig.48). Durante l'intera fase d'appoggio l'ortesi rimane bloccata. Si sblocca nella fase preoscillatoria permettendo al ginocchio del paziente di muoversi liberamente durante la fase di volo come un ginocchio normale. Ricerche cliniche hanno messo in evidenza che, rispetto a un'ortesi con ginocchio rigido bloccato in estensione, l'ortesi descritta offre notevoli vantaggi in termini di dispendio energetico, velocità del cammino e riduzione del carico sull'arto controlaterale.

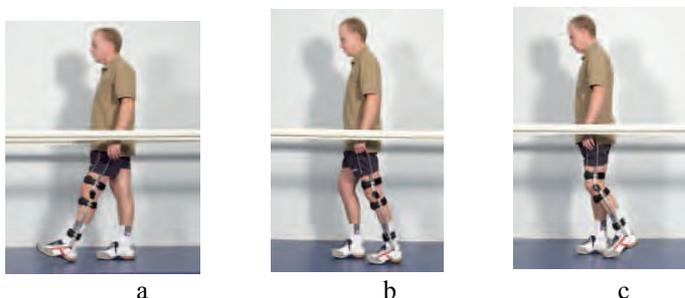


Fig.48 Ortesi leggera in fibra di carbonio con possibilità di sblocco automatico del ginocchio in fase di oscillazione. a: l'ortesi si blocca al contatto iniziale; b: resta bloccata per tutta la fase di appoggio fino all'appoggio terminale; c: si sblocca nella fase preoscillatoria rimanendo sbloccata per tutta la fase di volo (Free walk, Otto Bock, per gentile concessione).

Paralisi dei flessori dorsali della tibiotarsica. Le caratteristiche della stazione eretta e della deambulazione dei soggetti con questa menomazione e le caratteristiche delle ortesi utilizzate sono già state in gran parte descritte nelle pagine precedenti, alle quali si rimanda.

Paralisi dei muscoli estensori delle anche. In stazione eretta, quando la linea di gravità relativa alla massa sopraferomale passa davanti all'asse trasverso delle anche, si genera un momento esterno di flessione a queste articolazioni che normalmente viene contrastato dagli estensori. In caso di paralisi di questi muscoli, il soggetto può mantenere questa posizione solamente appoggiando gli arti superiori su un supporto anteriore (Fig.49). In alternativa, modifica la propria postura in modo da far passare la linea di gravità relativa dietro l'asse trasverso delle anche: estensione delle anche e del tronco, flessione dorsale delle tibiotarsiche o estensione dei piedi sulle dita (Fig.50;.51).

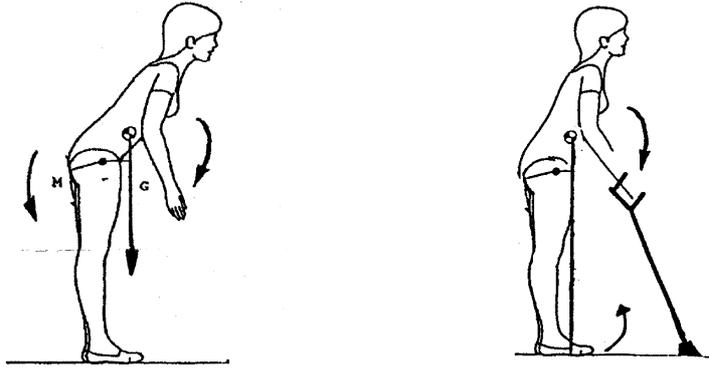


Fig.49 Quando la verticale condotta dal baricentro della massa soprafemorale (linea di gravità relativa alla massa soprafemorale) passa davanti all'asse trasversale delle anche, la stazione eretta senza appoggio sugli arti superiori è impossibile in caso di deficit dei muscoli estensori di queste articolazioni; questi muscoli costituiscono infatti l'unica forza interna in grado di contrastare il momento di flessione generato alle anche dalla gravità relativa (peso della massa gravante sopra le anche). L'utilizzo di due bastoni, grazie al momento di estensione generato dalla reazione del terreno alla pressione esercitata da questi, può compensare il deficit dei suddetti muscoli (oltre che dei flessori plantari delle tibiotarsiche).

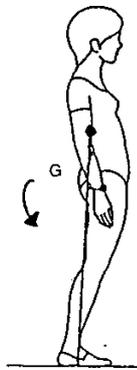


Fig.50 In presenza di un deficit dei muscoli estensori delle anche, per poter mantenere la stazione eretta senza appoggi per gli arti superiori è necessario che la linea di gravità relativa alla massa soprafemorale passi dietro l'asse trasversale di queste articolazioni e, naturalmente, che la linea di gravità assoluta cada all'interno della base d'appoggio. In questo caso la forza di gravità relativa, che tende a estendere le anche, può essere contrastata dalla sola tensione passiva delle parti molli anteriori (stiffness passiva dei flessori dell'anca, legamento di Bertin, ecc.), mentre la forza di gravità assoluta è contrastata dalla reazione del terreno. Per ottenere questa postura il soggetto dovrà orientare il tronco in direzione dietro-alto estendendo le anche e/o iperlordosizzando il rachide lombare, e dirigere gli arti inferiori in avanti-alto mediante la flessione dorsale delle tibiotarsiche o l'estensione dei piedi sulle dita.



Fig.51 Il rialzo del tacco delle scarpe (estensione del piede sulle dita), così come il posizionamento delle tibiotarsiche in flessione dorsale, orienta gli arti inferiori in avanti-alto consentendo l'avanzamento del bacino e la stabilizzazione passiva delle anche.

Il cammino senza appoggi per gli arti superiori è caratterizzato, sul piano sagittale, dall'appoggio costante del piede in flessione dorsale e dell'anca in estensione (orientamento del tronco in direzione dietro-alto), in modo da assicurare il mantenimento della GRF dietro l'asse trasversale dell'anca in appoggio e la stabilizzazione

passiva di questa articolazione da parte delle parti molli anteriori. L'avanzamento dell'arto oscillante è ottenuto essenzialmente attraverso un aumento della intrarotazione dell'arto in appoggio ed eventualmente con un pivot del piede in appoggio (cammino a compasso), mentre è ridotta la flessione dell'anca . Per quanto riguarda le ortesi, si rimanda ai paragrafi 2.1 (piede talo) e 2.3.

2.3 LE ORTESI PER LA STAZIONE ERETTA E IL CAMMINO NELLE LESIONI MIDOLLARI

Il cammino con ortesi nei soggetti con paraplegia conseguente a sezione trasversa completa del midollo spinale è faticoso, insicuro e, complessivamente, poco funzionale. Per questo, nonostante la disponibilità di ausili sempre più sofisticati, questa funzione non può al momento che essere rimpiazzata dalla carrozzina, per lo meno nei soggetti con un livello di lesione superiore a L3 (i soggetti con lesioni al di sotto di questo livello, avendo conservato la funzionalità del quadricipite, possono ancora raggiungere un cammino discretamente funzionale, con ortesi gamba-piede, specie in ambienti interni). Può comunque avere un senso la pratica del cammino in tutti i paraplegici, sia pure come puro esercizio in ambienti interni, per gli effetti benefici che produrrebbe sull'organismo: azione preventiva nei confronti di danni secondari dell'apparato locomotore, specie nei bambini (retrazioni, deformità, ulcere da decubito, dolori da immobilità, osteoporosi, ecc.), effetto positivo sulle funzioni intestinali e urinarie, su cuore e circolo.

Fatte queste premesse, si può procedere all'analisi dei problemi motori e sensitivi relativi ai diversi livelli neurologici⁸ a partire dai livelli più caudali, e alla descrizione delle ortesi più comuni utilizzate per consentire la stazione eretta e il cammino. L'analisi sarà rivolta alle lesioni complete e simmetriche, in assenza di danni ortopedici secondari importanti. Per ogni livello interessato, verranno citati i muscoli paralizzati, quelli ancora attivi, parzialmente o totalmente, e i disturbi della sensibilità.

Lesioni lombo-sacrali

Per le lesioni del midollo lombosacrale è doveroso fare una distinzione, ai fini prognostici e terapeutici, tra quelle responsabili di una paralisi flaccida e quelle responsabili di una paralisi spastica. Come si vede nelle figure 52;53;54, la paralisi flaccida è presente nelle lesioni del cono terminale o della cauda equina, la paralisi spastica nelle lesioni dell'epicorno, quando al di sotto del livello leso rimane intatta una porzione di midollo in grado di funzionare autonomamente (in questo caso si ha paralisi flaccida dei muscoli dipendenti dal livello midollare che è stato leso e paralisi spastica dei muscoli dipendenti dai livelli sottolesionali).

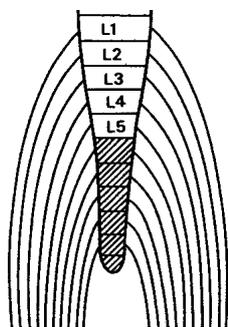


Fig.52 S. del cono terminale

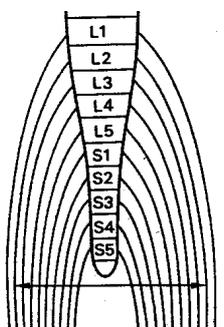


Fig.53 S. della cauda

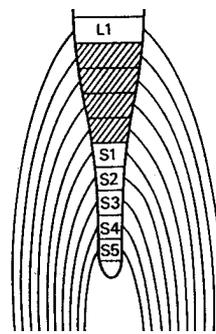


Fig.54 S. dell'epicorno

⁸ **Il livello neurologico**, secondo la classificazione ASIA (American Spinal Injury Association), è il segmento più caudale del midollo spinale con normali funzioni sensitive e motorie, da entrambi i lati del corpo. La normalità motoria è stata stabilita per convenzione come quella di un muscolo chiave con forza 3, qualora il livello soprastante abbia forza 5.

Livello L5

Paralisi motoria: paralisi completa dei muscoli tricipite surale (S1-S2), flessori delle dita e dell'alluce (S1-S2), intrinseci (S1-S2). Sono parzialmente conservati il grande gluteo (L5-S1-S2), gli ischiocrurali laterali (L5-S3), gli estensori delle dita e dell'alluce (L5-S1), il peroneo lungo (L5-S2) e breve (L5-S1), gli abduuttori delle anche (L4-L5-S1). Conservati il tibiale anteriore (L4-L5), il tibiale posteriore (L5), il quadricipite (L3-L4), l'ileoipsoas (L1-L2), i flessori superficiali e gli adduttori delle anche (L2-L3-L4). I muscoli dipendenti dai livelli situati a valle di L5 possono essere flaccidi (sempre e comunque i muscoli dipendenti da S1, che è il livello in cui vi è lesione dei corpi cellulari dei neuroni periferici, a volte tutti i muscoli dipendenti dal midollo sottilesionale, come nella sindrome del cono terminale o della cauda), o spastici (sindrome dell'epicono).

Anestesia: regione interglutea e superficie postero mediale della coscia.

