

Università degli studi di Roma “Tor Vergata”

Dottorato di Ricerca in Neuroscienze

Ciclo XIX, 2003-2006

Neurofisiologia dello Sviluppo delle Capacità Locomotorie nel Bambino

Tesi di Dottorato in Neuroscienze

Candidato:

Nadia Dominici

Relatore :

Prof. Francesco Lacquaniti

Correlatore:

Dott. Yuri P. Ivanenko



Ai miei genitori

Ringraziamenti

Ringrazio tutti coloro che con il sostegno, l'incoraggiamento, le critiche, l'aiuto e la fiducia hanno reso possibile questo lavoro.

Primo fra tutti, il mio ringraziamento va al prof. Lacquaniti che mi ha permesso di fare ricerca in un laboratorio e in un gruppo stimolante e di così alto livello scientifico. I miei più sinceri ringraziamenti vanno inoltre al mio correlatore Yuri Ivanenko, per il suo continuo incoraggiamento e supporto. Grazie alle lunghissime discussioni affrontate e allo scambio di opinioni che abbiamo avuto sono emerse le domande scientifiche e le idee sviluppate in questa tesi.

Ringrazio tutti i miei collaboratori, a partire da Gianfranco Bosco per il sostegno e l'aiuto, e ringrazio tutti gli altri, che qui ora cito velocemente, per i consigli e per aver diviso con me la loro esperienza e il loro sapere Myrka Zago, Bill Miller, Vincenzo Maffei, Silvio Gravano, Andrea d'Avella, Mauro Carrozzo, Alessandro Portone e la dolce Elena Daprati, compresi gli ultimi giovani acquisti del laboratorio Emanuele, Marco e Alessandro. Per ultima, ma non per importanza, ringrazio Germana Cappellini, che ha condiviso con me una parte di questa ricerca, per i continui e interessanti confronti che abbiamo avuto, e per l'aiuto che mi ha sempre dato durante le registrazioni sperimentali, per questo ha vissuto con me le gioie di poter lavorare con questi "particolari soggetti", che ovviamente riempivano il laboratorio con le loro risate, ma al tempo stesso, anche la frustrazione di voler registrare dati di cammino quando il bambino in realtà non ha nessuna voglia di camminare ma vuole solo giocare e stare con la sua mamma.

Inoltre i miei ringraziamenti vanno a coloro che inizialmente ho conosciuto in questo dipartimento, e che ora svolgono le loro importanti ricerche in altri istituti, per il bellissimo tempo trascorso insieme che la profonda amicizia che ci continua a legare Laure Fernandez, Marco Iosa, Mounir Zok e Sylvie Duval.

Per la realizzazione di questo lavoro è stata fondamentale la disponibilità che ha spinto la maggior parte dei genitori a portare i loro bambini nel nostro laboratorio. Ringrazio mia sorella Pina per prima, che si è fidata di me la prima volta che gli ho detto "Pinetta, mi potresti prestare Riccardino e Luigi per fare delle prove in laboratorio, stiamo indagando su alcuni aspetti *fondamentali* dello sviluppo locomotorio?". Grazie per non avermi cancellata come sorella, e anzi,

aver incoraggiato questa mia strana ricerca. Un sincero ringraziamento va ai miei cugini, agli amici e per passaparola, agli amici di amici, che hanno portato i loro bambini qui, che hanno superato con la curiosità scientifica la naturale diffidenza e apprensione nei confronti di qualcuno che vuole fare esperimenti sul tuo bambino.

Considero la vita un viaggio, e "PER VIAGGIARE BASTA ESISTERE", per questo desidero ringraziare tutti coloro che hanno diviso una parte di questo viaggio con me, alcuni di loro, fondamentali, anche da lontano. Bertone, che ho cercato di seguire in ogni suo spostamento e che da sempre mi contagia con la sua passione per la fisica e continua ad aiutarmi a mantenere alto il mio entusiasmo per la ricerca, Daniele, prima da Marsiglia e poi dal Messico, e Fabio, sempre dalla fredda Zurigo, per la loro amicizia e il loro supporto. I miei amici di Roma, la mia Luisa, la piccola Ali che mi ha incoraggiato e mi è stata vicino soprattutto in questo ultimo periodo, Lorenzo e lo staff di "Buongiorno Nadia-Dominici", Gaia, Livia, Catello, Antonello, Daniele-Fisioterapista, Annalisa, Monica e il gruppo di amici e colleghi dello IUSM tra cui Claudia, Ciccio, Giuseppe e Valentina, ringrazio tutti, uno per uno, per aver arricchito le mie giornate ed aver diviso tutto questo con me.

I miei ultimi e più sentiti ringraziamenti vanno alla mia famiglia, per l'affetto e il sostegno che da sempre mi danno. E infine un grazie particolare ai miei genitori, a cui questa tesi è dedicata, per l'affetto e la loro costante presenza in questi anni.

Indice

Ringraziamenti	i
Elenco delle pubblicazioni fatte dal candidato	xiii
1 Introduzione	1
1.1 Una visione di insieme	1
1.2 Il "cammino" nell'evoluzione	4
1.3 Breve storia nel campo dello sviluppo motorio	9
1.4 Lo sviluppo fisico e motorio	14
1.4.1 Lo sviluppo prenatale	14
1.4.2 I movimenti prima della nascita	16
1.4.3 La nascita e il neonato	18
1.4.4 Riflessi e stereotipie nei neonati	19
1.4.5 Movimenti volontari nell'infanzia	32
1.4.6 Immaturità dei centri sopraspinali nei bambini	36
1.5 Organizzazione anatomo-funzionale matura del cammino	37
1.5.1 <i>Central Pattern Generators (CPGs)</i>	42
1.5.2 Attività muscolare e motoneuronale	47
1.5.3 Ruolo dell'informazione sensoriale	49
1.5.4 Controllo della cinematica nel cammino	49
2 Sviluppo del Meccanismo Pendolare	59
2.1 Un argomento semplice	60
2.2 Set-up sperimentale	65
2.2.1 Condizioni di cammino registrate	66
2.2.2 Analisi dati	69
2.3 Risultati	76
2.3.1 Cinematica dell'anca	78
2.3.2 Analisi dell'energia meccanica	81
2.3.3 Relazione con la velocità	85
2.3.4 Analisi della coordinazione inter-segmentale	91

2.3.5	Patterns dei momenti di forza	95
2.3.6	Analisi legate allo sviluppo	97
2.4	Discussione	98
2.4.1	Determinanti del meccanismo pendolare	100
2.4.2	Sviluppo dei patterns dei momenti di forza	102
2.4.3	Ruolo dell'esperienza di cammino indipendente	103
3	Effetto dell'instabilità sul cammino dei bambini	105
3.1	Visione generale	106
3.2	Set-up sperimentale	108
3.2.1	Condizioni di cammino registrate	108
3.2.2	Analisi Dati	110
3.3	Risultati	114
3.3.1	Effetto del contatto della mano sulla stabilità posturale	114
3.3.2	Patterns cinematici nel cammino con e senza supporto	116
3.3.3	Effetto del supporto del tronco	121
3.3.4	Che strategia usano i bambini durante i primi passi?	122
3.3.5	Comportamento prima e dopo i primi passi	123
3.4	Discussione	125
3.4.1	Caratteristiche cinematiche del cammino dei bambini	125
3.4.2	Somiglianza tra i passi nei bambini e il SIP negli adulti	128
3.4.3	Ruolo dell'esperienza nella maturazione del cammino	129
4	Ruolo del peso corporeo nel controllo locomotorio	131
4.1	Che cos'è il peso?	132
4.2	Set-up sperimentale	135
4.2.1	Condizioni di cammino registrate	135
4.2.2	Analisi Dati	137
4.3	Risultati	139
4.3.1	Caratteristiche generali della traiettoria del piede	139
4.3.2	Analisi del cammino a diversi livelli di BWS	142
4.3.3	Effetto del BWS sulla coordinazione inter-segmentale	144
4.3.4	Effetto del BWS sulla traiettoria del piede	146
4.4	Discussione	156
4.4.1	Considerazioni metodologiche	157
4.4.2	Effetto del BWS sul controllo motorio del piede nei bambini	159
5	Conclusioni	163
A	Appendici matematiche	169

Acronimi

173

Index

175

Elenco delle figure

1.1	Impronte fossili di due ominidi bipedi ritrovate in Tanzania	5
1.2	Confronto anatomico tra uomo, scimpanzè, <i>H. erectus</i> e <i>A. afarensis</i>	7
1.3	Conformazione anatomica delle gambe di un bambino	9
1.4	Schema della teoria dei sistemi dinamici	12
1.5	Tempi di emergenza di alcuni movimenti fetali	17
1.6	Tempi di emergenza dei riflessi primitivi e posturali	20
1.7	Riflesso di prensione	21
1.8	Riflessi di suzione dei punti cardinali	22
1.9	Riflesso del Moro	23
1.10	Riflessi tonico-asimmetrico e tonico-simmetrico del collo	24
1.11	Riflesso di prensione plantare	25
1.12	Riflesso di Babinski	25
1.13	Riflessi palmo-mento e palmo-mandibola	26
1.14	Riflesso della marcia automatica	27
1.15	Riflesso del gattonare	28
1.16	Riflessi di raddrizzamento del capo e raddrizzamento globale	29
1.17	Riflesso del "Labyrinthine"	29
1.18	Riflesso del "tirarsi sù"	30
1.19	Capacità motoria del gattonare	33
1.20	Tre forme di deambulazione precoce	35
1.21	Schema dell'organizzazione e delle interconnessioni del sistema motorio centrale	38
1.22	Esempio segnali afferenti durante la transizione stance-swing	40
1.23	Generatori spinali del cammino	43
1.24	Esempio di contrazioni nella progressione della lampreda	44
1.25	Esempio di EMG di una lampreda	45
1.26	Attività elettromiografica di 32 muscoli coinvolti nel cammino	47
1.27	Attività EMG al variare della velocità di progressione	48
1.28	Patterns spazio-temporali di attività degli α -motoneuroni	50
1.29	Cattura di sequenze motorie di Etienne-Jules MAREY	52
1.30	Fasi del passo	53

1.31	Cinematica del passo	55
1.32	Effetto del BWS sulla cinematica nell'adulto	57
1.33	Forma e variabilità della traiettoria del piede in un adulto	58
2.1	Pendolo semplice	63
2.2	Schematizzazione pendolo inverso nel cammino degli adulti	64
2.3	Set-up sperimentale: studio meccanismo pendolare	67
2.4	Esempio di registrazione delle forze di contatto	68
2.5	Schematizzazione arti inferiori	75
2.6	Sviluppo di alcuni parametri legati al passo	77
2.7	Diagrammi a stick di un bambino a 12.5 mesi e 17 mesi di età	79
2.8	Sviluppo della II° armonica di Fourier per GT_y	80
2.9	Sviluppo del meccanismo oscillatorio nella fase di appoggio	81
2.10	Spostamento verticale dell'anca, energia potenziale e cinetica del CoM durante il cammino	84
2.11	Parametri legati all'energia meccanica del CoM	86
2.12	Percentuale di recupero di energia in funzione di Fr	88
2.13	Percentuale di recupero di energia e correlazione in funzione di Fr dei nostri bambini	89
2.14	Angoli di elevazione e Piano di covarianza	92
2.15	Percentuali di varianza PV_1 , PV_2 e PV_3 e proiezioni sugli assi del terzo autovettore u_{3t} , u_{3s} e u_{3f} in funzione del tempo	93
2.16	Variabilità tra i passi del piano di covarianza	94
2.17	Momenti di forza in diverse fasi dello sviluppo	96
2.18	Comportamento prima e dopo i primi passi di cammino indipendente	99
3.1	Effetto dell'instabilità: condizioni di cammino registrate	109
3.2	Set-up sperimentale, EMG registrati	111
3.3	Registrazioni di CoP	112
3.4	Esempio di cammino con e senza supporto	114
3.5	Effetto del contatto della mano sui parametri legati alla locomozione	115
3.6	Cinematica del cammino in un bambino a diverse condizioni di supporto e un adulto rappresentativo	117
3.7	Esempio di EMG e variabilità spaziale del piede	120
3.8	Effetto del contatto della mano	121
3.9	Confronto tra SIP di un adulto e cammino di un bambino	124
3.10	Parametri locomotori prima e dopo i primi passi	126
4.1	Effetto del BWS: condizioni di cammino registrate	136
4.2	Stick-diagram e registrazioni di forze a diversi livelli di BWS	138
4.3	Diagrammi a stick e VM medi in soggetti di diversa età	141

4.4	Curve di maturazione della traiettoria del piede	142
4.5	Effetto del BWS sulla coordinazione inter-segmentale	144
4.6	Effetto del BWS sul <i>gait-loop</i>	145
4.7	Esempi due soggetti durante i primi passi indipendenti	147
4.8	Effetto del BWS sulla traiettoria del piede	148
4.9	Parametri legati alla traiettoria del piede a diversi BWS nei bambini più grandi e adulti	149
4.10	Parametri legati alla traiettoria del piede a diversi BWS nei bambini durante i primi passi indipendenti	150
4.11	Traiettorie medie del piede nello spazio	152
4.12	Spostamento verticale del piede e angoli articolari medi nel dominio del tempo	153
4.13	Analisi traiettorie rispetto all'anca	154
4.14	Esempio soggetto durante i primi passi e 9 mesi dopo	155
4.15	Effetto del BWS nei diversi gruppi di soggetti	156
4.16	Fotogrammi a stick dei primi passi e adulto durante lo swing) . . .	160
5.1	Sviluppo del cammino indipendente	166
A.1	Esempio delle forze e momenti agenti sul segmento piede	170

Elenco delle tabelle

2.1	Studio del meccanismo pendolare: gruppi in esame	66
2.2	Parametri medi legati al pendolo inverso	83
3.1	Studio dell'instabilità: caratteristiche dei gruppi in esame	109
4.1	Studio effetto BWS: caratteristiche dei gruppi in esame	135

Elenco delle pubblicazioni fatte dal candidato

- N. Dominici, Y.P. Ivanenko, F. Lacquaniti *Control of foot trajectory in walking toddlers: adaptation to load changes*. J. Neurophysiol. 2007, Jan 24; [Epub ahead of print].
- Y.P. Ivanenko, N. Dominici, F. Lacquaniti *Development of independent walking in toddlers*. Exercise and Sport Sciences Reviews. 2007. In Press.
- Y.P. Ivanenko, G. Cappellini, N. Dominici, R.E. Poppele, F. Lacquaniti *Coordination of locomotion with voluntary movements in humans*. J Neurosci. 2005, Aug 3; 25(31): 7238-53.
- Y.P. Ivanenko, N. Dominici, G. Cappellini, F. Lacquaniti *Kinematics in newly walking toddlers does not depend upon postural stability*. J Neurophysiol. 2005, Jul; 94(1): 754-63.
- Y.P. Ivanenko, N. Dominici, G. Cappellini, B. Dan, G. Cheron, F. Lacquaniti *Development of pendulum mechanism and kinematic coordination from the first unsupported steps in toddlers*. J Exp Biol. 2004, Oct 1; 207(Pt 21): 3797-810.

The great event in the child's life is his new ability to move freely and to control his movements...Some children in this period for a while disregard all toys and show little interest in companions; they behave as if they were drunk with the idea of space and even of speed; they crawl, walk, march and run, and revert from one method of locomotion to the other with the greatest of pleasure.

A.Freud e D.T.Burlingham, *Infants without families*, 1944

Che cosa c'è di speciale nei primi passi del bambino?



Capitolo 1

Introduzione

*Non credo che la pratica della scienza
possa andar disgiunta dal coraggio. Essa tratta
il sapere, che è un prodotto del dubbio;
e col procacciare sapere a tutti su ogni cosa,
tende a destar il dubbio in tutti.*

Bertolt Brecht, Vita di galileo, 1957

1.1 Una visione di insieme

A differenza dell'uomo, la maggior parte delle specie animali sono in grado di camminare a poche ore dalla nascita o comunque sorprendentemente presto. La lenta maturazione che avviene nella nostra specie si pensa collegata alla particolare complessità nello sviluppo del sistema nervoso centrale, e all'unicità della sfida del controllo posturale bipede. L'acquisizione della postura eretta è infatti un vincolo critico necessario che deve precedere lo sviluppo del cammino indipendente. Nonostante le impressionanti somiglianze riscontrate nel controllo sensoriale dei movimenti del cammino tra i bambini piccoli e gli adulti, e dei movimenti ritmici in genere, anche un'osservatore poco esperto nota che i primi approcci al cammino indipendente fatti da un bambino sono molto lontani dallo schema del passo maturo osservato in un adulto.

Il lavoro presentato in questa tesi si focalizza principalmente sullo sviluppo delle abilità locomotorie nel bambino; abbiamo cercato di indagare e di comprendere quali sono i meccanismi e le risposte di un bambino, quando per la prima volta compie i suoi primi passi bipedi. Questo tipo di studio ci ha permesso di fare determinate ipotesi sulle diverse "immaturità" riscontrate nel cammino del bam-

bino, la presenza o meno di particolari comportamenti o leggi cinematiche ci ha permesso di fare congetture su come tali leggi non siano completamente "innate" in noi, ma che necessitiamo di "apprenderle" con l'esperienza.

Il materiale contenuto in questa tesi è organizzato nel seguente modo:

- Nel Capitolo 1 (capitolo presente) viene fatta una revisione dello stato attuale delle nostre conoscenze sullo sviluppo motorio nell'uomo, sia dal punto di vista neurofisiologico che biomeccanico, con particolare riguardo alla locomozione. Inoltre verranno brevemente esposti gli strumenti adottati nella *gait analysis* e che noi abbiamo utilizzato nei capitoli successivi per valutare e studiare i vari aspetti legati alle capacità locomotorie nel bambino.

In questo capitolo introduttivo abbiamo cercato di fornire le informazioni necessarie per la comprensione dei capitoli successivi e che potessero inoltre fornire una cornice completa dell'argomento esposto in questa tesi.