Stazione eretta. Poiché il momento esterno di flessione dorsale (momento della gravità) alle tibiotarsiche non è contrastato dall'azione dei flessori plantari paralizzati, a meno che questi non siano particolarmente spastici o retratti, si verifica un "crollo" in flessione dorsale di queste articolazioni (rotazione incontrollata in avanti delle gambe rispetto ai piedi). Per non cadere in avanti il paziente flette le ginocchia aumentando l'impegno antigravitario del quadricipite e compie spesso una specie di marcia sul posto saltellando da un piede all'altro. Per evitare la caduta incontrollata in avanti del bacino, che si può verificare in caso di ipostenia degli estensori delle anche quando si genera un momento esterno di flessione a queste articolazioni di una certa entità (superiore al momento realizzabile dagli estensori), il paziente limita la flessione delle anche (inclinazione in avanti del bacino) e del tronco in modo da ridurre o annullare questo momento. Se il bacino e il tronco sono in flessione e gli estensori delle anche insufficienti, la stabilità della stazione eretta sul piano sagittale è garantita solo dall'utilizzo di appoggi per gli arti superiori grazie ai momenti antigravitari da questi generati alle articolazioni portanti (Fig.49).

Le ortesi. Per consentire di mantenere in maniera sicura ed economica la stazione eretta senza appoggi per gli arti superiori, si possono utilizzare le ortesi antitalo descritte nelle pagine precedenti (paragrafi 2.1. e 2.2). Queste ortesi agiscono esercitando alle tibiotarsiche un momento di flessione plantare in grado di opporsi al momento di flessione dorsale generato dalla gravità (vedi figura 16). La concessione di qualche grado di flessione dorsale è necessaria per consentire la stazione eretta in presenza di un deficit concomitante degli estensori delle anche. La flessione dorsale delle tibiotarsiche infatti, orientando in avanti alto gli arti inferiori, e quindi portando in avanti il bacino, è in grado di assicurare, insieme alla inclinazione all'indietro del tronco, sia l'equilibrio globale del corpo (mantenimento della linea di gravità assoluta all'interno della base d'appoggio) che quello delle anche (mantenimento della linea di gravità relativa alla massa gravante sopra le anche dietro l'asse trasverso di queste articolazioni), e quindi la loro stabilizzazione passiva da parte delle parti molli anteriori (legamenti ileo-femorale, ischio-femorale, pubo-femorale, muscolo ileoipsoas, muscolo retto femorale, ecc.) (vedi figura 50). Nel caso in cui la flessione dorsale delle tibiotarsiche fosse limitata, l'avanzamento del bacino può essere ottenuto rialzando il tacco delle scarpe (Fig.51).

Poiché la forza esercitata dalle ortesi sopra descritte sulla porzione anteriore delle gambe (RF) è tanto minore quanto maggiore è il braccio di leva di questa forza rispetto all'asse trasverso delle tibiotarsiche, è sempre opportuno che l'altezza di queste ortesi sia tale da consentire l'appoggio a livello sottorotuleo dove, tra l'altro, la superficie di contatto è più ampia e più morbida (GRAFO).

La rigidità di queste ortesi deve essere piuttosto elevata per impedire la "caduta" in flessione dorsale delle tibiotarsiche per effetto del momento della gravità (peso della massa gravante sopra le tibiotarsiche). Come abbiamo visto, per regolare la rigidità, che va sempre rapportata al peso e all'altezza del soggetto, si può modificare lo spessore della plastica, si possono modificare le linee di taglio mediale e laterale dell'ortesi, si possono applicare in corrispondenza dei punti più sollecitati (zone retromalleolari) inserti in fibra di carbonio, o vetroresina, si può regolare la rigidità delle molle inserite nelle ortesi in carbonio descritte nel paragrafo 2.1.

In caso di spasticità della muscolatura dipendente dai livelli sottostanti il livello S1 (muscolatura intrinseca e, parzialmente, flessori plantari della tibiotarsica), si possono utilizzare diversi tipi di ortesi, variabili in base al grado di spasticità e alla presenza di eventuali deformità.

Cammino. Durante la fase d'appoggio monopodalico, quando la GRF passa davanti all'asse trasverso della tibiotarsica generando un momento di flessione dorsale, viene meno l'azione di freno alla rotazione in avanti della gamba rispetto al piede da parte dei flessori plantari; questo provoca un crollo incontrollato in avanti della gamba rispetto al piede con conseguente eccessiva flessione del ginocchio, eccessivo impegno del quadricipite, eccessivo carico articolare, eccessivo abbassamento del baricentro del corpo, eccessivo consumo energetico, perdita della fase di spinta in appoggio terminale (vedi figura 44). Spesso, per evitare una flessione eccessiva delle articolazioni portanti, e quindi un eccessivo abbassamento del centro di massa, il paziente anticipa l'appoggio dell'arto controlaterale riducendo la lunghezza del passo anteriore.

Per evitare la caduta in avanti del bacino, che si può verificare in caso di ipostenia degli estensori dell'anca in appoggio quando si genera un momento esterno di flessione superiore al momento realizzabile da questi muscoli, il paziente mantiene costantemente la GRF posteriorizzata rispetto all'anca in appoggio (bacino davanti al piede in appoggio, tronco esteso).

Se anche gli abduttori delle anche sono ipostenici, il paziente cammina inclinando il tronco dal lato in appoggio (segno di Duchenne) per prevenire la caduta del bacino dal lato oscillante (vedi ausili per il cammino). Questo compenso, insieme all'attivazione del quadrato dei lombi del lato in sospensione, serve che a facilitare il passaggio dalla verticale dell'arto inferiore oscillante.

L'utilizzo di appoggi per gli arti superiori, grazie alla generazione di momenti stabilizzanti le articolazioni portanti, è in grado di compensare i deficit muscolari sopra descritti. Questi appoggi (barre parallele all'inizio, poi, in genere, deambulatori, canadesi, tripodi o quadripodi, bastoni) dovranno essere regolati in altezza in modo che, a ginocchia intorno alla posizione 0, i gomiti siano flessi di 120° circa per consentire la spinta verso il basso delle mani, che dovranno trovarsi all'altezza delle spine iliache (gli arti superiori devono essere utilizzati in questi casi per spingere verso il basso e non per afferrare e "tirare" il corpo in avanti, come spesso avviene nella prima fase di training alle parallele!)

Possibili deformità secondarie. Il piede, in caso di paralisi flaccida della muscolatura intrinseca, non è in grado di irrigidirsi nella seconda fase dell'appoggio monopodalico e può deformarsi in valgo-pronazione; se, viceversa, è presente una spasticità degli intrinseci (s. dell'epicono), può risultare particolarmente rigido e deformarsi in piede cavo con griffe delle dita o dita a martello, ecc..

Le ortesi. Vengono utilizzate le ortesi descritte per la stazione eretta. Queste agiscono nella seconda fase dell'appoggio, quando la GRF passa al davanti della tibiotarsica, sostituendosi all'azione dei flessori plantari, frenando la rotazione in avanti della gamba rispetto al piede, arrestandola, e riportando infine il piede in flessione plantare. Si rimanda al paragrafo 2.1 per una descrizione dettagliata delle caratteristiche di queste ortesi.

A volte i soggetti con deficit dei flessori plantari, anziché le caratteristiche ortesi antitalo, preferiscono calzare ortesi meno rigide e meno pesanti, o semplici scarpe ortopediche, affidando la responsabilità di stabilizzare le articolazioni portanti ai soli supporti per gli arti superiori.

Livello L4

Paralisi motoria: paralisi completa di grande gluteo (L5-S1-S2), ischiocrurali laterali (L5-S1-S2-S3), estensori delle dita e dell'alluce (L5-S1), tricipite della sura (S1-S2), flessori lunghi delle dita e dell'alluce (S1-S2-S3), tibiale posteriore (L5), peroneo lungo (L5-S1-S2) e breve (L5-S1), intrinseci (S1-S2). Sono parzialmente conservati il tibiale anteriore (L4-L5), gli abduttori delle anche (L4-L5-S1), gli ischiocrurali mediali (L4-L5-S1). Presenti ileopsoas (L1-L2), flessori superficiali e adduttori delle anche (L2-L3-L4) e quadricipite (L3-L4). I muscoli dipendenti dai livelli situati a valle di L4 possono essere flaccidi (sempre e comunque i muscoli dipendenti da L5, che è il livello in cui vi è lesione dei corpi cellulari dei neuroni periferici; a volte tutti i muscoli dipendenti dal midollo sottilesionale, come nella sindrome del cono terminale), o spastici (sindrome dell'epicono).

Anestesia: genitali, regione glutea, superficie posteriore delle cosce e delle gambe, superficie anterolaterale delle gambe, piante dei piedi.

Stazione eretta. E' possibile senza supporti per gli arti superiori utilizzando ortesi con caratteristiche simili a quelle descritte per il livello L5. Considerata la paralisi completa degli estensori delle anche è però necessario dare una maggiore stabilità passiva a queste articolazioni sul piano sagittale aumentando l'angolo di flessione dorsale concesso alle tibiotarsiche e/o rialzando il tacco delle scarpe.

Cammino. E' possibile per brevi tratti anche senza supporti per gli arti superiori utilizzando le ortesi descritte per la stazione eretta (ortesi piuttosto rigide, non articolate, o con articolazione tibiotarsica bloccata intorno ai 7°-8°-10° di flessione dorsale; ortesi articolata con molle, tipo "neuro swing", illustrata nella figura 15 D). Senza ortesi, il cammino è caratterizzato, sul piano sagittale, dall'appoggio costante del piede in massima flessione dorsale, ginocchio in flessione, anca in estensione (orientamento del tronco in direzione dietro-alto); il bacino è sempre avanzato rispetto al piede in appoggio, la GRF passa costantemente davanti alla tibiotarsica, dietro al ginocchio e all'anca esercitando, nell'ordine, un momento esterno di flessione dorsale (alla tibiotarsica), di flessione (al ginocchio), di estensione (all'anca), contrastato quest'ultimo dalla tensione passiva delle parti molli anteriori (legamento di Bertin, in particolare). Sul piano frontale, a causa del deficit degli abduttori delle anche, è presente una inclinazione del tronco verso il lato in appoggio (pendolo frontale) finalizzata a ridurre il braccio di leva della gravità relativa alla massa gravante sopra l'anca in appoggio e a facilitare l'avanzamento dell'arto controlaterale (vedi ausili per il cammino).

A volte, per il cammino, i soggetti paraplegici con questo livello neurologico, specie se adulti, preferiscono utilizzare, anziché le ortesi descritte, giudicate troppo rigide e ingombranti, ortesi più flessibili (ortesi tipo molla per assistere la flessione dorsale), lasciando ai soli supporti per gli arti superiori la responsabilità di stabilizzare anca e tibiotarsica attraverso i meccanismi descritti in precedenza.

Se i livelli metamERICI al di sotto di quello leso (L5-S1-S2-S3) sono conservati (sindrome dell'epicono), si può avere spasticità della muscolatura dipendente da questi livelli (flessori plantari della tibiotarsica, intrinseci). In tal caso si possono avere problemi meccanici diversi da quelli sopra descritti e diverse indicazioni ortesiche.

Livello L3

Paralisi motoria: sono paralizzati tutti i muscoli delle gambe e dei piedi, gli estensori e gli abduttori delle anche, gli ischiocrurali. E' conservata la funzionalità dei flessori-adduttori della anche (L1--L2-L3) e, parzialmente, del quadricipite (L3-L4). I muscoli dipendenti dai livelli situati a valle di L3 possono essere flaccidi (sempre e comunque i muscoli dipendenti da L4, che è il livello in cui vi è lesione dei corpi cellulari dei neuroni periferici; a volte tutti i muscoli dipendenti dal midollo sottolesionale, come nella sindrome del cono terminale), o spastici (sindrome dell'epicono).

Anestesia completa a livello delle gambe e della parte posteriore delle cosce. E' risparmiata la parte anteriore delle cosce e delle ginocchia.

Stazione eretta. I pazienti più abili, se dotati di una sufficiente mobilità in flessione dorsale delle tibiotarsiche, o in estensione delle metatarso falangee, e di una sufficiente mobilità in estensione delle anche e del tronco, sono in grado di mantenere stabilmente questa posizione senza supporti per gli arti superiori utilizzando, a seconda della forza residua del quadricipite, KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis) bloccate al ginocchio intorno alla posizione zero, o AFO (Ankle Foot Orthosis). Per consentire la stabilità del bacino è necessario mantenere le tibiotarsiche dorsiflesse dentro l'ortesi o, in caso di una limitazione della dorsiflessione, è necessario porre un rialzo sotto il tacco delle scarpe. Le ortesi devono essere piuttosto rigide e avvolgenti per garantire la stabilità dei piedi anche sui piani frontale e orizzontale.

Quando il momento esterno alle anche agisce nel senso della flessione, l'utilizzo costante di supporti per gli arti superiori è indispensabile per dare stabilità a queste articolazioni (la reazione del terreno alla pressione esercitata su di esso dai supporti genera un momento di estensione alle anche che impedisce la caduta in avanti del bacino).

Alle ginocchia, in presenza di una insufficienza del quadricipite, la stabilità può essere garantita anche senza blocco meccanico da parte di ortesi coscia-gamba-piede se la forza di gravità relativa alla massa gravante

sopra queste articolazioni viene fatta passare costantemente al davanti del loro asse trasverso (in questo caso il momento esterno agisce nel senso della estensione e può essere contrastato dalla sola tensione passiva delle parti molli posteriori), cosa ottenibile mantenendo le tibiotarsiche in posizione 0 o in lieve flessione plantare, le ginocchia estese, le anche flesse, e utilizzando un appoggio per gli arti superiori (Fig.56;57)

Cammino. E' possibile con supporti per gli arti superiori (deambulatore o stampelle antibrachiali) e ortesi KAFO o AFO con le caratteristiche descritte per la stazione eretta. La efficienza e funzionalità del cammino è molto diversa a seconda del tipo di ortesi calzata (bassa nel cammino con KAFO).

Per aumentare la lunghezza del passo il paziente, oltre a sfruttare al meglio il meccanismo del pendolo sul piano sagittale, ruota in parte sul piede (pivot) e in parte sull'anca in appoggio (intra-rotazione) trasferendo la forza inerziale all'arto in sospensione.

L'aumento del peso dei tutori, soprattutto a livello distale, è un elemento facilitante l'avanzamento dell'arto oscillante.

Le possibilità di effettuare un cammino funzionale, come per tutti i livelli, stanno anche in relazione alla presenza o meno di spasticità sottolesionale e alla intensità di quest'ultima.

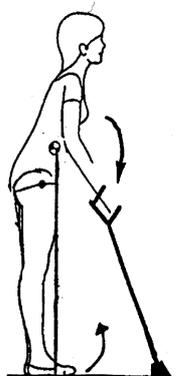


Fig.55 Stazione eretta con AFO e supporti per gli arti superiori in soggetto con paraplegia L2-L3 (deficit del quadricipite). La stabilità del bacino è consentita dal momento antiorario generato dalla reazione del terreno alla pressione esercitata su di esso dai supporti per gli arti superiori (momento di estensione alle anche), quella delle ginocchia dal mantenimento delle stesse in posizione arretrata rispetto alla forza di gravità relativa, quella delle tibiotarsiche dalle ortesi (AFO) e dai supporti per gli arti superiori.

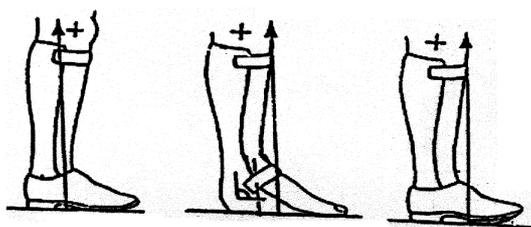


Fig.56 Aumentando l'angolo dell'ortesi alla tibiotarsica e/o rialzando la parte anteriore della suola della scarpa si modificano i rapporti tra GRF e asse trasverso del ginocchio facilitando l'estensione di questa articolazione.

Livello L2

Paralisi motoria: sono parzialmente conservati i flessori-adduttori delle anche (L1-L2-L3), mentre risulta compromesso il quadricipite (L3-L4). Paralisi centrale, spastica (s. dell'epicorno), o periferica, flaccida (s. del cono terminale o della cauda) dei muscoli dipendenti dal midollo sottolesionale (tutti i muscoli delle gambe e dei piedi, estensori-abduttori delle anche, ischiocrurali).

Anestesia completa delle gambe e della parte posteriore delle cosce.

Stazione eretta. E' possibile con ortesi tipo KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis) con le caratteristiche descritte per il livello L1. Se dotati di una sufficiente mobilità in flessione dorsale delle tibiotarsiche (o in estensione delle metatarso falangee) e in estensione delle anche e del tronco, i pazienti possono mantenere stabilmente questa posizione anche senza supporti per gli arti superiori liberando così questi ultimi per attività prassiche (Fig.57).

L'utilizzo costante di supporti per gli arti superiori consente di stabilizzare bacino, ginocchia e tibiotarsiche anche senza ortesi, o con ortesi tipo AFO, grazie ai meccanismi descritti in precedenza (vedi livello L3).

Cammino. E' possibile, anche se poco funzionale, alle parallele, con deambulatore o stampelle antibrachiali, e ortesi stabilizzanti ginocchia e tibiotarsiche (a volte vengono stabilizzate pure le anche). I tipi di ortesi e di cammino utilizzato da questi pazienti sono gli stessi descritti per il livello L1 (vedi).

In certi casi vengono anche utilizzate ortesi tipo AFO con angolo della tibiotarsica aperto (Fig.56), che però possono provocare nel tempo una sofferenza delle strutture posteriori delle ginocchia per la tensione eccessiva a cui vengono sottoposte queste articolazioni.

Livello L1

Paralisi motoria: è compromessa tutta la muscolatura degli arti inferiori, ad eccezione dell'ileopsoas (L1-L2-L3), parzialmente funzionante. I muscoli dipendenti dai livelli posti a valle di L1 possono essere flaccidi (sempre e comunque i muscoli dipendenti da L2, che è il livello in cui vi è lesione dei corpi cellulari dei neuroni periferici, a volte tutti i muscoli dipendenti dal midollo sottilesionale, come nella sindrome del cono terminale o della cauda), o spastici (sindrome dell'epiceno).

Anestesia estesa lungo tutta la superficie degli arti inferiori. Sensibilità conservata sulla faccia anteriore della radice delle cosce.

Stazione eretta. Se dotati una sufficiente mobilità in flessione dorsale delle tibiotarsiche (o in estensione delle metatarso falangee) e in estensione delle anche e del tronco, i pazienti con questo livello neurologico possono mantenere stabilmente la posizione anche senza supporti per gli arti superiori calzando ortesi lunghe (KAFO= Knee Ankle Foot Orthosis), bloccate alle ginocchia intorno alla posizione 0 e alle tibiotarsiche a circa 7°-8°-10° di flessione dorsale (gradi personalizzabili su ciascun paziente alla prova per garantire la massima stabilità passiva delle anche; i gradi di flessione dorsale mancanti per poter stabilizzare le anche possono essere compensati con il rialzo del tacco delle scarpe).

Nel caso in cui il paziente non riesca a stabilizzare le anche passivamente facendo passare la linea di gravità relativa dietro l'asse trasverso di queste articolazioni, è necessario utilizzare dei supporti per gli arti superiori. Spesso è anche necessario articolare l'ortesi ad una presa di bacino per stabilizzare il bacino stesso, specie in presenza di una spasticità disequilibrante.

Cammino. E' possibile, anche se poco funzionale, alle parallele, con deambulatore o stampelle antibrachiali, e ortesi stabilizzanti tibiotarsiche e ginocchia (KAFO), o tibiotarsiche, ginocchia e anche (HKAFO = Hip Knee Ankle Foot Orthosis).

Le ortesi tradizionali consistono di due montanti laterali rigidi (in alluminio, acciaio, titanio, o fibre di carbonio preimpregnate), che vengono fissati per mezzo di una cinghia prerotulea e di ponti metallici posteriori che si continuano sul davanti con cinghie in cuoio o nastri di velcro. Alla base, i due montanti laterali sono collegati con una suoletta che viene inserita dentro la scarpa. Per consentire la posizione seduta, queste ortesi sono dotate di un dispositivo per lo sblocco del ginocchio; sono inoltre dotate di articolazioni alla tibiotarsica come quelle descritte nel paragrafo 2.1 (tipo neuroswing, ad esempio) (Fig.57). Il meccanismo d'azione delle KAFO per la stabilizzazione del ginocchio dell'arto in appoggio è "a tre punti" (vedi figura 26). In alcuni casi, specie in presenza di spasticità, per prevenire movimenti disequilibranti delle anche (crollo improvviso del bacino in flessione, ad esempio), queste ortesi vengono collegate con una cintura pelvica per mezzo di un'articolazione che consente movimenti controllati sul solo piano sagittale o su tutti i piani dello spazio (l'articolazione è sbloccabile per consentire la posizione seduta).

Possono essere utilizzate anche ortesi in materiale plastico o ortesi costituite da due montanti laterali collegati con AFO in materiale plastico (Fig.58).



Fig.57 Ortesi utilizzate per pazienti con livello neurologico L1-L2. . Se la lesione è completa, è presente, oltre al deficit della sensibilità, la paralisi della muscolatura degli arti inferiori necessaria per garantire il mantenimento della stazione eretta. A ciò si aggiunge, a volte, la presenza di una spasticità che può interferire in misura rilevante sulla stabilità posturale. Il paziente può riuscire a stare in piedi senza supporti per gli arti superiori se vengono calzate ortesi coscia- gamba-piede (KAFO= Knee Ankle Foot Orthosis) bloccate alle ginocchia intorno alla posizione 0 e alle tibiotarsiche a circa 7°-8°-10° di flessione dorsale (gradi personalizzabili sul paziente alla prova al fine di garantire la massima stabilità passiva delle anche; su quest'ultima, come si è visto, si può influire anche regolando l'altezza del tacco delle scarpe). Nel caso in cui non sia possibile stabilizzare le anche passivamente facendo passare la linea di gravità relativa dietro il loro asse trasverso, è necessario utilizzare dei supporti per gli arti superiori. Spesso è necessario articolare l'ortesi ad una presa pelvica per stabilizzare il bacino, specie in presenza di una spasticità disequilibrante. (Atlas of orthotics: Biomechanical principles and application. The CV Mosby Company Saint Louis, 1975).