- Il Capitolo 2 contiene lo studio di uno degli aspetti centrali legati alla locomozione: l'uso del meccanismo pendolare nel cammino. Sono inoltre forniti i dettagli per comprendere la fisica e le implicazioni nell'utilizzo di tale meccanismo. Questo capitolo si prefigge lo scopo di valutare se l'uso del meccanismo pendolare, che permette un utilizzo efficiente della "gravità" nel cammino, sia o meno un comportamento innato nell'uomo; tale valutazione verrà fatta eseguendo un'analisi dettagliata del cammino nei bambini durante i primi passi indipendenti, cioè quando per la prima volta devono integrare le informazioni gravitazionali, in posizione eretta, per spostarsi da un punto ad un altro.
- Nel Capitolo 3 viene esposto in dettaglio l'effetto dell'instabilità posturale come possibile causa dell'immatunità evidenziata nel cammino dei bambini durante i primi passi indipendenti. Dimostrando che durante i primi passi è presente un'alta instabilità nel cammino, abbiamo studiato un modo di eseguire prove e particolari manovre sperimentali che potessero ridurre l'effetto dell'instabilità posturale. Sono presentati i risultati dei nostri esperimenti e le discussioni che questo tipo di studio ha sollevato. Data la particolarità del pattern mostrato nei bambini durante i primi passi, si è cercato di rispondere anche al quesito circa il tipo di strategia locomotoria adottata da questi bambini.
- Il Capitolo 4 si incentra sullo studio degli effetti della riduzione di carico di peso corporeo sul cammino dei bambini. Nel caso degli adulti e dei bambini più grandi, il cammino non viene influenzato significativamente dal sollevamento del peso corporeo, cioè, anche in una condizione limite di sollevamento di $\sim 95\%$ del peso corporeo, un adulto continua a mantenere un alto controllo

della coordinazione inter-segmentale e del movimento del piede. Nel caso dei bambini durante i primi passi otteniamo che anche un parziale sollevamento del peso corporeo mostra un effetto significativo sui parametri caratteristici del cammino. Le differenze presentate nel caso dei bambini durante i primi passi, ci permettono di fare una serie di considerazioni sul ruolo del peso e dell'integrazione delle informazioni sensoriali e percettive a disposizione del bambino per un controllo motorio maturo.

- Nel *Capitolo 5* si raccolgono le conclusioni e le considerazioni finali degli studi esposti in questa tesi. I diversi aspetti che sono stati messi in luce durante il corso delle ricerche svolte nel corso di questo dottorato, hanno cercato di fornire una maggiore comprensione degli aspetti neurofisiologici che sono alla base dello sviluppo delle capacità locomotorie nel bambino.

1.2 Il "cammino" nell'evoluzione

Durante il diciannovesimo secolo fu proposta da Ernst Haeckel la teoria della ricapitolazione. Dalle sue parole " *Tutte e due le serie dell'evoluzione organica, l'ontogenesi dell'individuo e la filo-genesi della stirpe a cui esso appartiene, stanno fra loro nel più intimo rapporto causale. La storia del germe è un riassunto della storia della stirpe, o, con altre parole, l'ontogenesi è una ricapitolazione della filo-genesi*" (E. Haeckel "Storia della creazione naturale" Torino, UTET., 1892, pp. 178-179). In altri termini, semplificando, lo sviluppo dell'essere umano durante la gravidanza ed il primo anno di vita, ripercorrerebbe lo sviluppo delle specie viventi, dalle forme di vita inferiori fino a quelle più evolute. La versione originale di questa ipotesi è stata rigettata perchè considerata troppo semplificata e fuorviante. Comunque la biologia moderna riconosce molteplici connessioni fra ontogenia e filogenia e le spiega attraverso la teoria dell'evoluzione.

La linea filogenetica umana è lunga circa 6-7 milioni di anni: attorno a questa data è infatti vissuto in Africa un primate che è stato all'origine delle due linee evolutive che portano, rispettivamente, all'uomo moderno (attraverso le forme del genere *Australopithecus* e le diverse specie di *Homo*) da un lato, e dall'altro alle due specie di scimpanzè attualmente viventi. Una serie di ritrovamenti, a cominciare da *Ardipithecus ramidus* datato 4,4 milioni di anni fa, passando per *Orrorin tungenensis*, datato a poco meno di 6 milioni di anni fa, fino ad arrivare a *Sahelanthropus tchadensis*, datato fra i 6 e i 7 milioni di anni, ci ha condotto decisamente vicini al possibile antenato comune. Dal punto di vista del consenso scientifico, comunque, l'anello di congiunzione tra la nostra specie e i nostri parenti più prossimi non è ancora stato ritrovato, o almeno se è stato trovato non ha raccolto il consenso unanime della comunità paleoantropologica.

Il fatto comunque importante è che il **bipedismo** sembra essere presente (parzialmente anche se non completamente sviluppato) fin dai primissimi antenati posti sulla nostra linea evolutiva, ovvero immediatamente dopo la divergenza fra la nostra specie e quella degli scimpanzè (vedi Fig 1.1). Infatti è proprio la presenza della postura ortostatica e dell'andatura bipede facoltativa che permette di attribuire i fossili più antichi alla linea umana, escludendoli così anche alla candidatura ad anello mancante: si stima infatti che l'anello mancante avesse un'andatura più simile a quella adottata dallo scimpanzè attuale, o addirittura più primitiva, che a quella bipede tipica della nostra linea filogenetica, anche se queste differenziazioni sono teoricamente fragili. All'epoca in cui la celebre Lucy (*Australopithecus afarensis*) visse in Africa orientale, circa 3,2 milioni di anni fa, la deambulazione bipede era ormai la principale modalità di spostamento.

L'evento primo e fondativo nell'evoluzione della nostra specie è l'acquisizione della postura eretta e dell'andatura bipede. Per lungo tempo insomma i nostri antenati somigliavano più a scimmie bipedi piuttosto che umani quadrupedi: per



Figura 1.1: Impronte fossili ritrovate a Laetoli in Tanzania. Le impronte sembrano risalire a ~ 3.7 milioni di anni fa; a destra due ominidi bipedi che camminavano uno accanto all'altro con il primo ominide molto piú grande del secondo, quasi da far supporre che sia un adulto e un bambino. Tratto da Leakey e Hay, 1979 [107].

quattro milioni di anni hanno vissuto in Africa delle forme ominide che avevano postura eretta (e quindi forma scheletrica umana) e cervello analogo a quello di uno scimpanzè attuale.

Il bipedismo è una forma di locomozione unica e bizzarra; su oltre 250 specie di primati, solo una cammina abitualmente su due arti. Alcuni ricercatori considerano il bipedismo come il carattere chiave dell'essere umano, l'adattamento iniziale, quello che aprì la strada a tutti gli altri¹.

I biologi dell'evoluzione sono concordi sul fatto che spesso sono i cambiamenti del comportamento a determinare quelli della struttura anatomica. La locomozione bipede differisce in maniera sostanziale dalla locomozione quadrupede da imporre cambiamenti nell'intero scheletro. L'acquisizione della postura eretta diede inizio ad una cascata di modificazioni anatomiche (Fig. 1.2). Il cranio e la colonna vertebrale si allineano, portando la testa e il tronco su una linea verticale rispetto alle anche e ai piedi. Per poter sostenere il peso corporeo, e assorbire le forze

¹Il rapido sviluppo dimensionale del cervello ebbe inizio meno di 2 milioni di anni fa, ossia milioni di anni dopo la comparsa della postura eretta e dell'uso di strumenti.

generate dalla locomozione bipede, le articolazioni degli arti e la colonna vertebrale si rinforzano e il piede diventa arcuato. Il bacino si trasformò da quello allungato, a pala, tipico delle scimmie antropomorfe, in una struttura allargata e più bassa, a sella, che trasmettesse a terra il peso del tronco lungo le gambe e consentisse l'inserzione di muscoli robusti. Questo cambiamento migliorò la stabilità del corpo e l'efficienza della deambulazione eretta, ma restrinse in modo drastico il canale del parto². Tutte le alterazioni dell'architettura corporea, che possiamo osservare nella documentazione fossile, non comparvero improvvisamente da un giorno all'altro ma si affermarono nell'arco di molte generazioni e su lunghi periodi di tempo, in piccoli passi favoriti dalla selezione naturale.

Poichè il bipedismo rappresenta un passaggio cruciale dell'evoluzione umana, da sempre si cerca di darne una spiegazione ma nessuna è mai stata completamente persuasiva. Una prima teoria, che potremmo definire "ecologica", argomenta che in un ambiente aperto come quello che si supponeva essere stato la culla dell'intera evoluzione ominide, il bipedismo rappresentava un vantaggio perchè permetteva di controllare meglio il territorio, scorgendo i predatori con anticipo; la seconda famiglia di spiegazioni, che definiamo qui "alimentare", mette invece in relazione il bipedismo con la raccolta di cibo: esso permette infatti una maggiore efficienza nella raccolta, legata alla possibilità di spostarsi rapidamente e poi di trasportare il cibo raccolto fino al campo base facendo uso degli arti superiori; il terzo gruppo di spiegazioni, che definiamo "sociale", argomenta che il bipedismo sia utile per la vita riproduttiva e sociale. Ma nessuna di queste teorie ha mai proposto argomenti davvero convincenti a proprio sostegno.

Studiare da un punto di vista biomeccanico la deambulazione e la corsa permette di evidenziare quale traguardo stupefacente sia la locomozione eretta in termini di equilibrio, coordinazione ed efficienza. Le gambe di un essere umano che cammina si possono paragonare a pendoli invertiti (un'analisi approfondita di questo approccio viene rimandata nel capitolo 2), brevemente possiamo dire che usando una gamba rigida come punto di appoggio, il corpo oscilla sopra di esso descrivendo un arco, in modo che l'energia potenziale acquistata nel moto ascendente sia pressochè uguale all'energia cinetica generata in quella discendente. In questo modo il corpo immagazzina e recupera talmente tanta energia utilizzata per ogni passo, da ridurre il proprio carico di lavoro anche del 65%.

Nella corsa l'andatura cambia da una modalità oscillatoria a una rimbalzante, che sfrutta come molle elastiche i tendini delle gambe. La corsa, perfezionata dai nostri antenati circa 2 milioni di anni fa (Bramble e Lieberman, 2004 [22]), fu

²Questo portò ad un canale di parto estremamente poco pratico rispetto a quello degli altri primati e dello scimpanzè; il bacino femminile può essere considerato come un classico esempio di compromesso evolutivo, nella sua configurazione si fondono la necessità di una struttura scheletrica efficiente per una deambulazione bipede abituale e quella di consentire il passaggio a un bambino con il cervello grande e spalle ampie.

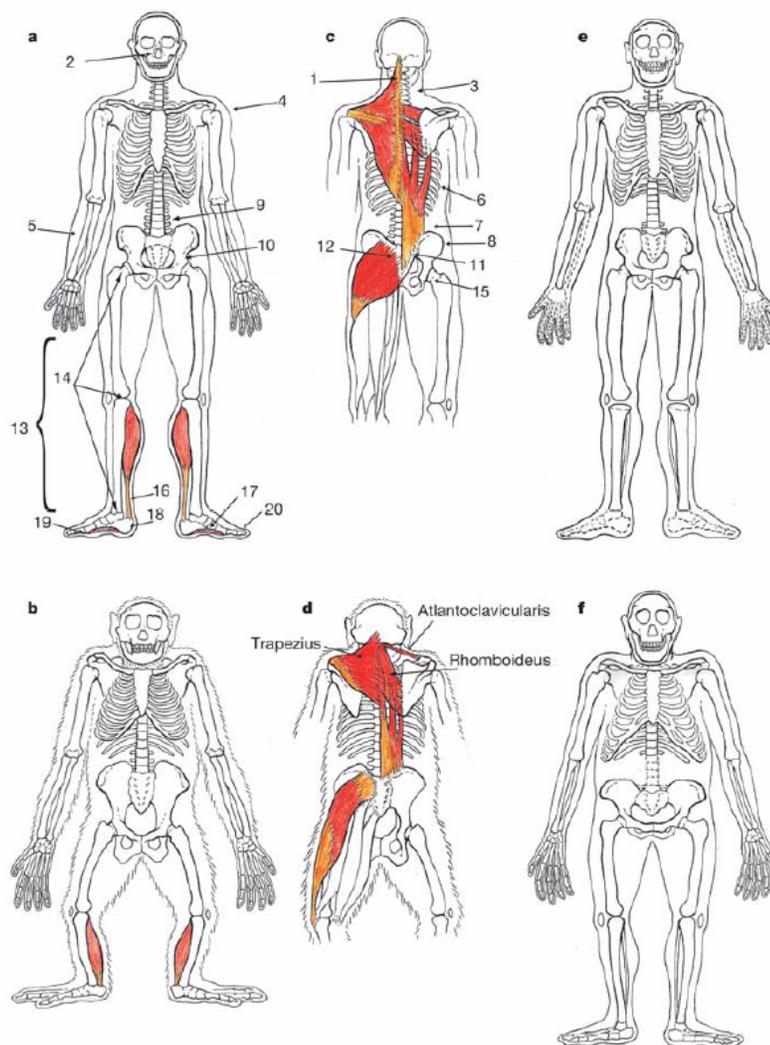


Figura 1.2: Confronto anatomico tra uomo, scimpanzè, *Homo erectus* e *Australopithecus afarensis*. **a, c** Vista anteriore e posteriore di uomo. **b, d** Vista anteriore e posteriore di uno scimpanzè. **e** Ricostruzione di *H. erectus*. **f** Ricostruzione di *A. afarensis*. Tratto da Bramble e Lieberman, 2004 [22].

essenziale per l'evoluzione di diversi caratteri, tra cui i tendini soprannumerari della gamba, la pelle relativamente priva di peli ma con abbondanti ghiandole sudoripare (che facilitano il raffreddamento) e il notevole sviluppo del muscolo gluteo massimo, il più grande fra i muscoli, che si incurva posteriormente e stabilizza il corpo, evitando che si inclini in avanti.

Oltre ad un'analisi degli innumerevoli vantaggi dovuti alla locomozione bipede, primo fra tutti l'aver le mani libere e l'efficienza, vanno comunque brevemente citati anche gli svantaggi e da queste il buon numero di patologie specificatamente umane che si associano alla locomozione eretta come il mal di schiena. Per sorreggere il capo ed equilibrare il peso corporeo sopra le articolazioni dell'anca e gli arti inferiori la colonna vertebrale ha acquistato una serie di curvature ad S; il cambiamento avvenne almeno 4 milioni di anni fa. Il sistema di curvature funziona dal punto di vista energetico e nel mantenere l'equilibrio per la deambulazione bipede, ma la zona inferiore della colonna è soggetta ad una pressione eccessiva e ad una forza obliqua esercitata sulla sua struttura dalla postura eretta e questo porta alle nostre patologie legate al mal di schiena.

Altro elemento che va menzionato in questa breve dissertazione è senz'altro il ginocchio, considerata come una tra le più mirabili invenzioni della natura, una struttura antica 360 milioni di anni e progettata per distribuire il peso tra gli arti, ma anche la più facilmente danneggiabile fra le articolazioni del nostro corpo. Nella camminata veloce o nella corsa, le forze assorbite dagli arti inferiori possono superare di parecchie volte il nostro peso corporeo. L'anatomia del bacino esercita una pressione in senso laterale sulle articolazioni degli arti inferiori, e a causa dell'ampiezza del nostro bacino il femore è angolato all'interno verso il ginocchio, anziché essere dritto, e questa angolazione, detta "valgismo fisiologico", garantisce che il ginocchio si trovi esattamente sotto il tronco per stabilizzarlo. Ma proprio questo particolare angolo implica che il ginocchio sia sottoposto a forze che minacciano di destabilizzarlo.

Altra caratteristica peculiare del nostro corpo sono i piedi; siamo l'unica specie di primati ad aver rinunciato al piede come organo prensile, il nostro alluce infatti non è più opponibile. Un sacrificio questo molto pesante. Il piede umano è un organo altamente specializzato, destinato a compiere due sole azioni: spingere in avanti il corpo nel passo e assorbire lo shock.

Le gambe arcuate e i primi passi di un bambino ricordano molto di più i suoi antenati scimmieschi piuttosto che i suoi genitori umani. Ma una volta imparato a mantenere la postura eretta e a camminare, le sollecitazioni sul femore promuovono una crescita differenziale dei due lati dell'osso, che dà origine al valgismo fisiologico tipico della nostra specie (vedi Fig. 1.3).



Figura 1.3: Conformazione anatomica degli arti inferiori di un bambino di 1 anno di età.

1.3 Breve storia nel campo dello sviluppo motorio

Sulla storia dello sviluppo motorio sono stati pubblicati negli anni diversi importanti lavori (Clark e Whitall 1989 [39]; Thelen 1987 [159]). Ci riferiremo in questo breve paragrafo al lavoro di Clark e Whitall 1989 [39] che pongono l'inizio dello studio di questa disciplina alle osservazioni svolte da Tiedemann nel 1787 dei primi due anni di vita di suo figlio. Secondo i due autori questo marca l'inizio del periodo che denominano " *periodo precursore*", il primo dei quattro periodi storici dello studio dello sviluppo motorio.

Nello schema che segue sono presentati questi quattro periodi, con l'accento alle diverse teorie ed approcci allo sviluppo motorio che caratterizzano tali periodi:

- **1787÷1928 Periodo Precursore:**

come metodo per studiare lo sviluppo motorio si usa l'osservazione descrittiva; come detto precedentemente l'osservazione che esegue Tiedemann su suo figlio demarca l'inizio di questa era. Tiedemann annota le sequenze comuni dei comportamenti motori e i periodi di transizione tra i diversi comportamenti, come per esempio tra il riflesso di prensione e la prensione volontaria. Il lavoro più influente in questo periodo è il lavoro di Darwin " *Biographical Sketch of an Infant*". Questi ricercatori erano comunque più interessati alla

funzione della mente, anche se la loro ricerca avvantaggiò molto gli studi successivi sullo sviluppo motorio.