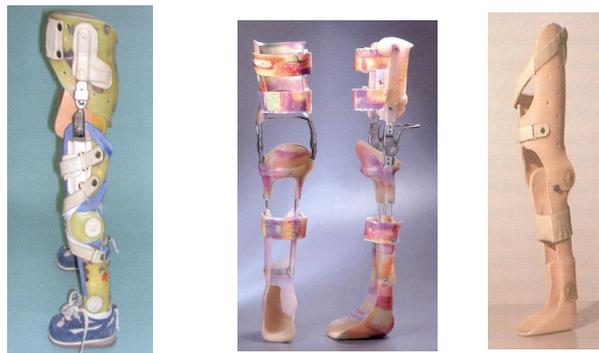


Fig.58 Ortesi in materiale plastico. Da sinistra.: HKAFO (Hip-knee-Ankle.Foot orthosis); KAFO con ginocchio rigido, con sblocco; KAFO con ginocchio libero, asse posteriorizzato (Otto Bock, per gentile concessione).

Il cammino utilizzato dai soggetti paraplegici con livello neurologico L1-L2 può essere di tre tipi: cammino tipo swing to, swing through, alternato. Per l'addestramento si inizia alle parallele per poi passare eventualmente al deambulatore, alle stampelle antibrachiali e ai quadripodi.

1) Cammino tipo swing to (Fig. 59). Questo cammino prevede le seguenti fasi: a) avanzamento di entrambi i supporti per gli arti superiori, insieme o singolarmente; b) distacco dei piedi da terra attraverso una spinta in basso sugli appoggi ad opera soprattutto del trapezio inferiore, del gran dorsale e del tricipite brachiale; c) avanzamento del tronco e degli arti inferiori, con un meccanismo a "pendolo sagittale", fino alla linea che unisce virtualmente l'appoggio al suolo dei supporti per gli arti superiori (movimento di rotazione sul piano sagittale attorno alle articolazioni delle spalle, dalla flessione alla estensione); d) quando i piedi riprendono contatto con il suolo, sollevamento e avanzamento dei supporti per gli arti superiori e ripetizione del ciclo. Per poter effettuare questo tipo di cammino, il paziente deve essere in grado di sollevarsi di peso sugli arti superiori, e i supporti devono essere sufficientemente stabili e resistenti. Si tratta di un cammino molto utilizzato all'interno, abbastanza pratico e sicuro anche per i soggetti con spasticità (essendo costantemente al davanti delle anche, i supporti per gli arti superiori sono in grado di contrastare le possibili cadute scatenate dagli spasmi in flessione).

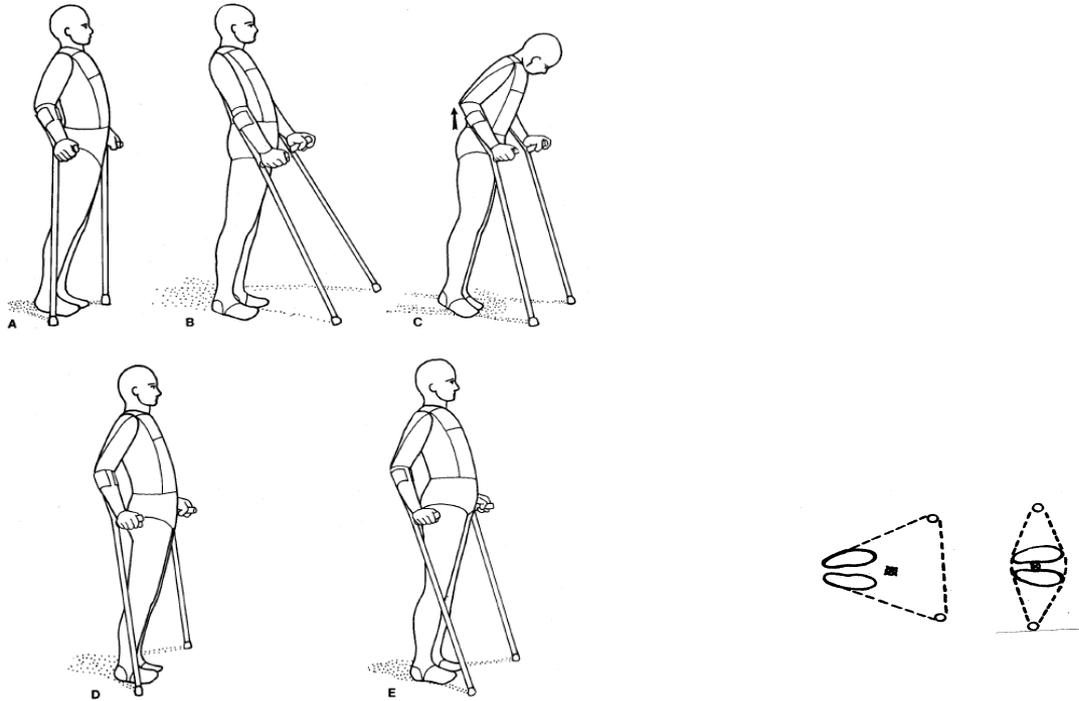


Fig. 59 Cammino tipo swing to. Quando i piedi si sollevano dal suolo le spalle si trovano più avanti rispetto ad essi; questo fa sì che il peso del corpo generi un momento di estensione alle spalle che determina la rotazione del tronco attorno a queste articolazioni e l'avanzamento del corpo (pendolo sagittale) (da Somers M.F., Ms.pt: Spinal cord injury: functional rehabilitation. Appleton and LanGe ed. Norwalk, Connecticut, 1992).

2. Cammino tipo swing through (Fig. 60). Questo cammino prevede le seguenti fasi: a) avanzamento di entrambi i supporti per gli arti superiori (in genere stampelle antibrachiali o ascellari), insieme o singolarmente b) distacco dei piedi da terra attraverso una spinta in basso sugli appoggi ad opera soprattutto del trapezio inferiore, del gran dorsale e del tricipite brachiale c) avanzamento del tronco e degli arti inferiori, per un meccanismo a “pendolo sagittale”, fino a superare la linea che unisce virtualmente l'appoggio al suolo dei supporti per gli arti superiori d) quando i piedi riprendono contatto con il suolo, spinta in avanti del bacino mediante estensione rapida del capo e del tronco, quindi sollevamento e avanzamento dei supporti per gli arti superiori e ripetizione del ciclo. Questo tipo di cammino è più veloce ed efficiente del precedente, ma è molto insicuro, specie per i soggetti con spasticità. Viene utilizzato in spazi sufficientemente ampi dai soggetti con spasticità minima o nulla.

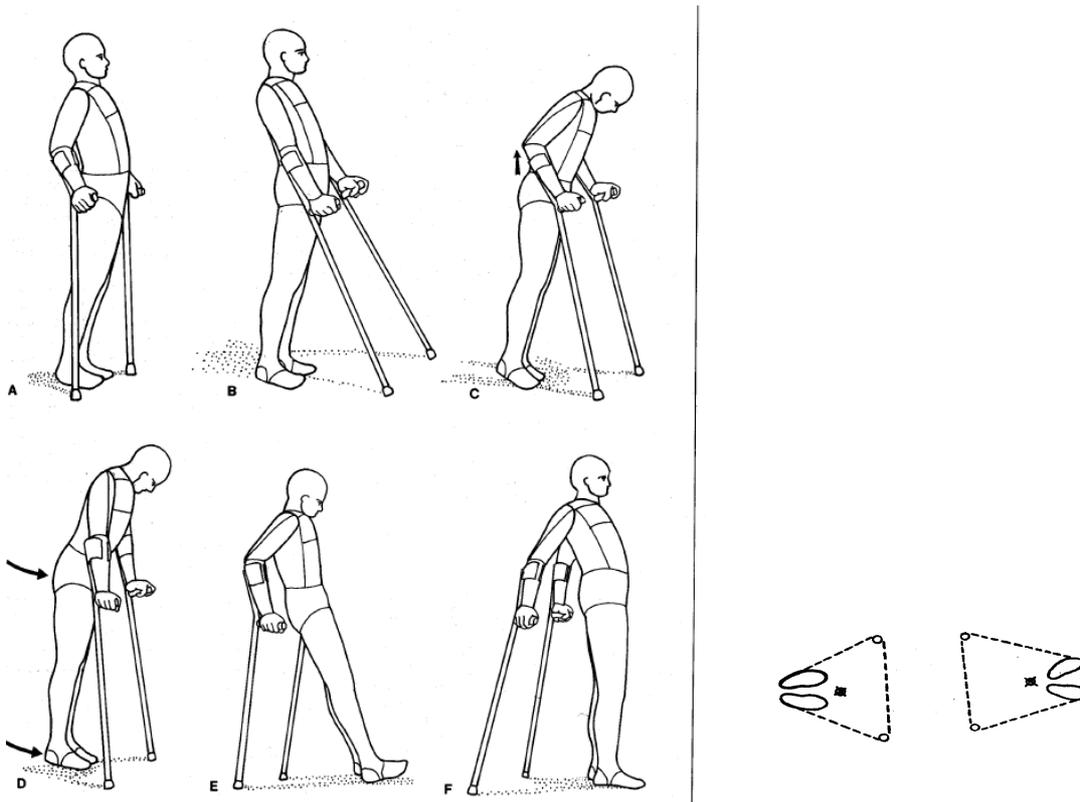


Fig. 60 Cammino tipo swing through. Quando i piedi si sollevano dal suolo le spalle si trovano più avanti rispetto ai piedi; questo fa sì che il peso del corpo generi un momento di estensione alle spalle che determina la rotazione del tronco attorno a queste articolazioni e l'avanzamento del corpo (pendolo sagittale) (da Somers M.F., Ms, pt: Spinal cord injury: functional rehabilitation. Appleton and LanGe ed. Norwalk, Connecticut, 1992)..

Cammino alternato (Fig.61). Questo cammino, con supporti per gli arti superiori (stampelle antibrachiali, per lo più), prevede l'avanzamento alternato dei due arti inferiori. Sono stati descritti diversi tipi di cammino alternato: a quattro tempi (avanzamento di un supporto, avanzamento dell'arto inferiore controlaterale, avanzamento dell'altro supporto, avanzamento dell'altro arto inferiore); a tre tempi (avanzamento contemporaneo dei supporti per gli arti superiori, avanzamento di un arto inferiore, avanzamento dell'altro arto); a due tempi (avanzamento contemporaneo di un supporto e dell'arto inferiore controlaterale, quindi avanzamento dell'altro supporto e dell'altro arto inferiore), ecc. (per un approfondimento si rimanda ai lavori di Boccardi et al). Il meccanismo che consente l'avanzamento di ciascun arto inferiore è il seguente: a) il piede dell'arto che dovrà essere avanzato viene staccato dal suolo grazie all'elevazione dell'emibacino omolaterale determinata dalla inclinazione controlaterale del tronco (pendolo frontale) e dalla contrazione dei muscoli elevatori del bacino (quadrato dei lombi, in particolare, T11-T12-L1) b) l'arto sollevato avanza essenzialmente ad opera della gravità e dell'inerzia e, in parte, a seguito dell'attivazione dell'ileopsoas. Per aumentare la lunghezza del passo anteriore, il paziente ruota in parte sul piede (pivot) e in parte sull'anca in appoggio (intra-rotazione) trasferendo la forza inerziale all'arto in sospensione.

Questo cammino è nella pratica poco utilizzato dai soggetti con compromissione dei muscoli stabilizzatori delle anche a meno che le ortesi utilizzate non prevedano un controllo del bacino tramite un collegamento con una cintura pelvica per mezzo di un'articolazione che consente movimenti controllati sui diversi piani dello spazio (le ortesi più recenti dispongono di articolazioni dell'anca a tre gradi di libertà). Rimane comunque un cammino lento e faticoso.

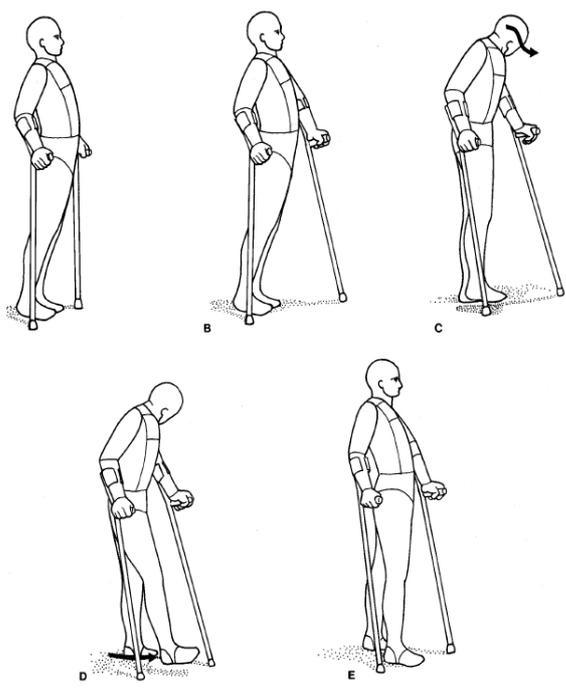


Fig.61 Cammino alternato (a quattro tempi). A: Postura eretta stabile: anche estese, bacino in avanti, colonna lombare in lordosi, capo eretto. B: Avanzamento della stampella antibrachiale sinistra. C: Sollevamento del piede destro. D: Avanzamento dell'arto inferiore destro (pendolo sagittale). E: Posizione stabile con un piede avanzato (da Somers M.F., Ms.pt: Spinal cord injury: functional rehabilitation. Appleton and LanGe ed. Norwalk, Connecticut, 1992)..

Livello T8-T12

Paralisi motoria: paralisi periferica (flaccida) dei muscoli dipendenti dal livello leso (intercostali, addominali e paravertebrali corrispondenti al livello leso) e paralisi spastica dei muscoli dipendenti dal midollo sottolesionale (tutti i muscoli degli arti inferiori). Parzialmente funzionante il quadrato dei lombi (T11-T12-L1) nelle lesioni più basse.

Anestesia: anestesia interessante gli arti inferiori e la porzione del tronco dipendente dai livelli sottolesionali.

Cammino. E' possibile, ma assai poco funzionale, con ortesi come quelle descritte per i livelli neurologici L1-L2, e con appoggi per gli arti superiori. Le ortesi possono essere o meno collegate con una cintura pelvica o lombo pelvica per il controllo del bacino, a seconda della maggiore o minore spasticità e del maggiore o minore controllo dell'anca su diversi piani dello spazio. Ovviamente, quanto più la lesione è alta, tanto minore è il controllo del bacino e del tronco ad opera di addominali e quadrato dei lombi (resta comunque il controllo da parte del gran dorsale), e tanto meno stabili ed efficienti sono la stazione eretta e la deambulazione. Il cammino più utilizzato è lo swing to.

Livello T1-T8

Paralisi motoria: paralisi periferica (flaccida) dei muscoli dipendenti dal livello leso e paralisi spastica dei muscoli dipendenti dal midollo sottolesionale. Sono funzionanti tutti i muscoli degli arti superiori, i fissatori delle scapole, il gran dorsale e il gran pettorale.

Anestesia sottolesionale (vedi dermatomi).

Stazione eretta e cammino. Sono possibili, ma assai poco funzionali, con tutori lunghi come quelli utilizzati per il livello toracico basso (eventualmente articolati a un fianchino toraco-pelvico, a uno, due o tre gradi di libertà), e appoggi per gli arti superiori.

Lo schema di elezione del cammino è lo swing to. Con ortesi più complesse (reciprocanti) è possibile anche la deambulazione a passo alternato.

Il tutore reciprocante (Fig. 62)

Questo apparecchio può essere utilizzato da pazienti con lesioni toraciche per consentire un cammino alternato. Si tratta di ortesi tipo HKAFO bloccate alle ginocchia intorno alla posizione 0 (sbloccabili per la posizione seduta), e alle tibiotarsiche intorno a 90°. L'articolazione dell'anca possiede uno o due gradi di libertà di movimento: nel modello RGO1 è concesso il solo movimento sul piano sagittale per 30°-40°; nel modello RGO2 è possibile il movimento sul piano sagittale per circa per circa 30°-40° e sul piano orizzontale per circa 15°.

L'azione reciprocante delle articolazioni fa sì che l'estensione dell'articolazione meccanica dell'arto in carico determini la trasmissione del movimento all'anca controlaterale in sospensione determinandone la flessione.

Nel tutore RGO2 è possibile allungare il passo anteriore sfruttando, come nel cammino fisiologico, la rotazione del bacino sull'arto in appoggio.



Fig. 62 Il tutore reciprocante (Otto bock).

2.4 LE ORTESI PER IL CAMMINO NELLE AFFEZIONI ARTICOLARI

Le affezioni articolari si manifestano essenzialmente con i seguenti segni e sintomi: a) dolore, che aumenta con l'aumentare dell'intensità, della durata e della frequenza di applicazione dei carichi b) possibili limitazioni della mobilità articolare e della forza muscolare. Queste limitazioni costituiscono spesso un danno secondario in parte prevenibile. A volte possono essere utilizzate come strategia per diminuire il dolore legato al movimento, o per dare stabilità ad articolazioni altrimenti instabili, o per ridurre l'intensità delle forze di carico articolare (si ricorda che quanto maggiore è la forza prodotta da un muscolo, tanto maggiore è il carico prodotto sull'articolazione attraversata da quel muscolo; per questo motivo, in presenza di una patologia articolare, il primo provvedimento che il SNC mette spontaneamente in atto è spesso l'inibizione della attivazione muscolare). Per alleviare il sintomo dolore, il paziente riduce i carichi e la mobilità articolare. Oltre a ridurre l'intensità e la durata dell'attività fisica, vengono in genere messe in atto strategie posturali e motorie atte a scaricare le articolazioni sofferenti. In caso di dolore e infiammazione, le articolazioni vengono mantenute nella posizione di minima pressione intrarticolare: flessione dell'anca di 30°-40°, flessione del ginocchio di 30°, flessione plantare della tibiotarsica di 15°. Le ortesi e gli ausili utilizzate/i nelle affezioni articolari hanno essenzialmente il compito di ridurre i carichi

sulle articolazioni sofferenti, di prevenire, compensare, correggere eventuali deformità dinamiche, di contenere – compensare eventuali deformità strutturali.

L'analisi che segue si limita alla descrizione di alcune condizioni caratteristiche dell'infanzia e dell'adolescenza distinguendo tra quelle francamente patologiche e quelle al limite del fisiologico. Per entrambe le categorie verranno esaminate le ortesi disponibili, la loro indicazione e controindicazione, la loro efficacia e i loro limiti.

MALATTIA DI PERTHES. La malattia di Legg-Calvé-Perthes, o osteocondrosi primitiva dell'anca, è una necrosi ischemica interessante il nucleo di ossificazione della testa femorale. Può interessare una o entrambe le anche. L'età di insorgenza media è tra i 5 ed i 10 anni (Perthes, 1920).

L'eziologia di questa malattia non è ancora perfettamente nota. La teoria più accreditata riconosce la malattia come il risultato della interruzione del rifornimento vascolare dell'epifisi, che nel bambino dipende dalle sole arterie epifisarie laterali. L'esordio fa seguito a un episodio ischemico che rende l'epifisi prossimale avascolare e provoca la necrosi del nucleo di ossificazione arrestandone temporaneamente la crescita (la porzione cartilaginea, al contrario, continua a crescere in quanto nutrita dal liquido sinoviale). Superato l'episodio ischemico, ha inizio il processo di rivascolarizzazione della epifisi, di riassorbimento dell'osso avascolare e di ricostruzione ossea (ossificazione encondrale) a partire dalla periferia. Poiché nell'area subcondrale il riassorbimento del nucleo di ossificazione necrotico supera la formazione di nuovo osso, questo diventa biomeccanicamente fragile e a rischio di frattura patologica.

L'evoluzione dipende dallo sviluppo eventuale di fratture sottocondrali durante il periodo di ricostruzione ossea. Se le sollecitazioni meccaniche sull'epifisi non eccedono la resistenza dell'osso sottocondrale in via di formazione, non si producono fratture fino alla ricostruzione piena della testa e non si hanno, in questi casi, deformità residue, né segni o sintomi clinici (Perthes potenziale). Se le sollecitazioni sull'epifisi superano la resistenza dell'osso sottocondrale in via di formazione, si producono fratture sottocondrali con deformità secondarie più o meno estese (vera malattia di Legg-Calvé-Perthes).

Il trattamento ortesico. Sino agli anni 70 la terapia del morbo di Perthes era fondata sullo scarico prolungato (anche di anni) della testa femorale per prevenirne-contenerne la deformazione e per facilitarne la ricostruzione biologica. Lo scarico dell'articolazione dell'anca si otteneva applicando un tutore con appoggio ischiatico in modo che una parte del peso corporeo venisse scaricato direttamente a terra attraverso il tutore stesso. La staffa di Thomas è stato in passato il presidio maggiormente utilizzato per ottenere questo scopo (Fig.63).



Fig.63 Staffa di Thomas con appoggio ischiatico. L'appoggio ischiatico permette di scaricare a terra una parte del peso corporeo direttamente attraverso il tutore.

A seguito di studi che hanno dimostrato che il carico, se mantenuto con le anche in abduzione in modo che la testa sia ben contenuta dentro l'acetabolo, non solo risulta innocuo, ma addirittura facilita il modellamento della testa femorale e la ricostruzione di un'articolazione sferica e congruente, si è passati da una modalità di trattamento in scarico completo a una modalità di trattamento in carico con anche abdotte (Cooperman e Stulberg,1986; Salter, 1980).

I dispositivi utilizzati con questo scopo sono le ortesi dinamiche di abduzione (Fig.64). Queste ortesi, utilizzabili dopo il superamento della fase acuta della malattia, durante la quale è d'obbligo il riposo assoluto e la terapia medica antiinfiammatoria, consentono il carico e la deambulazione garantendo la centratura della

testa attraverso il mantenimento dell'articolazione in posizione abdotta. Il carico, il contenimento e la concessione di una normale mobilità articolare in flessione estensione favorirebbe il nutrimento della cartilagine e dell'osso, l'armonica distribuzione delle pressioni e il recupero della forma della testa femorale.

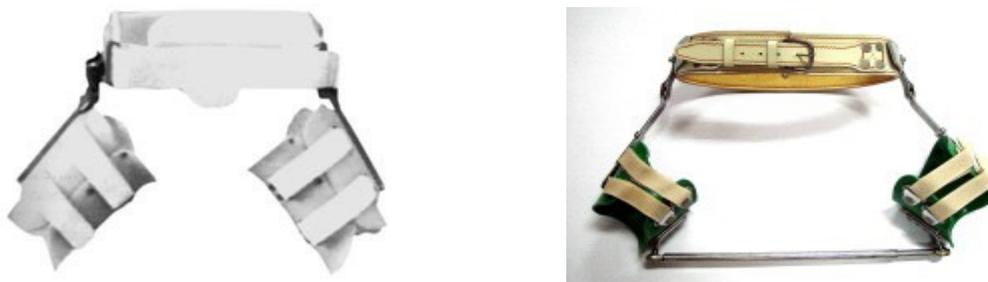


Fig. 64 Ortesi dinamiche con anche in abduzione.