- **1928÷1946 Periodo del Maturazionismo:**

emerge lo sviluppo motorio come area di primo interesse e predomina la corrente di pensiero del maturazionismo. Questa teoria considera i processi biologici come i maggiori influenti sullo sviluppo motorio; c'è una relazione causale tra lo sviluppo di strutture neuro-anatomiche e la comparsa di nuove abilità motorie (lavori di Gesell 1928 [1] e McGraw 1935 [113]). In seguito allo sviluppo del sistema nervoso, comportamenti inizialmente controllati dai centri sottocorticali, come i cosiddetti "riflessi primitivi", passano sotto il controllo di strutture corticali più evolute (un esempio è l'evoluzione del riflesso di prensione in prensione volontaria di oggetti da parte del bambino).

Lo sviluppo è visto come una sequenza universalmente invariabile di tappe e si invoca il ruolo dell'esperienza soltanto per spiegare le differenze individuali nell'età di comparsa delle nuove abilità. Lo sviluppo motorio segue la **legge della progressione** legate alla maturazione:

- **cefalo-caudale:** il controllo del capo e dell'asse corporeo precede quello degli arti
- **prossimo-distale:** lo sviluppo dei movimenti delle parti prossimali precede quello delle parti distali degli arti.

- **1946÷1970 Periodo Normativo/Descrittivo:**

il periodo tra il 1940 e il 1960 viene definito "dormiente" per l'interesse nei confronti dello sviluppo motorio. Un nuovo interesse rinasce intorno al 1960; questa rinascita è portata avanti dai ricercatori di educazione fisica interessati ai movimenti dei bambini e interessati allo sviluppo di test standardizzati per poter misurare le capacità motorie.

- **1970÷oggi Periodo "Process-Oriented":**

il periodo più recente è caratterizzato da un ritorno allo studio dei processi di fondo sullo sviluppo motorio, piuttosto che ad una semplice descrizione dei cambiamenti che avvengono. Un forte interesse si è sviluppato sulla **teoria dell'elaborazione dell'informazione (HIP)** che vede la mente umana molto simile ad un computer. Secondo questo approccio lo sviluppo delle diverse funzioni (inclusa quella motoria) corrisponde alla costruzione di un sistema gerarchico di routine, schemi e rappresentazioni, che diviene sempre più complesso in funzione delle continue interazioni con gli stimoli esterni.

Una seconda era di questo periodo inizia nel 1980 con il lavoro di Kugler *et al.* (1982 [100]) che richiamano l'interesse sulla **teoria dei sistemi dinami-**

ci. Questa teoria si discosta in modo sostanziale dalla teoria dell'elaborazione dell'informazione e presuppone che i sistemi che si modificano sono complessi, coordinati, e qualche volta auto-organizzati. Secondo questa teoria lo sviluppo motorio è dovuto non tanto all'intervento di un singolo sistema (ad esempio la maturazione del sistema nervoso centrale), quanto all'interazione di diversi sistemi tra i quali, oltre ai fattori intrinseci al sistema nervoso centrale, vanno considerati i fattori ambientali (muoversi in un sistema sotto l'azione del campo gravitazionale) e le caratteristiche biomeccaniche dell'individuo (forze inerziali e forze dipendenti dal movimento). L'acquisizione di un nuovo comportamento motorio, per esempio la deambulazione, dipende dalla continua cooperazione tra i diversi sottosistemi che contribuiscono a quella specifica condotta (Thelen, Ulrich e Jensen 1989 [162]). Seguirà una piccola sezione più dettagliata sulla teoria dei sistemi dinamici in quanto è uno degli approcci allo studio dello sviluppo motorio attualmente più sviluppati.

La teoria dei sistemi dinamici:

Tra la fine del 1970 e gli inizi del 1980 si verificò un forte cambiamento di pensiero nel campo del controllo motorio con delle importanti ripercussioni nello studio dello sviluppo motorio. Nei tre lavori pubblicati da Kelso, Kugler e Turvey (Kelso *et al.* 1980 [95] e Kugler *et al.* 1980 [99], 1982 [100]) gli autori sostengono che il movimento non può essere considerato soltanto un "read out" dei comandi motori immagazzinati e rilasciati dal sistema nervoso centrale ma piuttosto il risultato di una complessa interazione tra sistema nervoso e corpo, fornendo quindi evidenze che le proprietà fisiche del corpo hanno un ruolo cruciale nei comportamenti motori osservati. Ma è solo con il lavoro del gruppo di Thelen (1984 [160]) che i ricercatori nel campo dello sviluppo motorio hanno cominciato a prendere in considerazione questo aspetto.

Questa teoria riconosce l'esistenza di una varietà di sistemi che interagiscono con il nostro sistema nervoso per creare il movimento umano. In Fig. 1.4 ne è mostrata una semplice rappresentazione. Le forze gravitazionali ne sono l'esempio più facile da riconoscere. Quando ci muoviamo il loro impatto con i nostri sistemi neurologici, muscolari e scheletrici è costantemente alterato se il corpo o una parte di esso cambia posizione. Allo stesso modo l'effetto del movimento di una parte di esso altera il processo di movimento di un'altra. Sotto questa prospettiva il movimento è il prodotto di un'intero sistema che contiene numerosi componenti o sottosistemi in continua interazione e modificazione. Il sistema nervoso, originariamente considerato il solo fattore determinante al movimento, è ora considerato una parte di questo sistema e deve anche cambiare e interagire dinamicamente

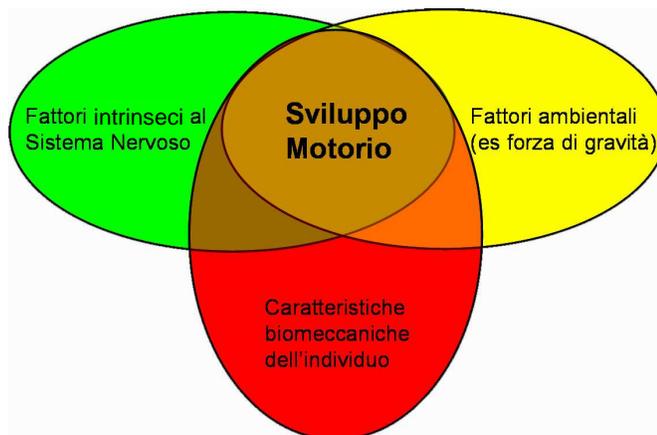


Figura 1.4: Schema a blocchi della teoria dei sistemi dinamici.

con tutte le altre componenti per ottenere un movimento coordinato ed efficiente (Kamm, Thelen e Jensen 1990 [94]).

Un forte impulso allo sviluppo della teoria dei sistemi dinamici è stato fornito dal lavoro sulle "sinergie" fatto da Haken 1983 [70] e con l'intuizione di adattare l'idea delle sinergie al movimento umano. La teoria dei sistemi dinamici presuppone che un movimento può essere ottenuto come risultato di una combinazione quasi infinita delle interazioni delle parti costituenti. Ad ogni modo i fautori di questa teoria riconoscono l'esistenza di gruppi di interazioni che sono più facilmente realizzabili di altre perchè queste richiedono meno energia. Queste particolari interazioni di variabili sono chiamati **attrattori**. Il concetto di attrattore è fondamentale nell'approccio dei sistemi dinamici allo sviluppo umano. Le componenti multiple di un sistema complesso, come potrebbe essere quello legato allo sviluppo umano, potrebbero cooperare per produrre un quasi illimitato insieme di *patterns*³ nel tempo e nello spazio. Il sistema delle traiettorie va ad occupare solo certe posizioni nello spazio degli stati n-dimensionali, e un tale sottoinsieme di punti dello spazio, è noto come attrattore del sistema, perché il sistema preferisce quella configurazione indipendentemente dal punto di partenza. Definire un pattern come un attrattore vuol dire parlare e dichiarare la stabilità del sistema. La stabilità dell'attrattore può essere misurata in tre modi:

- tramite la probabilità statistica che il sistema si troverà in quello stato
- con la variabilità del sistema intorno al valore medio dello stato

³Il termine "*pattern*" è molto usato in neurofisiologia e indica una particolare 'forma' o 'configurazione' o 'schema' realizzato da uno o più parametri fisiologici sia nel tempo che nello spazio.

- e tramite la risposta del sistema a deboli e forti perturbazioni; un sistema stabile resiste alle perturbazioni e recupera velocemente lo stato quando viene perturbato.

Un attrattore può essere relativamente forte o debole dipende da quanto facilmente il sistema ritorna in quello stato.

Un altro principio di base della teoria dei sistemi dinamici è dato dall'assumere lo sviluppo motorio come in continua modificazione. Lo sviluppo motorio avviene se una componente o un sottosistema si modifica. Infatti lo sviluppo o l'emergere di uno o nuovi sottosistemi potrebbe causare la scomparsa di uno precedentemente esistente. La modificazione di un sottosistema potrebbe alterare le caratteristiche di un attrattore esistente. Per esempio all'aumento di peso del neonato dovuto alla normale crescita, la sua velocità nel cammino potrebbe diminuire al punto da far cessare i passi. Il fattore che si pensa essere il principale responsabile alla modificazione del sistema, in questo caso l'aumento di peso, è noto come **parametro di controllo**. La teoria sostiene che durante i periodi di cambiamento l'intero sistema diventa vulnerabile a più cambiamenti, al punto tale che fattori normalmente insignificanti possono trasformarsi in parametri di controllo. Benchè lo sviluppo di solito avviene attraverso una serie di passaggi, tra gradi di stabilità di diverso tipo, un attrattore eccezionalmente forte può causare una fase di stabilità tale da impedire lo sviluppo.

La capacità di usare una teoria così complessa, come la teoria dei sistemi dinamici, è stata aiutata dall'avvento e il miglioramento delle tecnologie di ricerca. Migliorare l'analisi della cinematica e dinamica, permette una più dettagliata quantificazione e perciò, una maggiore comprensione dei particolari dell'organizzazione e dello sviluppo del movimento. Ora è possibile tracciare accuratamente e seguire l'evoluzione temporale del movimento degli arti con una precisione che va oltre $1mm$, e in questo studio è stata ampiamente utilizzata tale tecnologia. Combinando inoltre questi dati con altre tecnologie avanzate, come l'analisi dei dati elettromiografici, è possibile far nascere nuovi scenari e analizzare diversi punti di vista dello sviluppo motorio.

Per una maggiore comprensione, prima di concludere, si cercherà di chiarire le differenze tra la teoria del maturazionismo e la teoria dei sistemi dinamici con un esempio concreto, sul quale le due teorie forniscono spiegazioni alternative; si tratta della scomparsa e la successiva ricomparsa della marcia automatica. Come visto precedentemente, nel riflesso della marcia automatica, se il neonato viene sostenuto per il tronco e i piedi appoggiati al suolo compie dei passi molto simili alla deambulazione. Di solito dopo qualche mese questa abilità scompare, per ricomparire verso la fine del primo anno con l'inizio del cammino volontario, prima con supporto e poi indipendente. Le due interpretazioni a questo fenomeno sono le seguenti: il modello classico prevede che la marcia automatica viene inibita e soppressa dal-

la progressiva maturazione dei centri nervosi che controllano il movimento, i quali generano quindi la capacità matura di camminare; invece gli studiosi che si ispirano alla teoria dei sistemi dinamici ipotizzano l'influenza di altri fattori, di natura non neurologica, per spiegare questo fenomeno. La scomparsa della marcia automatica e la ricomparsa nei mesi successivi come deambulazione sarebbe dovuta a fattori puramente fisici; nel neonato infatti la forza dei muscoli delle gambe non è più sufficiente a sostenere il peso del corpo che si accresce rapidamente nel corso del primo anno di vita. E' proprio nel lavoro classico già citato di Thelen (vedi Thelen *et al.* 1984 [160]; Thelen e Cooke 1987 [159]) che viene confermata questa ipotesi attraverso una serie di esperimenti in cui si modifica artificialmente il peso della gamba con l'aggiunta di pesi, oppure immergendo parzialmente il bambino nell'acqua, e il risultato è che la marcia aumentava o diminuiva di intensità. Con questo lavoro si sostiene che i cambiamenti fisici delle gambe dei neonati, che portano ad un'aumento di peso senza il proporzionato aumento di forza muscolare, spiega la scomparsa della marcia automatica. Non c'è bisogno di invocare nessuna inibizione corticale (come invece prevede la teoria classica) per spiegare questo fenomeno. Inoltre già i dati presentati da Zelazo *et al.* nel 1972 ([181]) supportano questa posizione mostrando che il gruppo di neonati che esercitano quotidianamente il riflesso di marcia automatico non perde questa capacità, ma anzi aumenta di frequenza se messo a confronto con il gruppo di controllo che non riceve nessuna pratica, e inoltre i bambini che si esercitano quotidianamente camminano indipendentemente circa 1 mese prima di quelli nel gruppo di controllo.

1.4 Lo sviluppo fisico e motorio

I cambiamenti fisici e neurofisiologici sono il risultato della continua interazione fra fattori biologici (ereditarietà) e fattori ambientali (Bernstein 1967 [16]). E' molto importante conoscere questi fattori sia per comprendere le modalità con cui si realizzano le caratteristiche comuni della specie, sia per cogliere le differenze che rendono ciascun individuo diverso dagli altri, nell'aspetto fisico e nel comportamento.

1.4.1 Lo sviluppo prenatale

Al momento in cui nasce il bambino ha già alle spalle 9 mesi di vita "prenatale". In questo periodo si realizzano eventi che portano in un tempo relativamente breve, all'organizzazione di un individuo maturo e capace di sopravvivere nell'ambiente esterno.

Dopo che i processi di ovulazione, fertilizzazione e impianto dell'uovo hanno avuto luogo, si distinguono 2 fasi nello sviluppo prenatale:

1. lo sviluppo dell'*embrione*
2. lo sviluppo del *feto*

1.4.1.1 Il periodo embrionale

Il periodo embrionale va dall'inizio della terza alla fine dell'ottava settimana di gestazione. In questo periodo l'embrione diventa un feto, cioè un'organismo con caratteristiche umane riconoscibili. Le cellule si differenziano dando origine alle diverse regioni corporee (testa, tronco e arti) e a tessuti specializzati, come quello muscolare.

All'inizio della quarta settimana si sviluppano le cellule del sangue, inizia la formazione del sistema nervoso e del cuore, che comincia a battere. A partire dalla quinta settimana sono riconoscibili il cervello e il midollo spinale, gli occhi, le orecchie e il naso, e si stanno già formando i reni e i polmoni. Questo rappresenta il periodo di più rapida crescita dell'intera vita umana; infatti alla fine del secondo mese l'embrione è lungo all'incirca 2.5cm .

E' durante questo periodo che l'embrione è più suscettibile all'influenza dei *teratogeni*.

1.4.1.2 Il periodo fetale

Il periodo fetale comincia con la nona settimana e si conclude al termine della gestazione. Nel corso di questo periodo la testa del feto, che fino a questo momento era grande quanto il resto del corpo, cambia in proporzione diventando pari ad un quarto alla fine della gestazione. I diversi sistemi dell'organismo sono formati e cominciano a funzionare fin dal terzo mese. Una rete di controlli nervosi si sovrappone all'attività muscolare diffusa, integrandola e rendendo possibile un comportamento strutturato. Il quarto mese rappresenta il periodo di crescita più veloce; le labbra del feto diventano sensibili al tatto, dopo i cinque mesi la pelle è completamente sviluppata; compaiono anche i capelli e le unghie. Il feto alterna periodo di sonno a periodi di attività, e nel corso del sesto mese è in grado di aprire e chiudere gli occhi, i quali ben presto distinguono la luce dall'oscurità. Negli ultimi mesi si completano l'accrescimento e la maturazione funzionale degli organi. Il feto sembra meno attivo che nei mesi precedenti poichè crescendo ha a disposizione uno spazio minore all'interno dell'utero. Tra la 26° e la 28° settimana il feto oltrepassa la linea di demarcazione che separa la sopravvivenza dalla morte, in caso di nascita prematura. L'osservazione di bimbi prematuri sopravvissuti ci rivela quanto le ultime settimane di gestazione siano importanti per la maturazione

del comportamento. Il tono muscolare aumenta, i movimenti diventano più rapidi e frequenti, il ritmo respiratorio si regolarizza e si consolida il riflesso di suzione. In questo modo un bimbo nato a termine risulta provvisto di una intera gamma di comportamenti.

1.4.2 I movimenti prima della nascita

In passato intorno agli anni '20, i ricercatori interessati a studiare la motricità prenatale, analizzavano il primo manifestarsi di questi riflessi in bambini nati prematuri o in feti nati da aborti e poi tenuti artificialmente in vita per qualche minuto in soluzioni speciali. Verso gli anni '40-'50 per eseguire questi studi venivano utilizzati dei dispositivi meccanici sull'addome della madre.

Negli ultimi anni le nostre conoscenze sulla motricità fetale sono completamente cambiate, grazie all'introduzione di nuove tecniche a ultrasuoni, come l'ecografia, che consentono di osservare il comportamento fetale direttamente nell'utero materno, in modo innocuo, sia per la madre che per il feto. La possibilità di visualizzare il feto consente non solo di misurarne l'accrescimento fisico (individuando in questo modo ritardi o malformazioni), ma anche di osservare i movimenti e di studiarne il comportamento.

Grazie a queste indagini sappiamo che il repertorio motorio è complesso sia dalle prime settimane di gestazione, ha una natura spontanea, piuttosto che riflessa, e presenta fasi di attività a fasi di riposo. Il feto reagisce anche agli stimoli, soprattutto a quelli sonori.

Per quanto concerne la precocità della motricità fetale, i primi movimenti (lente estensioni del capo) sono osservabili già alla 7^o settimana di gestazione. Essi sono seguiti da rapide contrazioni degli arti (*sussulti*) e da movimenti lenti e globali, che coinvolgono tutti i muscoli del corpo e che possono durare parecchi secondi. Da questo momento in poi il repertorio del feto si arricchisce rapidamente di nuovi **schemi motori**: movimenti delle braccia, delle gambe, delle dita e del capo, stiramenti, movimenti di suzioni e deglutizione, singhiozzi, sbadigli. Questi movimenti non sono disordinati e caotici, ma vengono eseguiti con grazia e armonia, anche in virtù dell'ambiente liquido in cui avvengono. Essi sono in buona misura identici a quelli che si possono osservare nel neonato, e in alcuni casi simili a quelli dell'adulto.

Un importante cambiamento nella motricità del feto si verifica nella seconda metà della gravidanza. Nei mesi che precedono il parto le madri spesso notano periodi di completa immobilità fetale. Ciò avviene perché il feto sta maturando quella periodicità di momenti di attività e riposo che in seguito ritroveremo anche nel neonato.

Prechtl (1997 [135]) e il suo gruppo (de Vries *et al.* 1984 [93]) hanno svolto una serie di studi longitudinali sullo sviluppo della motricità fetale. In questi studi è

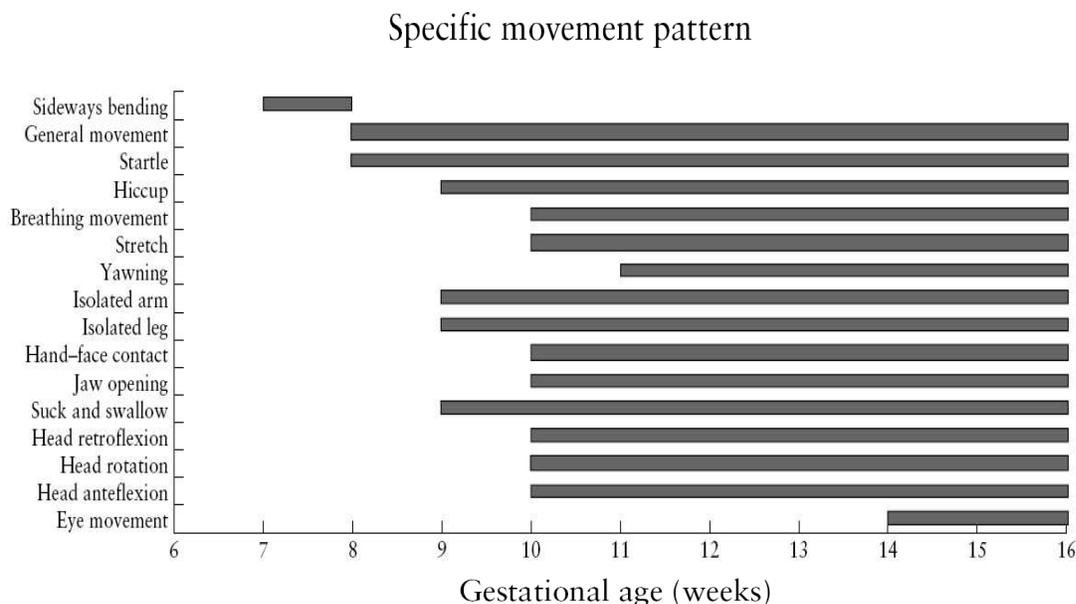


Figura 1.5: Tempi di emergenza di specifici movimenti fetali. Tratto da de Vries e Fong, 2006 [165].

stato registrato il comportamento spontaneo di feti seguiti da 7 a 20 settimane. Gli autori hanno riportato che i primi movimenti osservati sui feti sono lente estensioni della testa alla 7^a settimana di gestazione, seguiti da sussulti e movimenti globali (*General Movements*, GM). Nelle settimane successive compaiono i singhiozzi e i movimenti di braccia e gambe e dopo la decima settimana compaiono i movimenti di retroflessione del capo, i movimenti di rotazione del capo e il contatto mano-faccia. Seguono poi i movimenti respiratori (contrazioni ritmiche del diaframma; e sono movimenti di natura paradossale in quanto il feto non può realmente respirare), stiramenti, movimenti di apertura della bocca e anteflessione del capo e poco dopo sbadigli, poi movimenti ritmici di suzione spesso seguiti da deglutizione. In Fig. 1.5 è mostrata una tabella da de Vries e Fong, 2006 [165] con i tempi di emergenza di alcuni movimenti fetali.

Molti movimenti evidenziati nel feto sono presenti anche nel neonato pretermine e in quello a termine e questo dimostra una continuità tra la vita prenatale e quella postnatale. Questo tipo di sviluppo non è unico della specie umana. Dallo studio di altri vertebrati sappiamo che questi comportamenti innati del movimento sono governati da "Central Pattern Generators", CPGs. Benchè sia molto difficile

da provare è probabile che questi movimenti innati del feto e dei neonati, siano generati da tipi simili di reti centrali epigenetiche. Una discussione più dettagliata del CPG si rimanda alla sezione 1.5.1.

Prechtl (1997 [134]) ha scoperto inoltre che una valutazione sulla qualità dei *GM* nei neonati ad alto rischio di paralisi cerebrale (*CPI*) è un potente mezzo per predire lo stato neurologico. Si trova che comportamenti motori anormali sono fortemente associati con lesioni del cervello immaturo e con il successivo sviluppo della *CPI*.

Paralisi Cerebrale Infantile

Con Paralisi Cerebrali infantili (PCI) si indica un insieme di sindromi eterogenee che, accomunate da un evidente disturbo motorio di origine encefalica, si manifestano entro il primo anno di vita. L'alterazione, persistente ma non immodificabile, che si verifica a carico del movimento e della postura, è dovuta ad una alterazione non progressiva del sistema nervoso centrale, avvenuta durante la sua maturazione, a cui si associano altri disturbi più o meno intensi di tipo sensoriale, mentale, convulsivo, linguistico ed emotivo. Secondo il punto di vista classico, la PCI è caratterizzata e definita come una disabilità motoria: i sintomi principali che condizionano la diagnosi e la prognosi, e che indirizzano la terapia riabilitativa sono i segni neuro-motori; tuttavia sono presenti segni sensoriali e percettivi che influiscono in modo ed in misura rilevante sull'evoluzione neuromotoria e cognitiva nella maggioranza dei bambini con PCI, specialmente quelli dei sottotipi spastico ed atetoide.

1.4.3 La nascita e il neonato

Il bambino viene al mondo con le competenze necessarie per sopravvivere nell'ambiente extrauterino. Il passaggio dall'ambiente intrauterino a quello extrauterino non è comunque facile. Il neonato si trova ad affrontare una serie di compiti nuovi: deve respirare ossigeno attraverso i polmoni anziché tramite il cordone ombelicale, nutrirsi attraverso la bocca, anziché dal sangue materno e termoregolare il proprio corpo in un ambiente che non ha più una temperatura costante. E' comunque vero che il bambino nasce con tutte le capacità per affrontare questi nuovi compiti: l'ossigenazione autonoma è assicurata dal **riflesso respiratorio**, che mette

subito in funzione i polmoni evitando così un'*ipossia*, la possibilità di ingerire cibo è assicurata dalla presenza di **riflessi di suzione** già consolidati alla fine dello sviluppo fetale. La termoregolazione autonoma presenta ancora qualche difficoltà; mancando quasi completamente di tessuti adiposi il neonato è svantaggiato nel mantenere costante la temperatura corporea.

La crescita postnatale generalmente viene suddivisa nelle seguenti fasi:

- **periodo neonatale:** dalla nascita alla 28° giorno di vita
- **prima infanzia:** 0-2 anni, in questo periodo si verifica un rapido sviluppo delle capacità motorie, nello spazio di qualche mese è capace di manipolare oggetti, muoversi nell'ambiente ed esplorarlo;
- **seconda infanzia:** 2-6 anni, in questo periodo il bambino impara ad andare in triciclo e ad usare le forbici, calcia e lancia la palla e impara a saltare e fare saltelli;
- **terza infanzia:** 6-10 anni, in questo periodo il bambino salta la corda e va in bicicletta senza rotelle;
- **adolescenza:** da 10 anni al completamento dello sviluppo sessuale.

1.4.4 Riflessi e stereotipie nei neonati

Il periodo della prima infanzia è uno dei periodi più affascinanti per lo studio delle capacità motorie del bambino. Due sono i principali tipi di movimenti che caratterizzano i primi mesi dopo la nascita del neonato:

1. movimenti riflessi
2. movimenti "stereotipie"

In questo paragrafo verranno descritti brevemente questo tipo di movimenti nel neonato e la loro importanza nel processo dello sviluppo motorio.

Il primo gruppo di movimenti, i **riflessi infantili**, sono i più noti e i più studiati, sono movimenti involontari; la maggior parte dei riflessi sono controllati a livello sottocorticale che letteralmente vuol dire "sotto il livello della corteccia cerebrale" e quindi avvengono senza un diretto coinvolgimento dei centri cerebrali superiori. I riflessi dei neonati, usati principalmente per protezione, nutrizione o per sopravvivere, vengono chiamati **riflessi primitivi**. Sono quei riflessi che compaiono durante il periodo di gestazione e alla nascita e di solito scompaiono intorno ai 6 mesi di età. Mentre i riflessi più strettamente legati allo sviluppo dei successivi movimenti volontari, sono noti come **riflessi posturali**.



Figura 1.7: Esempio di riflesso di prensione.

Riflesso di prensione della mano (*Palmar Grasp Reflex*)

Questo riflesso è uno dei più noti tra i riflessi dei neonati, ed è uno dei primi riflessi ad apparire. Normalmente appare in utero, all'incirca al V° mese di gestazione. Le caratteristiche di questo riflesso sono una risposta ad una stimolazione tattile del palmo della mano; quando il palmo è stimolato, tutte e quattro le dita della mano stimolata si flettono o si chiudono (vedi Fig. 1.7). Spesso il pollice non risponde a questo stimolo, ma nonostante questo, la presa del riflesso può essere sorprendentemente forte. Per esempio, se un adulto stimola contemporaneamente i due palmi del neonato, la risposta di prensione potrebbe essere sufficientemente forte da permettere all'adulto di sollevare completamente il bambino.

Il riflesso di presa dura per i primi 4 mesi, e un'azione di presa della mano probabilmente dura anche dopo questo tempo, ma diventerebbe volontaria, non più un riflesso. Infatti si pensa che questo riflesso giochi un ruolo molto importante nell'acquisizione di una precoce forma dei movimenti di raggiungimento e presa.

Recentemente dei ricercatori hanno scoperto che è possibile predire la manualità dell'adulto usando il riflesso di prensione, misurando la forza prensile di entrambe le mani. Altri ricercatori inoltre hanno determinato che una prensione palmare negativa (quando non è riuscito a comparire) è fortemente indicativo per disturbi neurologici, specialmente spasticità.

Riflesso di suzione (*Sucking Reflex*)

Anche questo riflesso è spesso presente nella vita prenatale e si manifesta precocemente nella vita del neonato. La risposta di suzione si manifesta quando la bocca viene a contatto con qualcosa che può essere succhiato, il seno della madre o le dita (vedi Fig. A 1.8). Questo movimento normalmente rimane un riflesso per i primi tre mesi dell'infanzia poi diventa volontario.

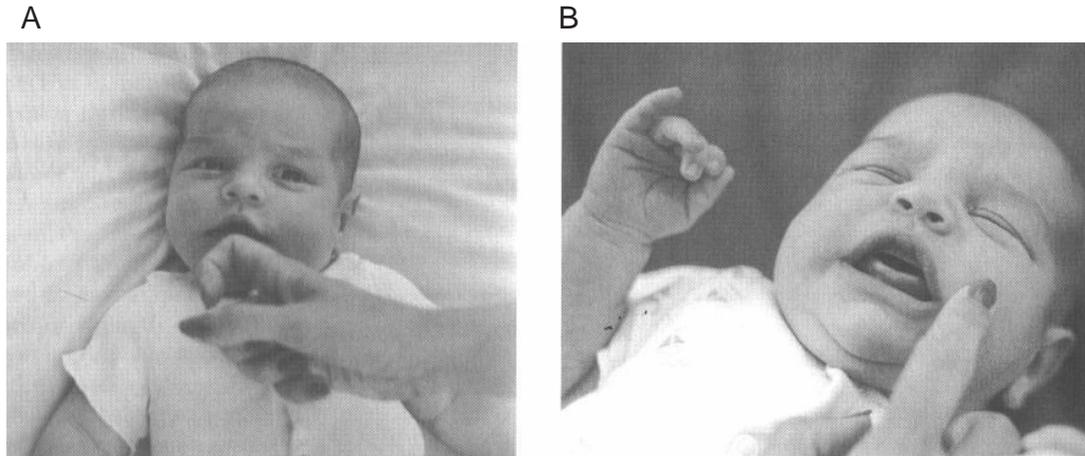


Figura 1.8: Esempio di riflesso di suzione (A) e riflesso dei punti cardinali (B). Tratto da Payne e Isaacs, 2005 [129].

Riflesso dei punti cardinali (*Search Reflex*)

Questo riflesso viene spesso considerato in concomitanza con il riflesso di suzione in un'approccio logico poichè entrambi questi riflessi sono funzionalmente collegati per ottenere il cibo. Infatti questo riflesso aiuta il neonato a localizzare la sua sorgente di nutrimento, e poi il riflesso di suzione permette al neonato di ingerire il latte. Questo riflesso, comunque, non contribuisce solo per quanto riguarda il nutrimento del neonato, la rotazione della testa spesso si presenta anche in altri riflessi come i riflessi di raddrizzamento del capo o del corpo (*head-righting body-righting reflexes*). Anche in questo caso una persistenza o assenza del riflesso potrebbe essere un segnale di una disfunzione del sistema nervoso centrale o del sistema senso-motorio.

La risposta a questo riflesso si ottiene dando dei dolci colpetti nell'area del viso vicino alle labbra e il neonato gira la testa nella direzione dello stimolo (vedi Fig. B 1.8).

Riflesso del Moro (*Moro Reflex*)

E' uno dei riflessi più usati per diagnosticare la maturazione neurologica del



Figura 1.9: Esempio di riflesso del Moro.

neonato (vedi Fig. 1.9). Questo riflesso spesso esiste già alla nascita ed è presente fino al 4°-6° mese di età del neonato. La risposta a questo riflesso si può ottenere in diversi modi, uno di questi è far sentire un rumore forte o un improvviso cambiamento di posizione, il neonato reagisce contraendo i muscoli dorsali con abduzione ed estensione degli arti (come in un abbraccio).

Il significato della risposta del Moro non è chiaro a prima vista. Sappiamo che in alcune specie animali i piccoli vengono spesso tenuti sospesi al ventre della madre o sugli alberi; in questa situazione una risposta di abbracciamento in seguito a stimolazioni brusche e improvvise è senza dubbio utile per impedire al piccolo di cadere. Anche in questo caso l'assenza di questo riflesso alla nascita potrebbe indicare un problema legato al sistema nervoso centrale e la persistenza oltre il tempo in cui solitamente sparisce potrebbe indicare un problema senso-motorio. Inoltre la persistenza di questo riflesso ritarderà la capacità volontaria di sedersi, di controllare la testa ed altre importanti capacità motorie.

Riflessi tonico-asimmetrico e tonico-simmetrico del collo (*Asymmetric Tonic Neck Reflex - Symmetric Tonic Neck Reflex*)

Il riflesso tonico asimmetrico del collo può essere osservato quando il neonato è in posizione prona o supina. Quando la testa è girata ad un lato o all'altro, le gambe dello stesso lato del viso si estendono mentre le gambe del lato opposto si flettono (vedi Fig.B 1.10).

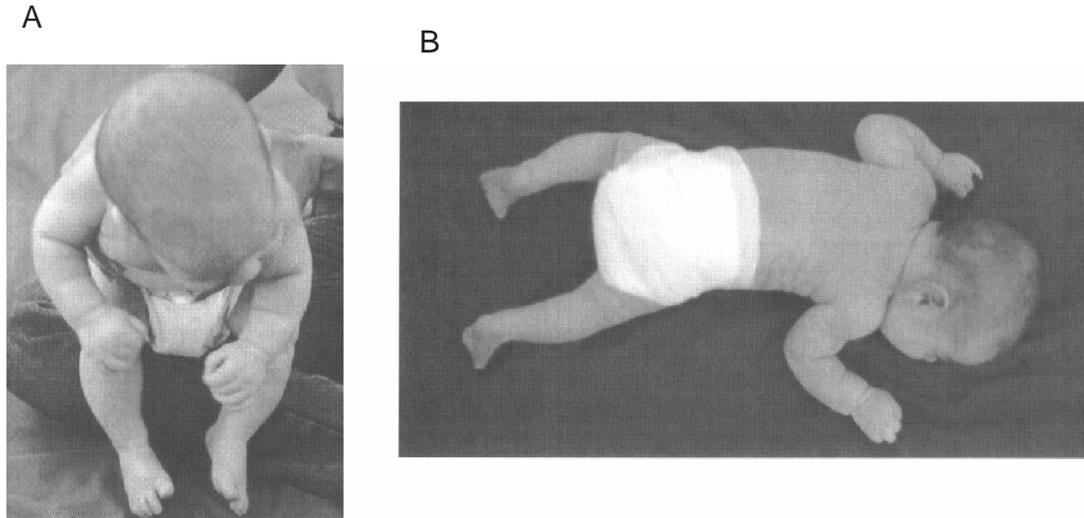


Figura 1.10: Esempi di riflessi tonico-asimmetrico (**B**) e tonico-simmetrico del collo (**A**). Tratto da Payne e Isaacs, 2005 [129].

Nel riflesso tonico simmetrico del collo gli arti si muovono simmetricamente. Questo riflesso si può osservare ponendo il bambino in una posizione seduta (vedi Fig. **A** 1.10) con il collo flesso, le braccia si flettono e le gambe si estendono.