CARATTERISTICHE TECNICHE. L'ortesi di abduzione è composta da una banda pelvica collegata con due cosciali in plastica, o in cuoio, tramite articolazioni che mantengono le anche in abduzione lasciandone libera la mobilità sul piano sagittale (0° - 90°) e più o meno libera quella sul piano orizzontale (alcune ortesi, quale quella di Atlanta, limitano la intrarotazione; altre ortesi limitano la extrarotazione). In alcune di queste ortesi, tra i due cosciali è disposta una barra telescopica per garantire il mantenimento delle cosce in abduzione. Le articolazioni del ginocchio e della tibiotarsica sono lasciate libere.

GINOCCHIO VARO – GINOCCHIO VALGO DEL BAMBINO E DELL'ADOLESCENTE. Si tratta di condizioni per le quali è molto frequente il ricorso al consulto specialistico e/o l'adozione di presidi la cui utilità ed efficacia non sempre sono dimostrate e dimostrabili.

Un primo problema da chiarire è quello di definire i limiti entro i quali un ginocchio varo o un ginocchio valgo nel bambino possono essere ritenuti ancora fisiologici, e quindi non meritevoli di trattamento, e al di là dei quali devono essere considerati patologici, e quindi da trattare. Un secondo problema riguarda il tipo di trattamento adeguato al singolo caso, se ritenuto patologico.

Nella figura 65 è rappresentata l'evoluzione naturale dell'allineamento del ginocchio sul piano frontale. Si può notare il passaggio dal varismo, presente alla nascita, al valgismo, che raggiunge l'apice intorno al terzo anno di età, all'assetto definitivo (valgismo fisiologico dell'adulto) (Salenius e Vankka, 1975).

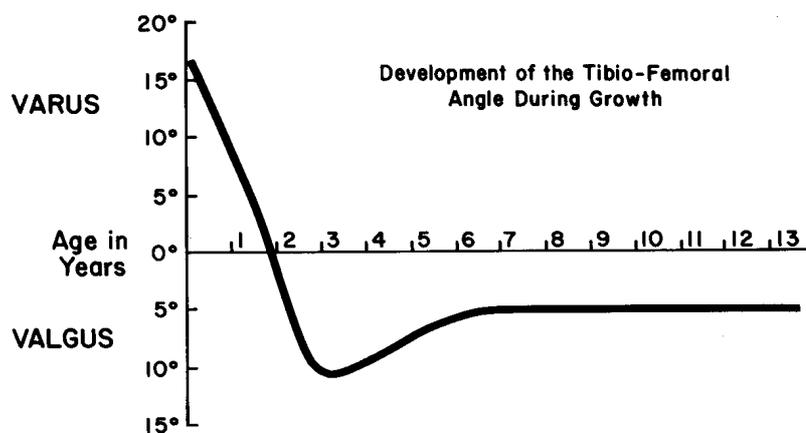


Fig.65 Evoluzione naturale dell'allineamento del ginocchio sul piano frontale. L'angolo tibio-femorale (formato dall'asse anatomico della tibia con l'asse anatomico del femore) si aggira in media intorno ai 15° fino a un anno di età (varismo fisiologico). Successivamente si riduce fino ad annullarsi intorno all'anno e mezzo. Durante il secondo e terzo anno di vita si sviluppa un valgismo di circa 12° che si riduce progressivamente fino a raggiungere l'angolazione definitiva di 7° nei ragazzi e di 8° nelle ragazze intorno ai 7 anni (Salenius P, e Vankka E: The development of the tibiofemoral angle in children. J. Bone Joint Surg. 57A : 2598-271, 1975).

a) Ginocchio varo (Fig. 66). La valutazione clinica del varismo viene effettuata in stazione eretta, con le rotule frontali e i malleoli tibiali in contatto. E' stato proposto da numerosi autori come limite del varismo fisiologico una distanza fra i condili mediali di 6-7 cm. (Salenius e Vankka, 1975; Blount, 1937). Come illustrato nella figura 65, il ginocchio varo è fisiologico fino a due, tre anni di età. Se tende ad aumentare nel periodo successivo, va considerato patologico, e trattato. Nel varismo, sia fisiologico che patologico, è spesso riscontrabile una torsione tibiale interna; il piede in appoggio è per lo più valgo-pronato e le parti molli laterali del ginocchio, nelle forme più gravi, possono essere particolarmente lasse.



Fig.66 Ginocchio varo del bambino

Trattamento. Il ginocchio varo, bilaterale e simmetrico, con distanza intercondiloidea non superiore a cm.6-7, non va trattato fino a due, tre anni di età (Sharrard,1967). In epoca successiva può a volte essere utile l'utilizzo di presidi ortopedici quali, ad esempio, la campanatura esterna del tacco, che agisce durante la fase di appoggio del cammino spostando la GRF lateralmente e riducendo il momento varizzante al ginocchio, o di ortesi statiche antivaro a correzione progressiva, che agiscono con un meccanismo a tre punti (vedi figura 30). Se persiste e si aggrava dopo i tre-quattro anni, specie se monolaterale, necessita di approfondimento diagnostico (possibilità di riscontro di malattia di Blount, caratterizzata da un disturbo della crescita della porzione mediale della cartilagine d'accrescimento dell'epifisi prossimale della tibia, che porta a una deformità progressiva in varo del ginocchio) (Blount, 1937), e di eventuale trattamento chirurgico (emiepifisiodesi temporanea laterale prima della maturità ossea, osteotomia valgizzante dopo il raggiungimento della maturità ossea), pena l'evoluzione verso una artrosi ingravescente (Maquet, 1984).

b) Ginocchio valgo (Fig.67). Per una valutazione clinica del valgismo si pone il soggetto in posizione eretta con le ginocchia estese, i condili femorali mediali a contatto, e si misura la distanza tra i malleoli mediali. Se questa non supera i 6-7 cm, siamo nell'ambito della normalità (Salenius e Vankka, 1975). In presenza di un valgismo importante, come anche in presenza di un varismo importante, l'esame clinico va completato con un esame radiologico (RX arti inferiori in AP sottocarico e misurazione dell'angolo femoro-tibiale) (Maquet, 1984; Sharrard, 1967).

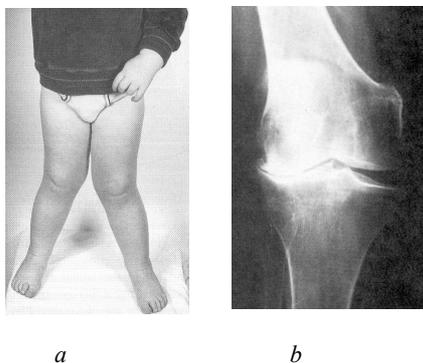


Fig. 67 a e b: ginocchio valgo bilaterale del bambino; b: radiografie che evidenziano la presenza di una grave usura dell'emirima laterale prodottasi nel tempo in un grave valgismo di ginocchio.

Ginocchio valgo infantile. Tra i due e i tre anni di età, si assiste a una accentuazione fisiologica, bilaterale e simmetrica, del valgismo (Salenius e Vankka, 1975). Se la distanza intermalleolare si mantiene superiore a

6-7 cm. dopo questo periodo, e tende ad aumentare nel tempo, specie se la deviazione è monolaterale, si parla di patologia. Il valgismo patologico può essere dovuto a cause genetiche o lesionali (lesione epifisaria femorale o tibiale post traumatica, infettiva, ecc.), può essere legato a malattie reumatiche o può essere compensatorio a difetti situati a monte o a valle del ginocchio, quali una contrattura in adduzione delle cosce, caratteristica di molte forme spastiche, una retrazione della bendelletta ileo-tibiale, un aumento dell'angolo di antiversione del collo del femore; un grave piede piatto-valgo-pronato (Ferrari, Reverberi, Benedetti, 2013; Gage, 1987). A volte si produce nel tempo nei bambini che deambulano inclinando il tronco verso il lato in appoggio (pendolo frontale) per contrastare la caduta dell'emibacino dal lato oscillante, per ridurre il carico sull'anca in appoggio e per sollevare l'emibacino controlaterale facilitando l'avanzamento dell'arto in volo (vedi ausili per il cammino).

Ginocchio valgo dell'adolescente. A volte rappresenta il persistere o l'aggravarsi della deformità infantile, a volte si instaura primitivamente nell'adolescenza per vari motivi: squilibri muscolari, squilibri ormonali, esiti traumatici o infettivi, compenso ad anomalie a monte o a valle, ecc. Colpisce più frequentemente soggetti obesi, soggetti di altezza superiore alla media e soggetti con patologie neuromotorie. La distanza intermalleolare è in genere superiore a cm.10 e può raggiungere i 20-25 cm. Se non trattato, può sfociare nell'età adulta in gonatosi (Maquet, 1984).

Trattamento. Il ginocchio valgo del bambino senza deficit neuromotori o malattie evolutive, quando è simmetrico e la distanza intermalleolare non supera i 6-7 centimetri, si corregge in genere spontaneamente e non necessita di alcuna terapia. Un valgismo con distanza intermalleolare superiore, nei bambini al di sotto di sei-sette anni, può giovare talora di presidi ortopedici quali quelli citati nelle pagine precedenti (paragrafo 2.1, ginocchio valgo).

Il ginocchio valgo dell'adolescente, se superiore ad un certo grado (in genere quando è maggiore di 15°), non si corregge in genere né spontaneamente né sotto lo stimolo di presidi ortopedici. L'unica terapia è chirurgica (vedi paragrafo 2.1, ginocchio valgo).

c) Deviazioni dell'angolo del passo L'angolo del passo è l'angolo formato dall'asse longitudinale del piede (linea che si estende dal punto centrale del bordo posteriore del calcagno allo spazio compreso tra secondo e terzo dito) con la linea di progressione del passo (Fig.68).

I valori di quest'angolo, aperto verso l'esterno, si aggirano in media, sia nel bambino che nell'adulto, tra 4° e 10° , con una variabilità maggiore nel bambino al di sotto dei due anni (Staheli, 1987).

Un alterato angolo del passo è descritto come chiusura dell'angolo del passo (cammino a punte in dentro) o apertura dell'angolo del passo (cammino a punte in fuori).

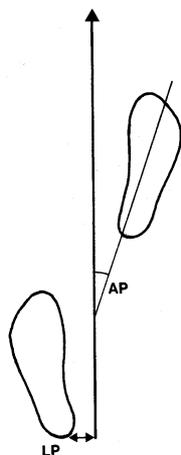


Fig. 68 Angolo del passo

Il cammino a punte in dentro (chiusura dell'angolo del passo, Fig.69) è riscontrabile in circa il 30% dei bambini normali fino al quarto anno di età; in genere scompare con la crescita e non richiede alcun trattamento ortesico.

La persistenza di questo difetto, che può essere di grado moderato (da -10° a -15°) o severo (superiore a -15°), riconosce come cause principali un aumento della antiversione del collo femorale, una torsione tibiale interna, una adduzione dell'avampiede, un piede varo-supinato, una retrazione degli ischiocrurali mediali (Staheli, 1987), in qualche caso un piede piatto-valgo (strategia utilizzata, in presenza di un dolore da sovraccarico del primo raggio, per spostare il carico lateralmente). In questi casi è necessario ricorrere al trattamento del difetto responsabile della deviazione: FKT e ortesi (ortesi di piede); chirurgia (se difetto strutturale interessante anca, tibia, piede).