Riflesso di prensione plantare (*Plantar Grasp Reflex*)

Il riflesso di prensione plantare può essere osservato dalla nascita fino al primo anno di età. Si ottiene applicando una leggera pressione, di solito con la punta del dito, sul piede, che causa una flessione di tutte le dita del piede. Le dita del piede si chiudono intorno all'oggetto che le ha stimulate, come se si tentasse di afferrarlo, nello stesso modo in cui avviene il riflesso di prensione palmare con la mano (vedi Fig. 1.11).

Il riflesso di prensione plantare deve scomparire prima che il bambino inizia a stare in posizione eretta da solo o a camminare, altrimenti possono insorgere dei problemi per lo sviluppo di queste capacità, infatti spesso i genitori hanno difficoltà a mettere le scarpe al neonato, che ancora presenta un riflesso plantare molto forte.



Figura 1.11: Esempio di riflesso prensione plantare.

Riflesso di Babinski (*Babinski Reflex*)

Il 1996 è stato l'anniversario del centenario della descrizione del riflesso di Babinski di Joseph Francois Felix Babinski. Questo riflesso si osserva normalmente dalla nascita, ed è presente nei primi mesi di vita del bambino. Questo riflesso si osserva quando si accarezza la pianta del piede del neonato, che risponde prima stendendo e poi richiudendo le dita dei piede (vedi Fig. 1.12). Il riflesso di Babinski è utilizzato come fedele e preciso test delle disfunzioni del tratto piramidale, come indicatore della nostra capacità di eseguire movimenti coscienti o volontari (Barraquer-Bordas 1998 [13]).

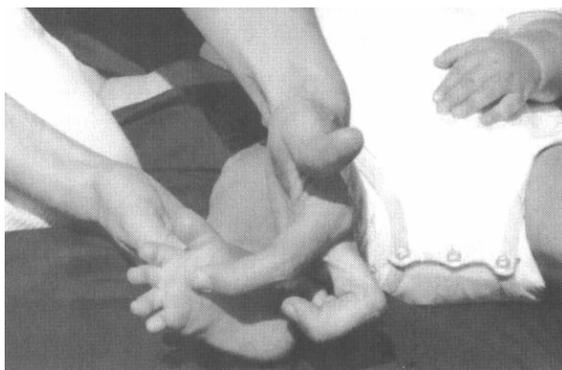


Figura 1.12: Esempio di riflesso di Babinski. Tratto da Payne e Isaacs, 2005 [129].

Riflesso palmo-mento e palmo-mandibola (*Palmar Mandibular Reflex* e *Palmar Mandibular Reflex*)

Entrambi questi riflessi sono normalmente presenti alla nascita; e producono una risposta facciale quando vengono stimolati i palmi delle mani. Il riflesso palmo-mento si osserva applicando una pressione simultanea ai palmi di entrambe le mani e si possono ottenere tutte o una delle seguenti risposte: apertura della bocca, chiusura degli occhi, flessione del collo e inclinazione della testa in avanti (vedi Fig. **A** 1.13); il riflesso palmo-mandibola si osserva quando graffiando leggermente i palmi di entrambe le mani si apre e si chiude la mascella inferiore del neonato (vedi Fig. **B** 1.13). Normalmente scompaiono intorno ai 3 mesi. Molti esperti credono che il riflesso palmo-mento collega l'uomo agli animale delle forme più "basse" della scala filogenetica. perchè spesso questo tipo di riflesso aiuta i piccoli animali a tenersi stretti alle loro mamme quando mangiano.

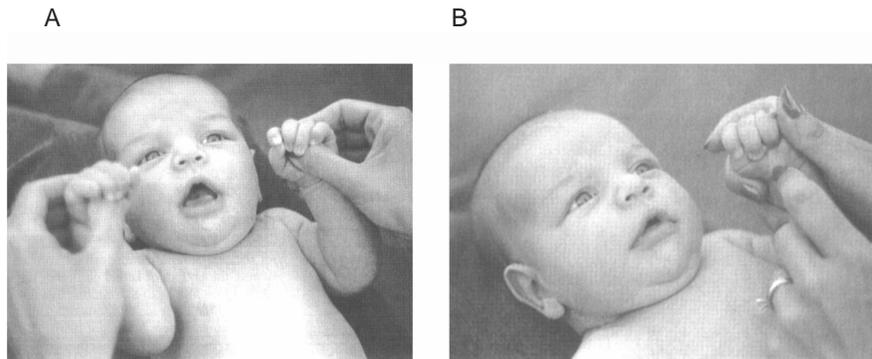


Figura 1.13: Esempio di riflesso palmo-mento e palmo-mandibola. Tratto da Payne e Isaacs, 2005 [129].

1.4.4.2 Riflessi Posturali

In questo paragrafo verranno discussi i dettagli dei riflessi posturali che fanno parte, insieme ai riflessi primitivi descritti precedentemente, del repertorio motorio del neonato nei primi mesi di vita. Sono considerati molto importanti per la forte implicazione secondo cui, la presenza di tali riflessi dimostra una maggiore

maturazione neurologica e nello sviluppo di comportamenti motori essenziali nell'uomo.

Riflesso della marcia automatica (*Stepping Reflex*)

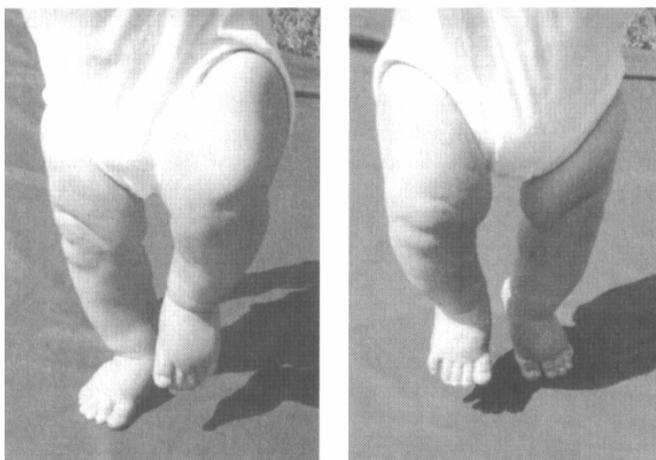


Figura 1.14: Esempio del riflesso della marcia automatica. Tratto da Payne e Isaacs, 2005 [129].

Il riflesso della marcia automatica è un precursore essenziale di un'importante movimento volontario, **il cammino**. Il riflesso della marcia automatica si osserva se il neonato viene tenuto in posizione eretta e in modo che i piedi tocchino una superficie: la pressione sotto la superficie del piede produce un movimento simile a quello della deambulazione in cui i piedi si sollevano e si abbassano (vedi Fig. 1.14). L'azione delle gambe avviene spesso alternando la gamba destra con la gamba sinistra e per questo assomiglia ad una primitiva forma di cammino. Benchè ci si riferisca spesso a questo riflesso chiamandolo "*walking reflex*" non presenta nessuna stabilità dell'anca o movimento delle braccia che accompagna il cammino volontario.

Questo comportamento motorio è stato l'oggetto di una lunga controversia. Di solito la risposta alla marcia automatica "scompare" circa alla sesta settimana di età. Esperimenti condotti da Zelazo *et al.* [181], in cui sottoponevano ad esercizio giornaliero un gruppo di neonati, mostravano non solo che il "riflesso" non spariva, ma alcuni presentavano un precoce sviluppo motorio.

Alcuni autori hanno inoltre osservato lo sviluppo di alcuni cambiamenti che intervengono in questo riflesso durante i primi mesi. Tali cambiamenti sono per esempio l'eccessiva co-attivazione o simultanea contrazione di muscoli mutuamente antagonisti che avviene durante la fase di appoggio durante il primo mese (Okamoto *et al.* 2001 [123]) mentre durante il secondo mese la contrazione diventa più

cooperativa. I ricercatori infatti credono che questi cambiamenti sono dovuti al graduale miglioramento del bilanciamento, del controllo posturale e della forza che in definitiva conduce all'eliminazione progressiva del riflesso e al completo controllo volontario del cammino.

Riflesso del gattonare (*Crawling Reflex*)



Figura 1.15: Esempio del riflesso del gattonare. Tratto da Payne e Isaacs, 2005 [129].

Anche questo riflesso si considera un precursore del successivo movimento volontario. Si può osservare dalla nascita per i primi 3-4 mesi. Per osservare questo riflesso il neonato deve essere messo in posizione prona sul tavolo o sul pavimento, quando vengono accarezzati alternativamente i piedi, le braccia e le gambe si muovono simulando l'azione dell'andare a carponi (vedi Fig. 1.15). Il riflesso del gattonare scompare all'incirca al terzo mese, molto prima del movimento volontario. Tale riflesso è considerato essenziale per favorire lo sviluppo del tono muscolare per il successivo movimento volontario.

Riflessi di raddrizzamento della testa e di raddrizzamento globale (*Head-Righting Body-Righting Reflexes*)

Sono due riflessi simili; il riflesso di raddrizzamento della testa si può osservare già al primo mese dopo la nascita, girando il neonato quando è nella posizione supina la testa risponde "raddrizzandosi" da sola cioè ritornando nella posizione classica di fronte rispetto alle spalle (vedi Fig. 1.16); il riflesso di raddrizzamento globale si osserva quando girando, la testa del neonato il corpo si raddrizza da solo (se il neonato è in posizione supina e gentilmente la testa viene girata da un lato il corpo la segue).

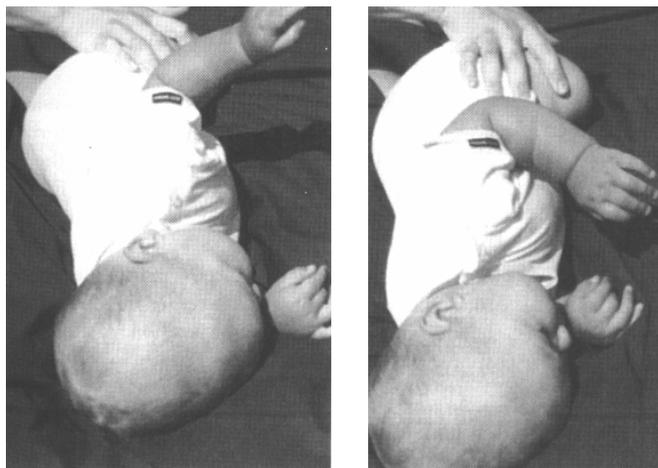


Figura 1.16: Esempio del riflesso di raddrizzamento della testa. Tratto da Payne e Isaacs, 2005 [129].

Riflesso del "Labyrinthine"

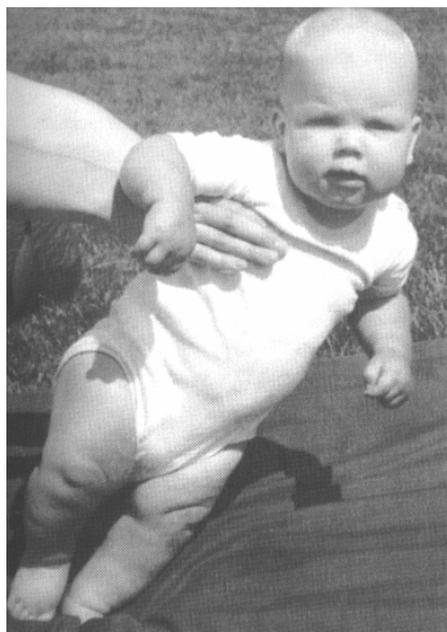


Figura 1.17: Esempio del riflesso del "Labyrinthine". Tratto da Payne e Isaacs, 2005 [129].

Appare approssimativamente tra il 2° e il 3° mese e persiste nel corso di tutto

il primo anno di vita. Questo riflesso risulta essere molto critico nel raggiungimento della postura eretta. Il riflesso "labyrinthine" è caratterizzato dall'inclinazione della testa nella direzione opposta alla direzione in cui è inclinato il corpo del neonato (vedi Fig. 1.17).

Riflesso del "tirarsi sù" (Pull-Up Reflex)

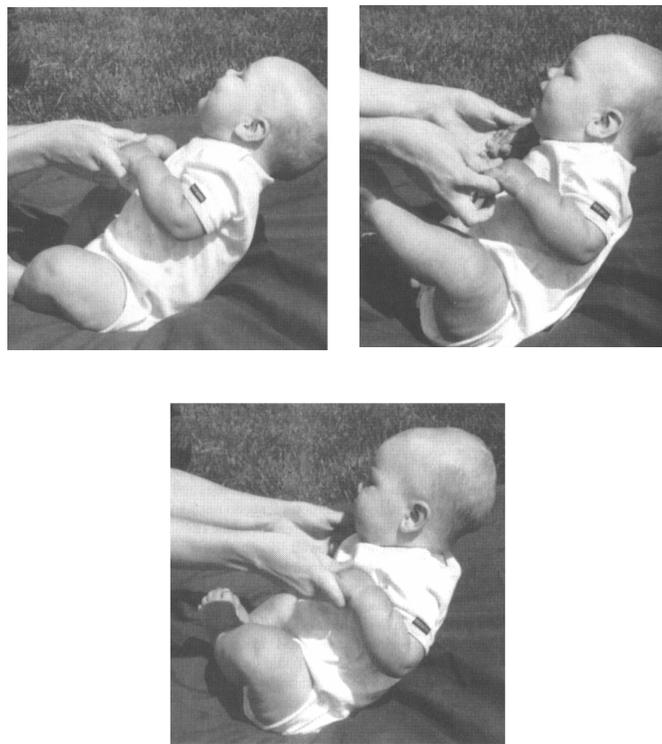


Figura 1.18: Esempio del riflesso del "tirarsi sù". Tratto da Payne e Isaacs, 2005 [129].

Anche questo riflesso risulta essere legato al raggiungimento della postura retta. Non si osserva fino al terzo mese. Se il neonato viene messo nella posizione dritta con supporto, sostenendolo per le mani e con attenzione lo si inclina in una direzione, questo stimolo produce una flessione o estensione delle mani supportate in apparenza per mantenere la posizione retta (vedi Fig. 1.18).

1.4.4.3 Stereotipie

I riflessi dei neonati sono le forme di movimenti umani dei primi mesi di vita più studiati, molta meno attenzione è stata data a questo secondo gruppo di movimenti che si sviluppano durante l'infanzia. Sono stati studiati per la prima volta più di mezzo secolo fa da Lourie (1949) che osservando i movimenti ritmici su 100 bambini sani, cercò di stabilire delle ipotesi sulla loro funzionalità. Lourie credeva che questi movimenti fossero cruciali e che fossero legati alla vita dei bambini sani trovò infatti un aumento di queste stereotipie in bambini che avevano un minore controllo dei loro movimenti. Inoltre credeva che questo tipo di movimenti fornisse delle forti stimolazioni sensoriali per favorire lo sviluppo. Così Lourie (1949) incoraggiò questi movimenti come favorevoli per il successivo sviluppo del bambino.

In lavori più recenti svolti da Thelen 1979 ([156]), questi movimenti vengono descritti come movimenti ritmici, modellati, e che sembrano essere relativamente intrinseci, perchè non sembra che il neonato impari questi comportamenti per imitazioni, inoltre non sembrano servire qualche scopo e sono spesso invariati poichè non sono regolati dal sistema sensoriale. Rappresentano generalmente dei movimenti che sono fra i più semplici che coinvolgono l'azione modellante del gruppo muscolare. Sono spesso delle semplici flessioni, estensioni o rotazioni che si ripetono in modo quasi identico, spesso alternandosi.

La cosa interessante è che questo tipo di movimento sembra essere comune fra diversi animali, come per esempio li si riscontrano anche tra gli insetti, gli uccelli e i pesci. Tra i primati i movimenti modellati e ripetitivi sono spesso considerati patologici; anche per gli essere umani, durante ogni altra fase della vita, questi movimenti potrebbero essere considerati sinonimo di anormalità, infatti questi comportamenti sono spesso osservati in persone con problemi mentali o della sfera emotiva. Nei neonati, comunque, questi movimenti sono considerati un comportamento normale che è prova di maturazione funzionale del sistema nervoso.

Nelle sue ricerche Thelen 1979 ([156]) osserva diverse forme di stereotipie inoltre osserva che, durante il suo studio, tutti i 20 neonati presentano questi comportamenti. Infatti durante il periodo in cui le stereotipie sono più comuni, i neonati occupano il 40% di ogni ora in questi movimenti.

Le stereotipie delle gambe e dei piedi sono una delle più comuni e prime forme di comportamenti modellati e ritmici osservati da Thelen. Lo scalciamiento ritmico è stato il primo ad essere messo in evidenza ed persiste per diversi mesi. Queste stereotipie delle gambe e dei piedi, avvengono comunemente quando il neonato si trova in posizione prona o supina.

Thelen ha notato inoltre che non solo le gambe e i piedi sviluppano questi movimenti, ha infatti potuto caratterizzare altre stereotipie in base alla localizzazione

in cui avvengono: alcune avvengono nella regione delle mani e delle braccia, o del torso o della testa e della faccia. Un esempio sono i movimenti di ondeggiamento delle braccia quando tengono un oggetto e il movimento di un braccio, o di due, quando battono contro una superficie.

Nel gruppo di movimenti che coinvolgono la testa e la faccia ci sono alcune delle più interessanti stereotipie anche se, considerate più rare. Esempi di stereotipie della testa e della faccia sono i cenni che vengono fatti con la testa, o i movimenti di agitazione come se dicessero "no", le sporgenze dentro e fuori della lingua e i movimenti di suzione che non sono legati al bisogno di cibo.

Ad ogni modo tra le stereotipie più comuni osservate ci sono il calcio singolo con una gamba, con le due gambe, il calcio alternato, l'ondeggiamento delle braccia e il battere contro una superficie. Thelen conclude che queste stereotipie, così come le altre forme stereotipate del comportamento, sono apparentemente legati allo sviluppo. Raggiunge questa conclusione notando che, per esempio, la stereotipia dello scalciamento, precede l'uso volontario delle gambe, e la stereotipia della flessione delle dita, precede il tentativo volontario di manipolazione degli oggetti. Comunque le stereotipie non sono state definite in modo assoluto come i precursori dei comportamenti motori più maturi.

1.4.5 Movimenti volontari nell'infanzia

In genere i movimenti volontari precoci del neonato vengono raggruppati in tre categorie e sono la stabilità, la locomozione e la manipolazione. La stabilità include una grande gamma di movimenti volontari che va dal controllo della testa al controllo della postura. Tra i movimenti locomotori includiamo i primi movimenti il cui il neonato striscia, al gattonare e il cammino con tutte le sue varianti. Tra i movimenti di manipolazione tutti quelli legati allo sviluppo dell'uso volontario delle mani, come quell'intera progressione di movimenti che portano alla conquista della abilità di "raggiungimento" (*reaching*), "afferramento" (*grasping*) e "rilasciamento" (*releasing*).

Il neonato presenta una ipertonìa dei muscoli flessori degli arti (braccia e gambe piegate), mentre il tono dell'asse del corpo, dal quale dipende la postura, è quasi inesistente. Quindi la prima tappa delle abilità motorie nel neonato riguarda la capacità di poter sostenere la propria testa; verso i 3 mesi di età il bambino è in grado di mantenere la testa eretta e dritta quando è aiutato a stare in piedi o in posizione seduta, e a 5 mesi è in grado di sollevare la testa quando è supino; con queste prime conquiste il bambino può iniziare ad esplorare attraverso la visione l'ambiente che lo circonda. A 7 mesi il bambino riesce a stare seduto per un momento da solo, ma la posizione seduta senza appoggio è raggiunta completamente verso i nove mesi. La posizione eretta rappresenta una nuova tappa, che il bambino comincia ad acquisire mentre ancora perfeziona la posizione seduta raggiunta. Verso il nono

mese è capace di tenersi in piedi sorretto o appoggiandosi a un sostegno; e verso gli 11-12 mesi riesce a stare in piedi da solo. Questo rappresenta un passo molto importante perchè gli permetterà di avere le mani libere per esplorare oggetti e il mondo circostante. Possiamo immaginare che questa conquista per il bambino, cioè avere a disposizione due mani libere per esplorare e toccare il mondo che lo circonda, sia molto simile a quella che l'uomo ha ottenuto nel corso dell'evoluzione quando si è trovato questi 2 importanti strumenti liberi da poter usare durante la locomozione.

Lo sviluppo di queste abilità motorie è molto critico per lo sviluppo di altre capacità. La postura eretta permette poi al bambino di camminare, e camminare permette al bambino di espandere lo spazio di esplorazione e perciò facilita lo sviluppo cognitivo, sociale e motorio.

Lo sviluppo della deambulazione procede parallelamente a quello posturale, ma ha inizio più tardi, e anche se c'è molta variabilità tra i bambini c'è una certa progressione tra le abilità che acquisiscono. All'inizio il bambino comincia a servirsi di rudimentali modalità di spostamento: quando è disteso sul ventre, "striscia" in avanti aiutandosi con le braccia e le gambe. Poi il bambino impara a camminare a carponi, raggiungendo così una coordinazione dei movimenti delle braccia e delle gambe. Comunque, non tutti i bambini utilizzano l'andare a carponi; alcuni raggiungono la deambulazione eretta senza passare attraverso questa fase.



Figura 1.19: Capacità motoria del gattonare.

La deambulazione presuppone, ovviamente, la capacità di stare in piedi e, da questo momento, le due linee di sviluppo si saldano strettamente tra di loro. All'inizio del cammino indipendente il bambino mostra una grande variabilità tra le strategie usate e che sono principalmente legate all'equilibrio. Un esempio di questo è mostrato nello studio svolto da McCollum *et al.* (1995 [112]) in cui vengono messi in evidenza tre forme estreme di cammino nel bambino: "twister" in cui viene

usata la torsione del trono per procedere, "faller" in cui viene utilizzata la gravità e "stepper" quando rimane in equilibrio il più possibile (vedi Fig. 1.20).

I due atti motori che riguardano gli arti superiori, cioè il "raggiungimento" e l'"afferramento", sono abilità che emergono in due fasi. Esiste una prima fase in cui avvengono in simultanea, cioè il bambino arriva all'oggetto e contemporaneamente la mano potrebbe aprirsi e chiudersi ripetutamente piuttosto che aprirsi al raggiungimento dell'oggetto desiderato. In questa fase gli atti motori sono imperfetti. Nella seconda fase invece, i due atti si discriminano bene, cioè una volta che il raggiungimento dell'oggetto è avvenuto allora il bambino tenta di afferrarlo. Un aumento del controllo delle braccia e delle mani è particolarmente importante, perchè permette di aumentare l'esplorazione manuale e facilita le attività giornaliere di routine.

Il "reaching" e il "grasping" sono infatti facilitati dall'emergere della postura eretta e della locomozione, perchè come abbiamo detto, la postura eretta permette al bambino di avere le mani libere da usare come più vuole: la locomozione permette al bambino di muoversi e spostarsi verso gli oggetti che più lo interessano con lo scopo di prenderlo ed esplorarlo con la manipolazione.

Il repertorio dei movimenti dei bambini si espande molto durante il secondo anno di vita. In questa fase i bambini non devono più contare su comportamenti rudimentali per camminare, esplorare e manipolare oggetto. Sviluppano e cominciano ad usare le abilità fondamentali della locomozione che sono un cammino con un pattern maturo, la corsa, i salti e il trotto. Ed emerge anche la capacità di combinare insieme alcuni di queste abilità come il galoppo, i saltelli ed altri; si può pensare che queste abilità rappresentano i blocchi per costruire lo sviluppo delle future capacità del bambino.

Lo sviluppo del cammino indipendente è largamente trattato e analizzato in questo lavoro quindi in questo paragrafo verranno messi più in evidenza le altre abilità locomotorie che vanno a seguire la locomozione senza supporto nello sviluppo motorio del bambino.

La corsa, è un comportamento motorio molto diverso dal cammino; in questo tipo di locomozione esiste una percentuale del passo in cui nessuno dei due piedi è in contatto con la terra, chiamata "fase di volo". Molti bambini iniziano a mostrare una prima forma di corsa tra i 18 ei 24 mesi di età. Queste loro prime forme di corsa hanno caratteristiche peculiari: sono sempre accompagnate da una posizione di guardia delle braccia, il contatto a terra è fatto simultaneamente con tutto il piede, il ginocchio viene flesso poco e i piedi restano molto vicini alla terra. Molti bambini dopo avere acquisito l'abilità di correre sono anche in grado di compiere qualche manovra con piccoli salti. Migliorando la forza, l'equilibrio e la coordinazione motoria, si cominciano a vedere anche diverse combinazioni dei *pattern*. In questa fase il bambino è completamente preso dalla scoperta di queste

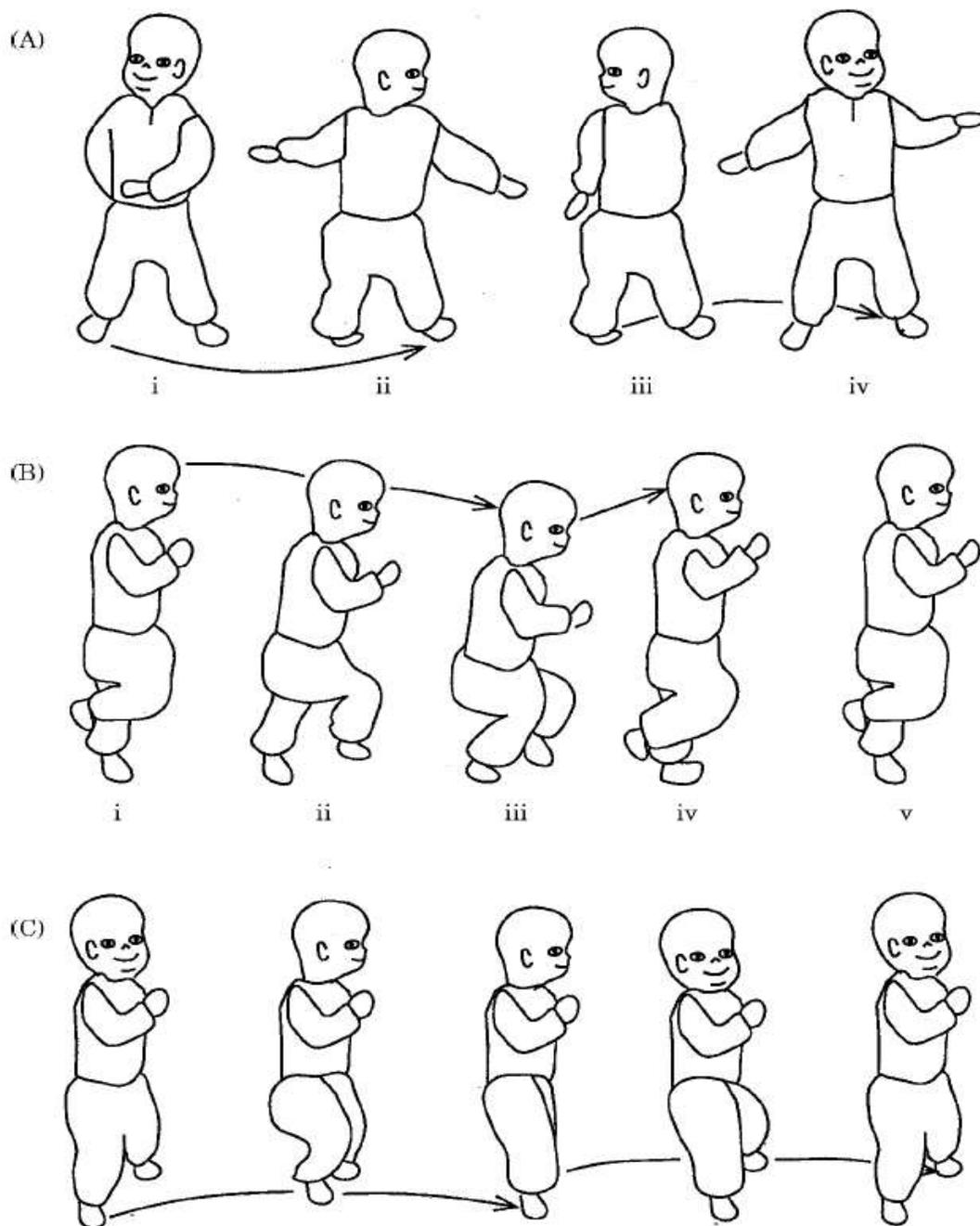


Figura 1.20: Tre forme di deambulazione precoce, rappresentate in modo semplice con tre diverse strategie meccaniche. (A) "Twister"; (B) "Faller"; C "Stepper". Tratto da McCollum *et al.* 1995.

sue nuove abilità, e più le mette in pratica più escogita modi diversi per esplorare il mondo che lo circonda.

1.4.6 Immaturità dei centri sopraspinali nei bambini

In generale negli adulti non è possibile avere un "human pattern generator" senza degli input discendenti dal cervello, per questa ragione per poter studiare il suo comportamento, Yang e colleghi (1998a [177]), hanno cercato di utilizzare un sistema immaturo. I neonati, come abbiamo già detto in precedenza, mostrano comportamenti locomotori dalla nascita (Andre-Thomas e Autgarden 1966 [9]) e, attraverso le registrazioni agli ultrasuoni, anche prima della nascita (de Vries *et al.* 1982 [92]). Simili *patterns* sono inoltre stati visti in molte varietà di mammiferi immaturi (Brown 1915 [27]; Robinson e Smotherman 1992 [138]; Ho 1997 [79]). E' possibile studiare nell'uomo i comportamenti dei generatori spinali di schemi locomotori prima della completa maturazione del cervello e dei segnali discendenti.

I comportamenti locomotori esibiti dai bambini molto piccoli presentano molte caratteristiche simili a quelle degli adulti. Le gambe degli arti inferiori si muovono in alternanza tra di loro durante i passi, i flessori e gli estensori si attivano in modo reciproco e la durata della fase di appoggio varia molto più della durata della fase di pendolamento, in funzione della velocità di progressione (Yang *et al.* 1998a [177]). Ma, nonostante queste forti somiglianze, al tempo stesso, sono state messe in luce specifiche differenze rispetto allo schema maturo di un adulto: per esempio il cammino dei neonati è "non-plantigrade" in confronto a quello "plantigrade" di un adulto (Berger *et al.* 1984 [15]; Forssberg 1985 [57]; Yang *et al.* 1998a [177]) ed inoltre significative modificazioni sono mostrate anche nella coordinazione intersegmentale e la cinematica (Cheron *et al.* 2001a [36], 2001b [37]; Ivanenko *et al.* 2004 [82], 2005 [83]; Dominici *et al.* 2007 [45]).

Il limite nel modello infantile è che lo stato di maturità funzionale di molte strutture del sistema nervoso non può essere conosciuto con certezza, per questa ragione le strutture coinvolte nello sviluppo di questo comportamento locomotorio restano ignote. Comunque, quello che conosciamo è che alla nascita il cervello è principalmente privo della mielina che rapidamente si acquisisce nei primi due anni di vita (Richardson 1982 [137]). La corteccia motoria cambia in modo considerevole nel primo anno di vita del bambino (Amunts *et al.* 1995 [7]), come altri centri motori incluso il cervelletto e le sue vie afferenti ed efferenti (Kinney *et al.* 1988 [97]). Il tratto corticospinale, anche se presente alla nascita, acquisisce mielina su un periodo di circa 2 anni dopo la nascita (Brody *et al.* 1987 [26]). Il ruolo funzionale del tratto corticospinale durante questo periodo rimane ancora poco chiaro (Eyre *et al.* 2000 [50]). Il peduncolo cerebellare medio, che contiene afferenze per il cervelletto dalla corteccia cerebrale, inizia ad acquisire mielina dopo la nascita e per un lungo periodo di tempo. Altre vie motori, come i tratti reticolospinale e vestibulo-

lospinale, sono mielizzati (Richardson 1982 [137]), e probabilmente sono funzionali dalla nascita. Purtroppo, non esistono modi fattibili di testare la funzionalità di questi tratti nei bambini. Risposte motorie nei neonati evocate da stimolazione magnetica transcranica sulla corteccia motoria sono molto difficili da ottenere, in particolare per i muscoli delle gambe (Muller *et al.* 1991 [119]). Quando vengono stimulate risposte negli arti superiori, la conduzione centrale motoria ha ritardi che vanno da 2.5 a 6 volte quelli ottenuti con gli adulti (Eyre *et al.* 1991 [51], 2000 [50]).

Per queste ragioni, la risposta locomotoria del neonato si pensa rifletta un comportamento spinale e del tronco dell'encefalo prima che avvenga la maturazione di tutti gli input da parte del cervello. In definitiva, anche se esistono delle limitazioni alla nostra comprensione di quali strutture sono coinvolte, il comportamento locomotorio del bambino molto piccolo rappresenta uno dei modi per studiare la generazione di *pattern* nel cammino dell'uomo, in una situazione in cui risulta essere debole l'influenza da parte del cervello.

1.5 Organizzazione anatomo-funzionale matura del cammino

Il sistema motorio centrale è distribuito su tutti i livelli del sistema nervoso centrale: midollo spinale, tronco dell'encefalo, cervelletto, nuclei della base e corteccia cerebrale. Queste parti del sistema nervoso centrale, anche se sono anatomicamente ben distinte, sono strettamente interconnesse tra loro e funzionano in maniera integrata cooperando tra loro per il raggiungimento di un determinato compito motorio. In Fig. 1.21 è rappresentato uno schema sintetico delle interconnessioni tra le principali strutture motorie del sistema nervoso centrale. Le interazioni con il mondo esterno avvengono attraverso i sistemi motori.

In generale, la suddivisione dei movimenti è di tre tipi: movimenti riflessi, movimenti ritmici e movimenti volontari. I movimenti riflessi (precedentemente abbiamo visto i movimenti riflessi dei neonati) sono risposte stereotipate, involontarie, a stimoli sensoriali, e iniziano e cessano con lo stimolo; i movimenti ritmici sono movimenti identici che si ripetono ad intervalli temporali regolari; i movimenti volontari possono iniziare a seguito di uno stimolo oppure per una decisione autonoma, ma sempre sotto un controllo volontario.

La locomozione umana consiste in movimenti ciclici e alternati degli arti inferiori durante i quali, ciascun arto prende periodicamente contatto con il terreno sostenendo il peso corporeo, per poi essere sollevato e spostato in avanti.