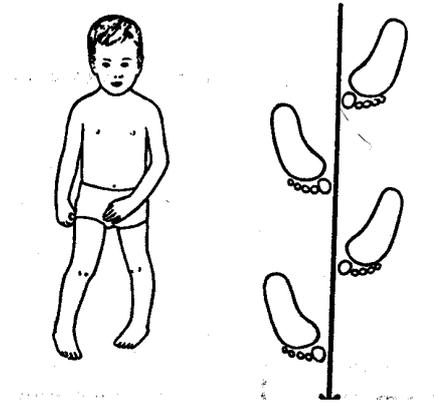


Fig. 69 Chiusura dell'angolo del passo

Il cammino a punta in in fuori (apertura dell'angolo del passo) riconosce le seguenti cause:

- riduzione dell'antiversione del collo femorale
- extrarotazione dell'anca, e quindi di tutto l'arto inferiore, pattern caratteristico di certe forme di emiparesi (cammino $\frac{3}{4}$, con arto inferiore parietico arretrato ed extraruotato)
- extrarotazione della gamba, secondaria a spasticità-retrazione del bicipite femorale o del tensore della fascia lata, a retrazioni o deformità articolari a livello del ginocchio
- aumento della extrarotazione tibiale
- valgo-pronazione del piede, abduzione dell'avampiede
- deformità dell'anca in abduzione extrarotazione, per contrattura-retrazione dei tessuti molli periarticolari conseguente a malposizione endouterina. Questa deformità si riduce in genere nel tempo.

L'intervento terapeutico, che dipende dalle cause, dall'entità e dalla evoluzione spontanea del difetto, va dalla semplice osservazione, alla correzione ortesica (tutine Theratogs, ad esempio, se il difetto parte dall'anca; ortesi di piede), o chirurgica.

2.5 LE ORTESI NELLA DISTROFIA MUSCOLARE DI DUCHENNE

Questa malattia porta a una progressiva perdita di forza muscolare, che inizia a livello dei muscoli estensori e abduttori delle anche, dei fissatori delle scapole, dei flessori dorsali delle tibiotarsiche, e si propaga successivamente agli estensori delle ginocchia, ai flessori plantari delle tibiotarsiche, e alla restante muscolatura del corpo. Di pari passo alla perdita di forza, si assiste a una progressiva retrazione muscolare interessante per primi i flessori plantari delle tibiotarsiche, i flessori delle anche e delle ginocchia, il tensore della fascia lata.

Il deficit di forza da un lato e le deformità dall'altro rendono assai problematiche la stazione eretta e la deambulazione del paziente miodistrofico, e richiedono l'utilizzo di compensi che andranno modificandosi via via che la malattia procede.

Di seguito vengono analizzati i principali problemi che il soggetto miodistrofico deve affrontare per riuscire a stare in piedi e a camminare.

Stazione eretta I primi muscoli colpiti, insieme ai fissatori delle scapole e ai flessori dorsali del piede, sono gli estensori delle anche. Per poter stare in piedi il paziente deve far passare la linea di gravità relativa alla massa posta al di sopra delle anche dietro l'asse trasverso di queste articolazioni. A tale scopo orienta il tronco in direzione dietro-alto estendendo le anche (solo successivamente sarà costretto ad adottare altri meccanismi, che verranno citati più avanti, a causa della retrazione dei flessori delle anche); per garantire poi l'equilibrio globale del corpo (far cadere la linea di gravità assoluta all'interno della base d'appoggio) gli arti inferiori vengono orientati in direzione avanti-alto mediante la flessione dorsale delle tibiotarsiche o l'estensione dei piedi sulle dita, soluzione, quest'ultima, adottata precocemente a causa della retrazione dei muscoli flessori plantari. Quasi contemporaneamente alla retrazione dei flessori plantari delle tibiotarsiche si verifica una retrazione dei flessori delle anche che costringe il soggetto, per garantire l'equilibrio del bacino sul piano sagittale, ad aumentare la lordosi lombare, a estendere il rachide cervicale e a portare gli arti superiori all'indietro, in genere agganciandosi con le mani alla cintura o alle tasche dei pantaloni. Nel tempo, dopo gli estensori delle anche e gli altri muscoli citati, va in insufficienza il quadricipite. Per dare stabilità alle ginocchia che, tra l'altro, sono sollecitate a flettersi a causa della precoce retrazione degli ischiocrurali e della difficoltà a mantenere la linea di gravità relativa alla massa gravante sopra queste articolazioni davanti al loro asse trasverso, gli arti inferiori vengono portati in rotazione interna⁹, posizione che presenta tra l'altro il vantaggio di stirare il grande gluteo la cui azione sul ginocchio, come si è visto (vedi nota 5 di questo capitolo), è di estensione. Il prezzo pagato è la retrazione del tensore della fascia lata, responsabile dell'abduzione degli arti inferiori, del valgismo delle ginocchia e dell'aumento ulteriore della flessione di queste articolazioni (il tensore della fascia lata, se il ginocchio è già flesso di qualche grado, passa dietro l'asse trasverso di questa articolazione esercitando un'azione flettente).

Il mantenimento della stazione eretta è consentito fino al momento in cui il paziente riesce ad allineare le articolazioni portanti in modo da affidarne la tenuta alle forze passive. Quando le deformità hanno raggiunto un livello tale da non più consentire la possibilità di tenuta passiva (secondo Boccardi quando la somma delle retrazioni agli arti inferiori raggiunge o supera i 90°, o quando il ginocchio è flesso oltre i 25°-30°), considerato che a causa della insufficienza della muscolatura del cingolo scapolare il paziente non può usufruire di supporti per gli arti superiori, s'impone il passaggio alla carrozzina.

Cammino.

Fase oscillante. L'avanzamento dell'arto in sospensione avviene di norma in gran parte grazie alla gravità e all'inerzia (meccanismo del pendolo), mentre il piede deve portarsi in flessione dorsale, pena lo strisciamento della punta al suolo. Nel soggetto miodistrofico, a causa della perdita precoce di forza dei muscoli flessori dorsali del piede, della precoce retrazione dei flessori plantari e del progressivo successivo indebolimento dei flessori dell'anca e del quadricipite, per consentire l'avanzamento dell'arto oscillante, sono possibili due soluzioni:

1. portare l'arto in appoggio sulla punta
2. sollevare l'emibacino del lato in sospensione.

L'appoggio di punta viene utilizzato costantemente dal paziente in fase molto precoce; questo appoggio, utilizzato in una prima fase come compenso dinamico (equinismo dinamico), diventa presto obbligato a causa della precoce retrazione dei flessori plantari.

Il sollevamento dell'emibacino del lato in sospensione viene utilizzato in una fase successiva a seguito della retrazione dei flessori plantari e della ridotta flessione di anca e ginocchio; è realizzato grazie all'inclinazione del tronco verso il lato in appoggio (segno di Duchenne) e facilitato dalla precoce retrazione del muscolo tensore della fascia lata.

Fase d'appoggio. Durante la fase d'appoggio i muscoli hanno essenzialmente il compito di controllare l'effetto dei momenti esterni (freno al movimento generato da questi ultimi - stabilizzazione articolare). Non avendo a disposizione parte delle forze muscolari richieste per realizzare questo compito, il paziente è costretto a modificare l'allineamento dei segmenti dell'arto in appoggio in modo da ridurre e annullare i

⁹ *L'intrarotazione dell'arto in appoggio consente una certa stabilizzazione del ginocchio grazie allo spostamento dell'asse di flesso estensione di questa articolazione su un piano obliquo con affidamento della tenuta articolare ai legamenti collaterali e alla bendelletta ileotibiale.*

momenti esterni destabilizzanti là dove questi non possono essere validamente contrastati dall'azione muscolare. In pratica, la GRF non dovrà passare davanti all'anca (l'utilizzo di appoggi per gli arti superiori per contrastare il momento flettente all'anca è impossibile per il soggetto miodistrofico a causa del deficit dei muscoli del cingolo scapolare) e dietro il ginocchio (salvo che nelle fasi più precoci, quando ancora è presente una certa forza del quadricipite), pena il crollo in flessione di queste articolazioni. Finché non vi sono retrazioni muscolari il paziente è in grado di soddisfare i requisiti richiesti per stabilizzare l'arto in appoggio tenendo l'anca costantemente in estensione (bacino sempre avanzato rispetto al piede in appoggio, cosa consentita riducendo l'ampiezza delle oscillazioni dell'arto in volo sul piano sagittale), intraruotando l'arto (l'intrarotazione dell'arto in appoggio, oltre all'avanzamento dell'arto controlaterale in oscillazione, consente una certa stabilizzazione del ginocchio grazie allo spostamento dell'asse di flesso estensione di questa articolazione su un piano obliquo con affidamento della tenuta articolare ai legamenti collaterali e alla bendelletta ileotibiale), estendendo il ginocchio e riducendo il tempo di appoggio singolo.

Con l'instaurarsi della retrazione in flessione delle anche, il compenso utilizzato per mantenere la GRF posteriorizzata rispetto all'asse trasverso dell'anca dell'arto in appoggio è l'aumento della lordosi lombare e, nei casi più avanzati, l'iperestensione del capo e l'arretramento degli arti superiori (il paziente si aggancia con le mani alla cintura o alle tasche dei pantaloni). Per stabilizzare il ginocchio, che pure va incontro a una limitazione della estensione per retrazione degli ischiocrurali, il paziente aumenta ulteriormente l'intrarotazione dell'arto in appoggio; questo favorirà lo sviluppo di una retrazione del muscolo tensore della fascia lata che verrà sfruttato per facilitare l'avanzamento dell'arto in volo e per incrementare la lunghezza del passo attraverso un meccanismo "a compasso" (l'avanzamento dell'arto in volo avviene essenzialmente grazie a una intrarotazione dell'anca in appoggio, ed è tanto maggiore quanto maggiore è l'abduzione dell'arto). Successivamente potranno venire utilizzate ortesi coscia gamba piede.

Il cammino a questo punto è assai lento, i passi molto corti. Nelle fasi terminali del cammino il soggetto si appoggia alle pareti e ai mobili per equilibrarsi. Quando la debolezza muscolare rende assai difficile bilanciare il tronco e quando le retrazioni raggiungono un livello tale da non poter più consentire alcuna stabilità, il paziente passa alla carrozzina.

Le ortesi. Sono indicate, fin dai primi segni della malattia, ortesi statiche notturne (AFO e KAFO), con lo scopo di limitare-ritardare lo sviluppo di retrazioni muscolari, che comunque non possono essere evitate facendo parte della storia naturale di questa malattia. Quando le retrazioni rendono le ortesi intollerabili, si ricorre spesso alla chirurgia (semplice tenotomia del tendine d'Achille, del tensore della fascia lata, a volte degli ischiocrurali e dei flessori superficiali delle anche), il cui scopo è anche quello di ritardare l'abbandono del cammino con tutte le conseguenze che questo comporta (sviluppo di scoliosi a rapida evoluzione e di insufficienza respiratoria).