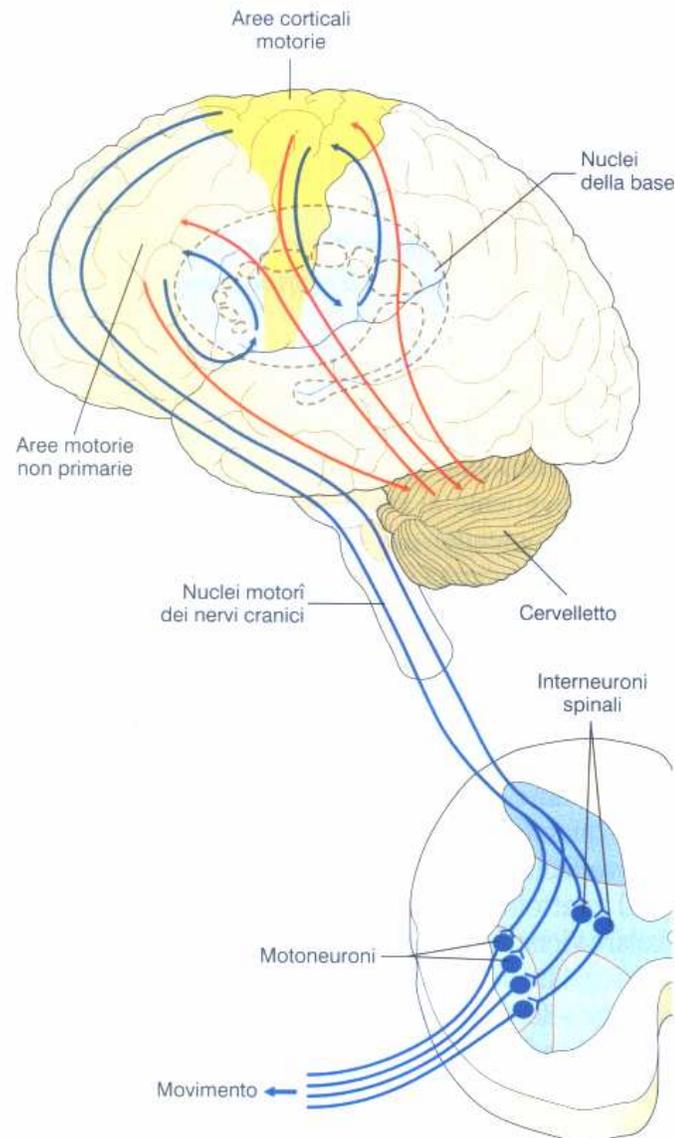


Figura 1.21: Schema dell'organizzazione e delle interconnessioni del sistema motorio centrale: i centri di controllo superiori (nella corteccia cerebrale) elaborano gli aspetti più astratti e complessi dei comandi motori. Questi centri sono connessi in maniera reciproca con i centri sottocorticali (nuclei della base e cervelletto) e inviano segnali di comando agli interneuroni spinali e ai motoneuroni del tronco cerebrale e del midollo spinale. Tratto da "Fisiologia medica" Fiorenzo Conti.

Le diverse modalità di locomozione che si sono sviluppate nel corso dell'evoluzione (come il cammino, il nuoto o il volo), per quanto profondamente dissimili dal punto di vista della biomeccanica, sono tutte accomunate da un'alternanza ritmica e automatica dei movimenti del corpo e delle appendici. Questo implica che i meccanismi nervosi alla base delle caratteristiche ritmiche e automatiche della locomozione siano state mantenute attraverso la scala evolutiva e risultino, quindi, comuni alle diverse modalità di locomozione. Per questa ragione, lo studio dei modelli sperimentali animali anche molto distanti dall'uomo nella scala filogenetica, come la lampreda o i gatti, ha permesso di chiarire i diversi aspetti alla base del controllo nervoso della locomozione.

Verranno presentati ora brevemente gli aspetti neurofunzionali che sono alla base del controllo della locomozione; come per le altre funzioni motorie, anche per la locomozione, è possibile individuare vari livelli gerarchici che coinvolgono diversi gradi di complessità legata alla locomozione.

Sebbene lo schema del passo sia generato essenzialmente da circuiti spinali, in realtà, la capacità di iniziare o di arrestare il cammino, di variarne la velocità, di cambiare direzione e di modificare lo schema del passo per superare un ostacolo, mantenendo sempre la stabilità, dipendono in modo critico dal controllo di diversi centri superiori. L'idea dell'esistenza di centri nervosi, in grado di produrre lo schema di alternanza ritmica di flessione ed estensione degli arti, e la loro localizzazione a livello del midollo spinale, risale all'inizio del '900 a seguito degli esperimenti condotti da Sherrington e da G. Brown. A distanza di un secolo, il modello di base proposto da Brown, anche se più volte riformulato, e che ora sembra prevedere l'esistenza di centri multipli, è ancora generalmente accettato. Nel paragrafo successivo 1.5.1, dedicato infatti ai "*generatori centrali di schemi motori*" o più semplicemente CPGs, verrà trattato in dettaglio questo aspetto.

Le proprietà di ritmicità intrinseca dei circuiti spinali, rendono conto solo parzialmente del proprio ruolo nella generazione dello schema del passo, poiché la loro funzione risulta strettamente interconnessa con quella dei sistemi sensoriali afferenti. Infatti durante il cammino, segnali provenienti dai recettori muscolari, cutanei e articolari forniscono al midollo spinale informazioni su quanto e quando l'arto è caricato e scaricato del peso corporeo interagendo con la superficie di contatto, sulla presenza di eventuali perturbazioni inattese, come ostacoli o il cammino in terreni accidentati, e sull'ampiezza della fase di oscillazione. Quindi è estremamente riduttivo far riferimento ai circuiti spinali come dei semplici oscillatori che producono il ritmo del passo, in realtà potrebbero essere considerati come dei μ processori in grado di adattare lo schema ritmico del passo interpretando i segnali afferenti che, in tempo reale, forniscono un'immagine sensoriale dello stato degli arti e della loro interazione con l'ambiente esterno. E' grazie a queste informazioni sensoriali che abbiamo un'idea, una misura, di noi immersi nell'ambiente

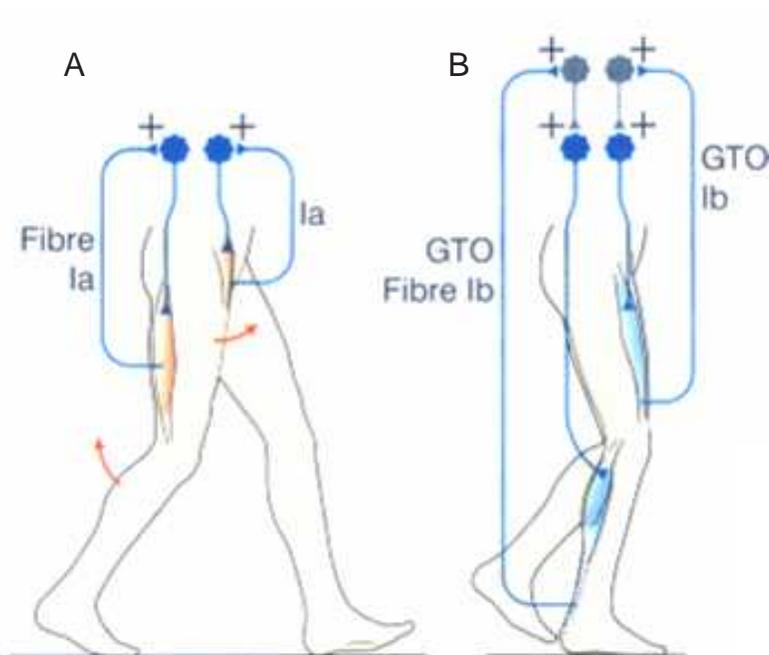


Figura 1.22: Segnali afferenti che intervengono nella transizione tra la fase di appoggio e la fase di pendolamento nel passo. **A.** Nella parte terminale della fase di appoggio, segnali afferenti dei fusi neuromuscolari dei muscoli flessori prossimali dell'arto facilitano la transizione alla fase di pendolamento. **B.** Durante la fase di appoggio i segnali afferenti dai recettori di tensione (organi tendinei del golgi, GTO) dei muscoli estensori esercitano un *feedback* positivo sui medesimi muscoli e contribuiscono a stabilizzare la gamba. Tratto da "Fisiologia medica" Fiorenzo Conti.

in cui ci muoviamo.

Un esempio dell'integrazione delle informazioni afferenti nello schema del passo da parte dei circuiti spinali è dato dalla transizione dalla fase di appoggio alla fase di oscillazione del passo; questa fase del passo rappresenta un momento di particolare instabilità poichè il centro di massa del corpo viene trasferito da un arto all'altro. Essenzialmente sono due i segnali afferenti di natura propriocettiva che regolano la transizione tra le due fasi, che sono schematizzati e riassunti in Fig. 1.22. I primi sono i segnali legati all'informazione sulla posizione dell'anca (Andersson e Grillner 1981 [8]). Alla fine della fase di appoggio l'estensione dell'anca è un potente segnale per l'inizio della fase di pendolamento; si pensa che questo segnale provenga dalla distesa dei muscoli flessori dell'anca alla fine della fase di appoggio (vedi Hiebert *et al.* 1996 [78]). I secondi sono i segnali di informazioni di carico e scarico sulle gambe. Durante la fase di appoggio i segnali di carico aumentano l'attività estensoria (*extensor reinforcing reflex*) e al tempo stes-

so si sopprime l'inizio della fase di pendolamento. Alla fine della fase di appoggio il carico diminuisce e la fase di oscillazione può iniziare (vedi Duysens e Pearson 1980 [48]; Duysens *et al.* 2000 [47]). In definitiva l'integrazione di segnali di natura propriocettiva, da parte dei circuiti spinali, permette di regolare la transizione tra la fase di appoggio e la fase di pendolamento, assicurando che avvenga quando l'arto è completamente esteso (che ci viene indicato da un aumento dei segnali dei fusi neuromuscolari dei muscoli flessori) e scaricato del peso corporeo (che ci viene indicato da una riduzione del segnale afferente dagli organi di Golgi dei muscoli estensori).

Sebbene, come abbiamo detto, i meccanismi che sono alla base della generazione dello schema del passo sono essenzialmente spinali, il controllo da parte dei sistemi superiori è indispensabile, per dare l'avvio al cammino e poterlo adattare alle diverse situazioni che ci si possono presentare. Questo controllo avviene dall'attività integrata di popolazioni di neuroni del tronco dell'encefalo, del cervelletto, dello striato e della corteccia cerebrale, ciascuno dei quali che contribuisce ad aspetti differenti della funzione locomotoria. Brevemente, solo per poter avere comunque una visione dell'insieme, vogliamo accennare ai diversi aspetti dei centri superiori; la *regione locomotoria mesencefalica* contribuisce all'avvio del passo, ne permette la modulazione della frequenza e regola la transizione tra le diverse forme di locomozione⁴; il *cervelletto*, estremamente importante, regola la cinematica del passo, modificando in modo opportuno la coordinazione inter-segmentale e la metrica dei movimenti, contribuisce anche al mantenimento della postura antigravitaria durante le fasi di appoggio, è inoltre importante sia nei processi di correzione *on line* della traiettoria del passo per perturbazioni esterne, sia per la programmazione di aggiustamenti anticipatori dello schema locomotore; i *nuclei della base* facilitano la fase flessoria del passo coordinando l'attivazione del centro locomotorio mesencefalico con una riduzione del tono estensorio degli arti; ed infine la *corteccia cerebrale* presiede alle modificazioni volontarie e al controllo visuomotorio della locomozione.

⁴Grazie agli esperimenti condotti da Shik, Severin e Orlovsky, intorno agli anni '70 [149], su animali decerebrati fu possibile osservare che la stimolazione elettrica dei neuroni dell'area, in seguito definita per l'appunto *locomotoria mesencefalica*, permetteva all'animale di iniziare la locomozione ed inoltre di modificare la frequenza dei passi; la velocità del cammino cresceva parallelamente all'intensità dello stimolo, fino ad osservare le transizioni alle diverse forme di locomozione come il trotto e il galoppo.

I fusi neuromuscolari e gli Organi tendinei del Golgi

Il sistema nervoso centrale riceve informazioni in tempo reale sulle variabili meccaniche da due tipi di sensori. I fusi neuromuscolari sono piccoli recettori sensitivi localizzati nel corpo muscolare (in parallelo alle fibre muscolari extrafusali) e forniscono informazioni sulla misura di lunghezza muscolare e delle variazioni.

Gli organi tendinei del Golgi sono localizzati alla giunzione tra tendine e muscolo (in serie con le fibre extrafusali). Ogni organo tendineo è innervato da una sola fibra di gruppo Ib. Quando l'organo tendineo viene sottoposto a tensione generalmente per contrazione del muscolo, le fibre afferenti vengono compresse dalle fibre collagene e aumentano la loro frequenza di scarica. La compressione è quindi l'evento che innesca il processo di trasduzione mecano-elettrico e dà origine alla scarica recettoriale. I recettori di Golgi, sono quindi sensibili alla contrazione muscolare, e la loro scarica varia linearmente in funzione della tensione sviluppata; forniscono quindi informazioni sulla forza sviluppata dal muscolo.

1.5.1 *Central Pattern Generators (CPGs)*

Come abbiamo detto, la locomozione, è una complicata azione motoria che richiede la coordinazione dei muscoli del tronco e delle gambe che attraversano molte articolazioni. Al tempo stesso la locomozione è una delle azioni volontarie più automatiche. Come il sistema nervoso riesce a compiere questa operazione complessa ha incuriosito i ricercatori per anni. Anche se nel corso dell'evoluzione sono comparse diverse forme di locomozione quali per esempio lo strisciare per terra, il nuoto, il volo, il saltare ed il cammino, tutte queste forme di locomozione hanno in comune la caratteristica di basarsi su movimenti ritmici e alternati di tutto il corpo o delle sue appendici. Quando camminiamo, notiamo appena l'alternarsi dei passi che fanno avanzare il nostro corpo, e a questi movimenti può essere unito qualsiasi tipo di azione volontaria. E' proprio per questo motivo può essere controllato in modo automatico da centri del sistema nervoso centrale di livello relativamente basso, senza che occorra l'intervento dei centri superiori. Anche se in generale i movimenti locomotori devono essere continuamente modificati, e come abbiamo

visto nel precedente paragrafo, i centri superiori che intervengono nel controllo locomotorio sono indispensabili nelle continue modifiche necessarie per adattarsi alle diverse situazioni che ci si presentano, questi schemi motori sono piuttosto stereotipati.

Sherrington (nel 1910 [148]) ha dimostrato che nei gatti decerebrati è possibile indurre una rudimentale deambulazione. Un anno dopo, Brown ([28]) fece simili osservazioni su gatti decerebrati, con sezione del midollo spinale all'altezza del T12, e anche deafferenziati attraverso una sezione dei nervi afferenti dei muscoli delle zampe. Brown concluse che *"mechanism confined to the lumbar part of the spinal cord is therefore sufficient to determine in the hindlimbs an act of progression."*^{2(p.308)}. I movimenti del cammino eseguiti da questi preparati spinali erano simili a quelli degli animali integri.

Dalle ricerche condotte da Graham Brown abbiamo appreso che il midollo spinale isolato è in grado di generare raffiche ritmiche di attività reciproche nei motoneuroni dei muscoli flessori ed estensori degli arti posteriori, anche in assenza di segnali sensitivi (vedi Fig. 1.23).

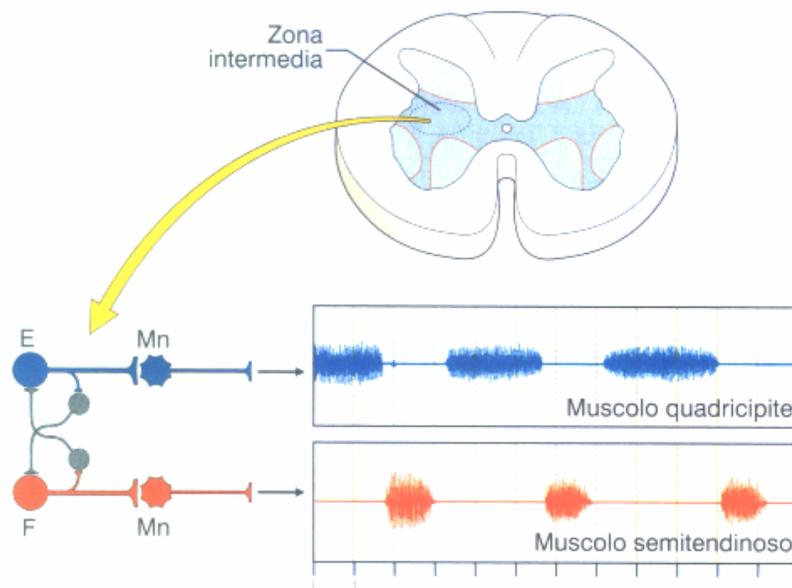


Figura 1.23: Interneuroni nella zona intermedia del midollo lombare sono suddivisi in due emicentri che controllano rispettivamente i motoneuroni (Mn) dei muscoli estensori (in blu) o flessori (in rosso). I due emicentri si inibiscono reciprocamente (connessioni in nero) generando la classica alternanza ritmica di attività che si osserva nei nervi dei muscoli flessori (semitendinoso) ed estensori (quadricipite) di gatti spinalizzati, dopo la somministrazione di L-DOPA. Modificata da VR. Edgerton *et al.*, Central generation of locomotion in vertebrates. Neural control of locomotion, 1976.

Oggi, l'esistenza di reti di cellule nervose che producono specifici movimenti ritmici, senza un desiderio cosciente e senza l'aiuto di feedback periferico afferente, è incontestabile per un grande numero di vertebrati. Queste reti neuronali, o insieme di circuiti del sistema nervoso centrale, si definiscono "generatori centrali di schemi motori" o "*Central Pattern Generators, CPGs*".

Si è mostrato che in molti vertebrati, inclusi i mammiferi, queste reti di generatori di schemi risiedono principalmente nel midollo spinale (vedi Grillner 1981 [67]) e hanno indicato quali probabili candidati un gruppo di interneuroni localizzati nella zona intermedia della sostanza grigia spinale dei segmenti compresi tra il secondo e il quarto lombare.

Uno dei *CPG* analizzati in modo più approfondito è quello del moto della lampreda. La lampreda nuota attivando in modo alternato i motoneuroni dei due lati di ogni segmento corporeo (vedi Fig. 1.24). Ogni segmento corporeo contiene una rete di neuroni in grado di generare l'attività ritmica alternata nei motoneuroni dei due lati (vedi Fig. 1.25). Anche se lo schema motorio generato a livello centrale

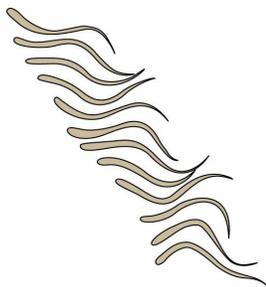


Figura 1.24: La lampreda nuota compiendo una serie di contrazioni muscolari che si succedono come un'onda lungo un lato del corpo mentre l'altro lato è sfasato di 180°. Modificata da Grillner *et al.*, 1987 [68].