Le ortesi dinamiche vengono generalmente utilizzate per la stazione eretta e il cammino solo dopo la chirurgia. Si tratta di ortesi coscia-gamba-piede (KAFO) rigide alla tibiotarsica, con regolazione dell'angolo articolare e dell'altezza del tacco tale da consentire la stabilizzazione delle anche (vedi paragrafo 2.2. e figure 50;51), bloccate al ginocchio in estensione o a un angolo proporzionale all'angolo di flessione dell'anca (se l'anca è flessa anche il ginocchio deve essere flesso per garantire l'equilibrio), con possibilità di sblocco per la posizione seduta.

BIBLIOGRAFIA

American Spinal Injury Assosiation: The International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. Rev. Ed Chicago American Spinal Injury Association, 1996-2000.

Atlas of orthotics: Biomechanical principles and application The CV Mosby Company Saint Louis, 1975

Basmajian J, De Luca C: Muscles alive. Williams & Wilkins Ed, 1985.

Baker L.D.: Triceps surae syndrome in cerebral palsy. Arch. Ort. Surg., 63, 216, 1954.

Basaglia N., Mazzini N.: *Le ortesi nella riabilitazione del paziente emiplegico adulto*. Arcispedale S. Anna di Ferrara vol. XXXI, n°4, 1981.

Bleck E.: *Orthopaedic management in cerebral palsy*. Mac Keith Press, Oxford Blackwell Scientific Publications Ltd. Philadelphia: J.P. Lippincott Co. , 1987.

Blount WP: *Tibia vara*. *J. Bone Joint Surg.* : 19: 1-19, 1937.

Boccardi S., Chiesa G., Pedotti A.: *New procedure for evaluation of normal and abnormal Gait*. *Am. J. Phys. Med.*: 163, 182, 1977.

Boccardi S., Pedotti A., Rodano R., Santambrogio C.: *Evaluation of muscular moments of the lower limbs joints by an on line processing of kinematic data and ground reactions*. *J.Biom.* 14, 1: 35-45, 1981.

Boccardi S., Lissoni A.: *Cinesiologia vol. III*. Soc. Ed.Universo, Roma, 1984.

Boccardi S., Lissoni A.: *Cinesiologia vol. II*. Soc. Ed.Universo, Roma, 1978.

Boccardi S, Lissoni A: *Cinesiologia Vol.I*. Soc. Ed. Universo, Roma, 1976.

Bowker P: *Biomechanics of orthoses*. *Physiotherapy*, June 1987, vol. 73, n°6.

Bowker P, Condie DN, Bader DL, Pratt DL: *Biomechanical basis of orthotic management*. Butterworth Heinemann , 1993

Bunch WH, Keagy RD: *Principles of orthotic treatment*. The C.V. Mosby Company, Saint Louis, 1976.

Butler P.B, Nene A.V: *The biomechanics of fixed ankle foot orthoses and their potential in the management of cerebral palsied children*. *Physiotherapy*, february 1991, vol. 77, n°2, 1999.

Cavagna G: *Meccanica del muscolo e della locomozione*. R. Cortina Ed.1989.

Cerny k: *Pathomechanics of stance*. *Physical Ther.*, Vol. 64 n°12, December 1984.

Cochran GVB: *A primer of orthopaedic biomechanics*. Churchill Livingstone New York Edinburgh London Melbourne, 1982.

Cooperman D, Stulberg D: *Ambulatory containment treatment in Perthes' disease*. *Cl. Orthop. and rel research* n° 203 Febr 1986Deusinger RH: *Biomechanics in clinical practice*. *Phis. Ther.*64: 1860-1868, 1984.

Ducroquet R, Ducroquet J, Ducroquet P: *La marche et les boïteries . Etude des marches normales et pathologiques* . Masson, Paris, 1965.

Ferrari A: *Malattie neuromuscolari: appunti di clinica e riabilitazione*. Ghedini Ed. Milano, 1981.

Ferrari A, Cioni G: *Le forme spastiche della paralisi cerebrale infantile*. Springer Ed, 2005.

Ferrigno G., Pedotti A.: *Elite: a digital dedicated hardware system for movement analysis via real time tv signal processing*. *Ieee trans. Bme*, 32-11: 943-950, 1985.

Gage GR: *Gait analysis in cerebral palsy*. In *Clinic in Developmental Medicine*. Mc Keith press, Lndon, 1991.

Ferrari A, Reverberi S, Benedetti MG: *L'arto inferiore nella paralisi cerebrale infantile*. Springer Ed, 2013.

Kapandji IA: *Fisiologia articolare*. Soc. Editrice Demi Roma, 1974.

Kerkum YL, Harlaar J, Buize AI, et al: *Ankle foot Orthoses for children with Cerebral Palsy walking with excessive knee flexion to improve their mobility and participation; protocol of the AFO CP study*. *Journal List BMC Pediatr* [v. 13: 2013](#).

Knutsson E: *Il cammino nel paziente emiplegico e il suo trattamento*. In: *Rieducazione funzionale del cammino, a cura di N. Basaglia e N. Muzzini, Liviana ed.*, 1985.

- Knutsson L., Clark D.E.: *Orthotic devices for ambulation in children with cerebral palsy and myelomeningocele*. *Phys. Ther.* 12, december 1991.
- Kobayashi T, Leung AKL et al: *The effect of varying the plantarflexion resistance of an ankle foot orthosis on knee joint kinematic in patients with stroke*. *Gait and posture* 37(3) ;457-459, 2013.
- Esquenazi A: *Computerized gait analysis for rehabilitation and surgical planning in upper motor neuron syndrome*. *Europa Medicophysica* Vol.35, settembre 1999 pp.11-118.
- Gage JR: *Surgical treatment of knee dysfunction in cerebral palsy*. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 253, 45-54, 1987.
- Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M: *Patello-femoral joint mechanics and pathology. Functional anatomy of the patello-femoral joint*. *The J. of Bone and Joint Surg.* Vol.58B: 287-290, 1976.
- Inman VT, Ralston HJ, Todd F: *Human walking*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1981.
- Jones RK, Nester CJ, Kim WY et al: *Direct and indirect orthotic management of medial compartment osteoarthritis of the knee*. *ESMAC meeting, Amsterdam September 2006*.
- Lehmann JF, Condon SM, De Lateur BJ, Price R: *Gait abnormalities in peroneal nerve paralysis and their corrections by orthoses: a biomechanical study*. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol .67, june 1986.
- Lehmann JF, Condon S.M., De Lateur b.J., Smith J.C.: *ankle foot orthoses : effects on gait abnormalities in tibial nerve paralysis*. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol 66:212-218, 1985.
- Lehmann JF, Condon S.M., De Lateur B.J., Smith J.C.: *Gait abnormalities in tibial nerve paralysis*. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol 66:80-85, 1985.
- Lehmann JF: *Biomechanics of ankle foot orthoses: prescription and design*. 60, 5: 200-207, 1979. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*
- Luria AR: *Come lavora il cervello*. Ed. Il Mulino, Bologna, 1978.
- Maquet P G: *Biomechanics of the knee*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York Tokyo, 1984.
- Mchugh B, Campbell J: *Below knee orthoses*. *Physiotherapy*, August 1987, vol.73: 12-25, n°8.
- McCullough NC: *Orthotic management in Adult Hemiplegia*. N°131, *Clin. Orthop. And Rel. Res.*, March-April, 1978.
- Morrison JB: *The mechanics of the human knee in relation to normal walking*. *J. Biomech.* Vol. 3, pag. 51-61, 1970.
- Occhi E: "CINESIOLOGIA IV" Soc. Ed. UNIVERSO ROMA, 2000."
- Occhi E: *Ausili e ortesi per il cammino*. In: *Progettare l'autonomia*. Giunti OS ED 2008.
- Perry J: *Gait analysis, normal and pathological gait*. Slach incorporated, 1992.
- Peizer E, Wright DW, Mason C: *Human locomotion*. *Bull. Prosthet. Res.* 10, (12), 48-105, 1996.
- Perthes G: *Uber Osteochondritis deformans juvenilis*. *Langenbecks Arch. Klin. Chir.* 22 (1920) 779.
- Pisani G: *Trattato di chirurgia del piede*. Minerva Medica, Torino, 1993.
- Pisani G: *Deformità delle dita nel piede cavo*. In: *Il piede cavo*. Aulo Gaggi Ed. Bologna, 1995.
- Radtko SA, Skinner SR, Johanson ME. *A comparison of gait with solid and hinged ankle-foot orthoses in children with spastic diplegic cerebral palsy*. *Gait Posture*. 2005;21:303-310.
- Rieglner HF: *Orthotic devices for the foot*. *Orthop. Rev.* 16, 1987.

- Richards J: *Biomechanics in clinic and research*. Churchill Livingstone ed. 2008.
- Romanini L et al: *Nostro orientamento nella correzione del piede equino spastico*. *Chir. Piede*, 10 (3), 1986.
- Romanini L et al: *La trasposizione del tibiale posteriore nella correzione del piede equino varo da PCI*. *Chir. Piede*, 9 (1), 1985.
- Root ML, Orien WP, Weed JH, Hughes RJ: *Biomechanical examination of the foot*. Clinical Biomechanics Corporation Publishers, Los Angeles, California, Usa, 1971.
- Rose G.K.: *Orthotics: principle and practise*. William Heinemann Medical Books, London, 1986.
- Salenius P, e Vankka E: *The development of the tibiofemoral angle in children*. *J. Bone Joint Surg.* 57A: 2598-271, 1975.
- Salter R.: *Legg Perthes disease: the scientific basis for the methods of and their indications* *Clin Orthop. and Related Research* N° 150 Jul-Aug.1980.
- Sammarco GJ: *Biomechanics of the foot*. In: Nordin M, Frankel VH: *Basic Biomechanics of the Skeletal System*. Lea and Febiger Ed. Philadelphia, 1989.
- Sharrard W.J.W.: *Paralytic deformity in the lower limb*. *J. Bone Joint Surg.* 49B, 4, 730-747, 1967.
- Somers MF, Ms,pt: *Spinal cord injury: functional rehabilitation*. Appleton and Lange ed. Norwalk, Connecticut, 1992.
- Stallard J: *Assessment of the mechanical function of orthoses by force vector visualisation*. *Physiotherapy*, august 1987, Vol.73: 12-25, n°8.
- Stallard J.: *Assessment of the mechanical function of orthoses by force vector visualisation*. *Physiotherapy*, august 1987, Vol.73: 12-25, n°8.
- Steindler A: *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions*. Springfield, IL, Charles C Thomas, 1955.
- Sutherland D.H, Davids J.: *Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy*. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 288: 139-147, 1993.
- Wells RP: *The projection of ground reaction force as a prediction of internal joint moments*. *Bull. Prosthet. Res.* 18: 15-19, 1981.
- Wiktorin von Heijne C, Nordin M: *Introduction to problem solving in biomechanics*. Philadelphia, Lea and Fabiger, 1986.
- Williams M, Lissner H: *Biomechanics of human motion*. Edited by B. Le Veau, 2nd ed. Philadelphia, Saunders, 1977.
- Winter DA: *Knee flexion during stance as a determinant of inefficient walking*. *Phys. Ther.* 63: 331-334, 1983.
- Winter DA: *The use of kinetic analyses in the diagnostics pathological gait*. *Phisiotherapy Canada* 33: 209-214, 1981.
- Wolf SI, Alimusaj M, Rettig O, Doderlein L. *Dynamic assist by carbon fiber spring AFOs for patients with myelomeningocele*. *Gait Posture*. 2008;28:175–177.