è a volte molto simile ad uno schema motorio normale, come nel caso del nuoto della lampreda, esistono spesso differenze rilevanti. Lo schema di base dei *CPGs* viene di norma modificato dalle informazioni sensitive provenienti dai recettori periferici e da segnali ritrasmessi da altre regioni del sistema nervoso centrale.

La generazione di attività motoria ritmica ad opera dei *CPG* dipende da vari fattori: le proprietà cellulari dei singoli neuroni della rete, le proprietà delle giunzioni sinaptiche fra i neuroni e le caratteristiche delle interconnessioni fra i neuroni. I farmaci ad azione modulatoria, possono alterare le proprietà delle cellule e delle sinapsi facendo sì che un *CPG* possa generare diversi tipi di schemi motori.

La maggior parte delle nostre informazioni è stata ottenuta da ricerche sui meccanismi di controllo dei movimenti del cammino del gatto. Tuttavia, importanti contributi sono stati forniti anche dallo studio di altri animali, oltre che

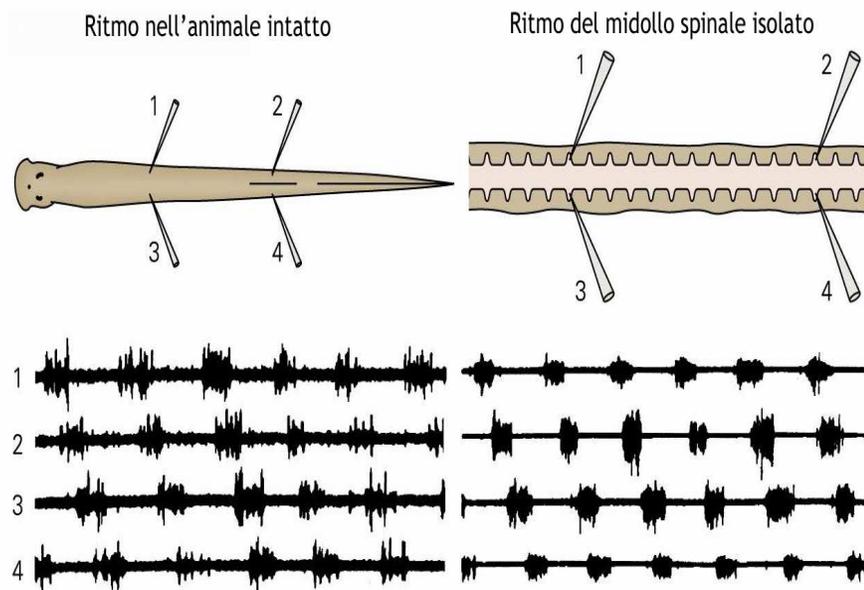


Figura 1.25: Schema di registrazioni elettromiografiche ottenute in quattro siti del corpo integro (sinistra) e da quattro radici spinali di un midollo isolato di una lampreda (destra). (Modificata da Grillner *et al.*, 1987 [68]).

dalle ricerche su comportamenti ritmici diversi dalla locomozione (come abbiamo accennato prima al nuoto della lampreda).

L'approccio sperimentale moderno allo studio della locomozione è stato fatto su due importanti preparati sperimentali animali: l'animale decerebrato e l'animale spinale. In genere nei **preparati decerebrati** il tronco dell'encefalo viene sezionato a livello del mesencefalo impedendo così ad i centri più rostrali e in particolare alla corteccia motrice, di influenzare gli schemi motori. In questi preparati è possibile studiare il ruolo che il cervelletto e le formazioni del tronco dell'encefalo hanno nel controllo della locomozione. Mentre nei **preparati spinali** il midollo spinale viene in genere sezionato a livello toracico basso isolando in questo modo i segmenti spinali che controllano la muscolatura degli arti posteriori dalle rimanenti regioni del sistema nervoso centrale. Attraverso questi ultimi preparati è possibile studiare il ruolo dei circuiti spinali nella genesi degli schemi locomotori ritmici.

Le ricerche condotte su questi preparati hanno confermato ed esteso importanti osservazioni cioè che il ritmo di base della locomozione è generato a livello centrale da reti neuronali spinali, che la transizione tra la fase di appoggio a quella di oscillazione viene regolata da segnali afferenti provenienti dai muscoli flessori ed estensori delle gambe e che segnali discendenti provenienti dal cervello regolano l'intensità della locomozione e modificano i movimenti del passo a seconda delle caratteristiche del suolo sul quale l'animale cammina.

CPGs nell'uomo:

Benchè continui ad esistere la controversia sull'applicabilità dei risultati ottenuti in una specie di animale ad altre specie, sembrerebbe che l'organizzazione neurale generale del *CPGs* coinvolta nella locomozione sia abbastanza simile in tutte le specie studiate (vedi Pearson 1993 [131]; Orlovsky *et al.* 1999 [125]). Persino i modelli di coordinazione degli arti superiori e inferiori nella locomozione bipede dell'uomo hanno caratteristiche comuni con quelle di locomozione quadrupede (vedi Van Emmerick *et al.* 1998 [136]).

Esistono diverse ragioni pratiche legate ovviamente allo studio dei *CPGs* nell'uomo per il cammino, la più scontata è la necessità di sviluppare soluzioni per il recupero del cammino in seguito a lesioni del sistema nervoso. Chiaramente, se il *CPG* nell'uomo ha mantenuto alcune delle complessità e indipendenze osservate in alcuni vertebrati, questo potrebbe essere utile per riaddestrare al cammino dopo la lesione. Infatti, alcune di queste idee sono state provate con successo in pazienti con lesioni incomplete del midollo spinale (vedi Barbeau *et al.* 1999 [12], Harkema 2003 [74]) e a seguito di "stroke" (vedi Hesse *et al.* 1999 [77], Visintin *et al.* 1998 [164]). La potenziale capacità del midollo spinale del mieloleso di produrre attività locomotoria potrebbe offrire interessanti opportunità riabilitative.

Oltre alle fondamentali osservazioni fatte attraverso lo studio dei *CPGs* negli animali è comunque essenziale uno studio diretto nell'uomo, poichè nel corso dell'evoluzione della nostra specie si sono verificati dei cambiamenti (vedi Sez. 1.2) al sistema legato al cammino nell'uomo che non può essere determinato attraverso lo studio di altre specie. Purtroppo però lo studio dei *CPGs* nell'uomo è abbastanza difficile poichè, in un sistema nervoso intatto, i segnali corticali continuamente intervengono per aggiustare e modificare le risposte motorie in funzione delle condizioni esterne. Di conseguenza, nell'uomo, la maggior parte delle evidenze ci sono state fornite da diversi gruppi di soggetti tra i quali, i principali sono, i pazienti con lesioni spinali, "*SCI patients*", (Scivoletto *et al.* 2007 [145]) e i neonati (vedi Andre-Thomas *et al.* 1996 [9]; Forssberg 1985 [57]; Yang e Gorassini 2006 [174]), nei quali il midollo spinale riceve un minore flusso di informazioni corticali. Infatti, sia i neonati sia i pazienti mielolesi, possono essere in grado di produrre attività ritmica locomotoria a fronte di un'insufficiente maturazione delle vie discendenti nel neonato, e di un'interruzione che rendono le funzioni spinali quasi indipendenti da quelle dei centri nervosi superiori, nel paziente mieloleso.

La plasticità dei *CPGs* e del controllo locomotorio nell'uomo è stata evidenziata in recenti lavori (Grasso *et al.* 2004a [64], 2004b [63]). Ad esempio lo studio delle mappe spinali motoneuronali ha fornito una nuova opportunità per indagare il recupero del cammino nei pazienti mielolesi, e la plasticità neuronale a seguito dell'allenamento (Scivoletto *et al.* 2007 [145]).

1.5.2 Attività muscolare e motoneuronale

In fig. 1.26 è mostrata l'attività elettromiografica di 32 muscoli tra muscoli del tronco, del braccio e della gamba di un ciclo di passo, durante il cammino di un adulto a velocità naturale. Una classificazione piuttosto semplificata suddivide i muscoli principale dell'arto in estensori, e flessori; questo non sempre può essere fatto poichè non tutti i muscoli agiscono esclusivamente come flessori o estensori e la loro azione meccanica può dipendere fortemente dalla postura dell'arto, ed inoltre esistono muscoli biarticolari ed esercitando un'azione meccanica su più di una articolazione, possono presentare modalità di attivazione complesse.

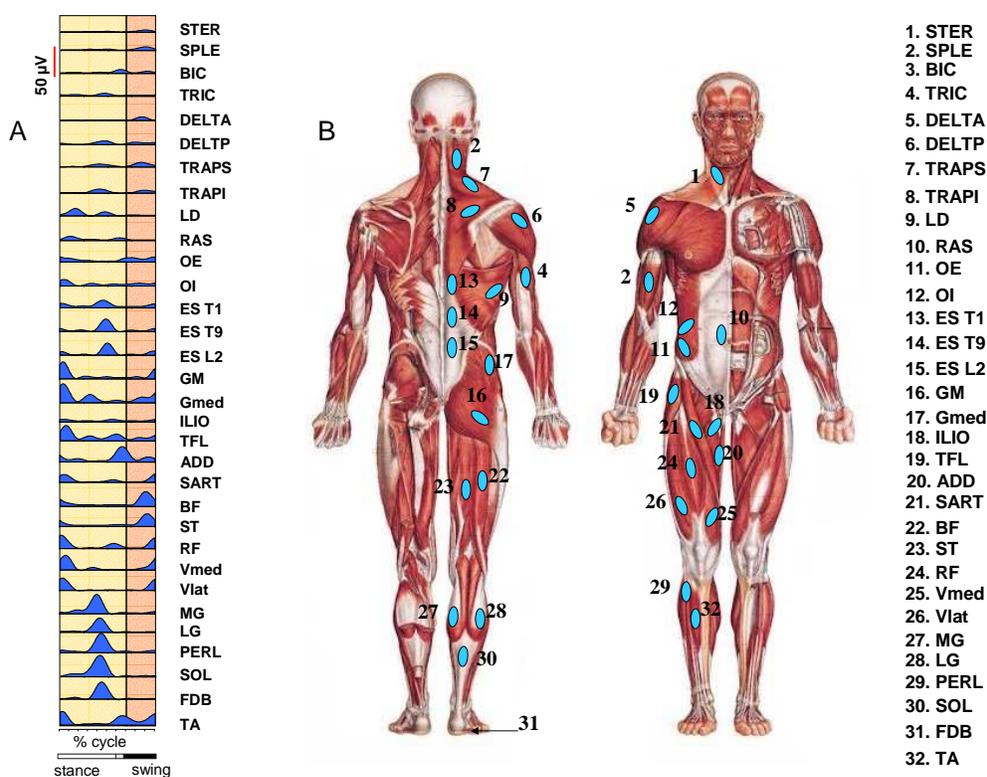


Figura 1.26: Attività elettromiografica di 32 muscoli del tronco, braccia e arti inferiori del lato destro, durante il cammino di un adulto alla velocità di 5 km/h. **A.** *Patterns* di attività elettromiografica media di 32 muscoli registrati lungo il tronco e gli arti inferiori e superiori durante il cammino sul treadmill a velocità di 5 km/h. I profili medi sono graficati rispetto al ciclo del passo normalizzato. **B.** Identificazione anatomica dei 32 muscoli rappresentati.

L'attività muscolare durante la locomozione si manifesta attraverso dei burst che cambiano sia in ampiezza che in durata in funzione della velocità di locomozione. Questo è mostrato in Fig. 1.27 che rappresenta un esempio tipico di

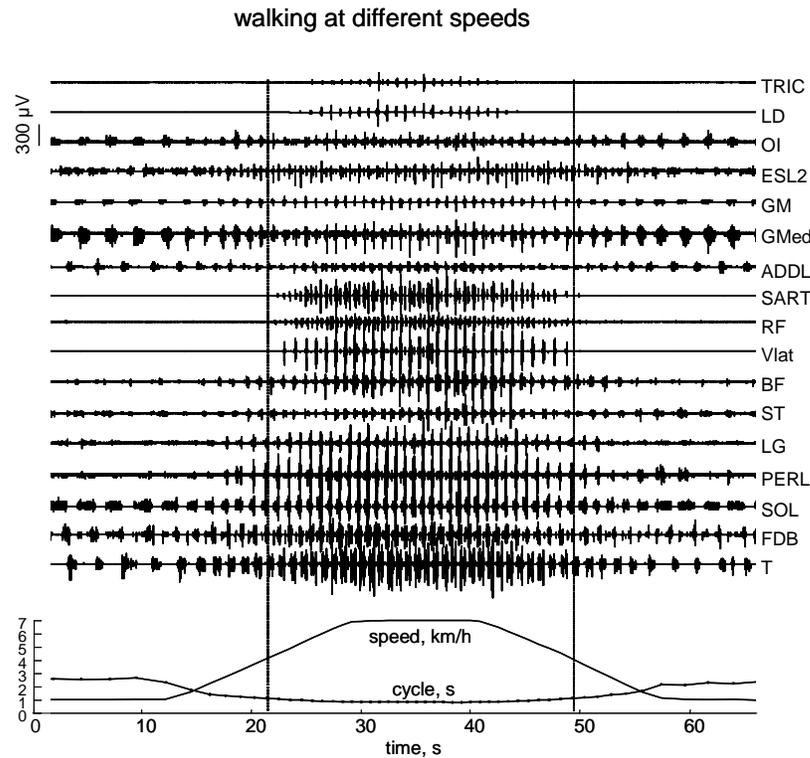


Figura 1.27: Attività EMG al variare della velocità di progressione che cambia lentamente (attraverso una funzione rampa) in un soggetto rappresentativo. La velocità istantanea del treadmill e la durata del ciclo del gait sono rappresentate in basso. Tratto da Ivanenko *et al.* 2006 [87].

patterns EMG in 17 muscoli ipsilaterali della gamba e del tronco per un soggetto rappresentativo, in cui la velocità del treadmill viene fatta variare lentamente da 1 a 7 km/h e poi riportata allo stesso modo alla velocità di partenza. Molti muscoli mostrano un comportamento non-lineare con questi cambiamenti. Per esempio alcuni muscoli (come RF, Vlat, SART, LD, Vmed, Bic, Tric) restano in generale silenti a basse velocità (meno di ~ 4 km/h) e mostrano una forte attivazione ad alte velocità (> 4 km/h).

L'applicazione della tecnica della Risonanza Magnetica Funzionale allo studio dell'attività dei motoneuroni del midollo spinale umano è ancora in fase embrionale, quindi rimarrà difficile la sua applicazione al cammino. È possibile visualizzare l'attività dei motoneuroni del midollo spinale dell'uomo durante la locomozione attraverso le mappe spazio-temporali dell'attività motoneuronale, associando i patterns muscolari registrati all'ubicazione dei motoneuroni (Ivanenko *et al.* 2006 [87]). Questa tecnica, simile a quella recentemente riportata per il gatto (Yakovenko *et al.* 2002 [173]), non mostra l'organizzazione del CPG direttamente,

ma mostra come l'output del CPG è diretto ai muscoli.

In Ivanenko *et al.* 2006 [87] è stata applicata questa tecnica registrando l'attività elettromiografica da 32 muscoli dell'arto inferiore e del tronco durante la locomozione (Fig. 1.26) aggiungendo il contributo di ogni muscolo all'attività totale in ogni segmento spinale, secondo le carte miotoniche dell'innervazione segmentale nell'uomo (Sharrard 1964 [147]; Kendall *et al.* 1993 [96]). L'assunzione implicita è che un EMG rettificato fornisce una misura indiretta dell'attività motoneuronale che innerva quel muscolo.

Le mappe costruite dai dati registrati durante la locomozione sul treadmill a differenti velocità mostrano un numero di caratteristiche comuni (vedi Fig. 1.28; Ivanenko *et al.* 2006 [87]). Una è che l'attività motoneuronale avviene in bursts che sono temporalmente allineati tra vari segmenti spinali. Per ogni segmento spinale ci sono generalmente due burst di attività in ogni ciclo del passo. Queste mappe sono relativamente invariante tra soggetti, specialmente a velocità di locomozione elevate, e non sembrano dipendere fortemente dai muscoli presi in considerazione nell'analisi. Quasi tutta l'attività elettromiografica durante la locomozione è rappresentata da 5 periodi separati di attività motoneuronale (Ivanenko *et al.* 2005b [81]), chiaramente evidente dalle mappe spinali (vedi Fig. **D** 1.28; Ivanenko *et al.* 2006 [87]) e che possono essere associati alla maggior parte degli eventi cinematici e cinetici del ciclo del gait.

1.5.3 Ruolo dell'informazione sensoriale

La propriocezione gioca un ruolo specifico nel mantenimento del ritmo locomotore. Ciascun segnale, sia tonico che fasico, risulta importante per camminare. Durante la locomozione reale o fittizia, l'allungamento periodico oppure la vibrazione dei muscoli distali e prossimali può mantenere o cambiare il ritmo locomotorio, modulando l'ampiezza e la fase dell'attività flessoria ed estensoria (Orlovsky *et al.* 1999 [125]). Inoltre, le zampe posteriori del gatto spinale che cammina su due treadmill differenti per lato adattano la loro cadenza per ognuno dei nastri scorrevoli separatamente (Grillner 1981 [67]). Conseguentemente, segnali sensoriali provenienti dal movimento degli arti entrano nelle reti neurali della locomozione per modulare la velocità del cammino. Inoltre, nell'uomo, la vibrazione continua di determinati muscoli degli arti inferiori, può produrre passi ritmici involontari nell'aria (air-stepping) della gamba sospesa orizzontalmente nell'uomo in decubito di fianco (Gurfinkel *et al.* 1998 [69]; vedi anche Ivanenko *et al.* 2000 [85]).

1.5.4 Controllo della cinematica nel cammino

L'analisi del movimento umano, nei suoi aspetti fisiologici e patologici, ha iniziato a diventare un argomento scientifico con l'avvento dei mezzi tecnici di misura a

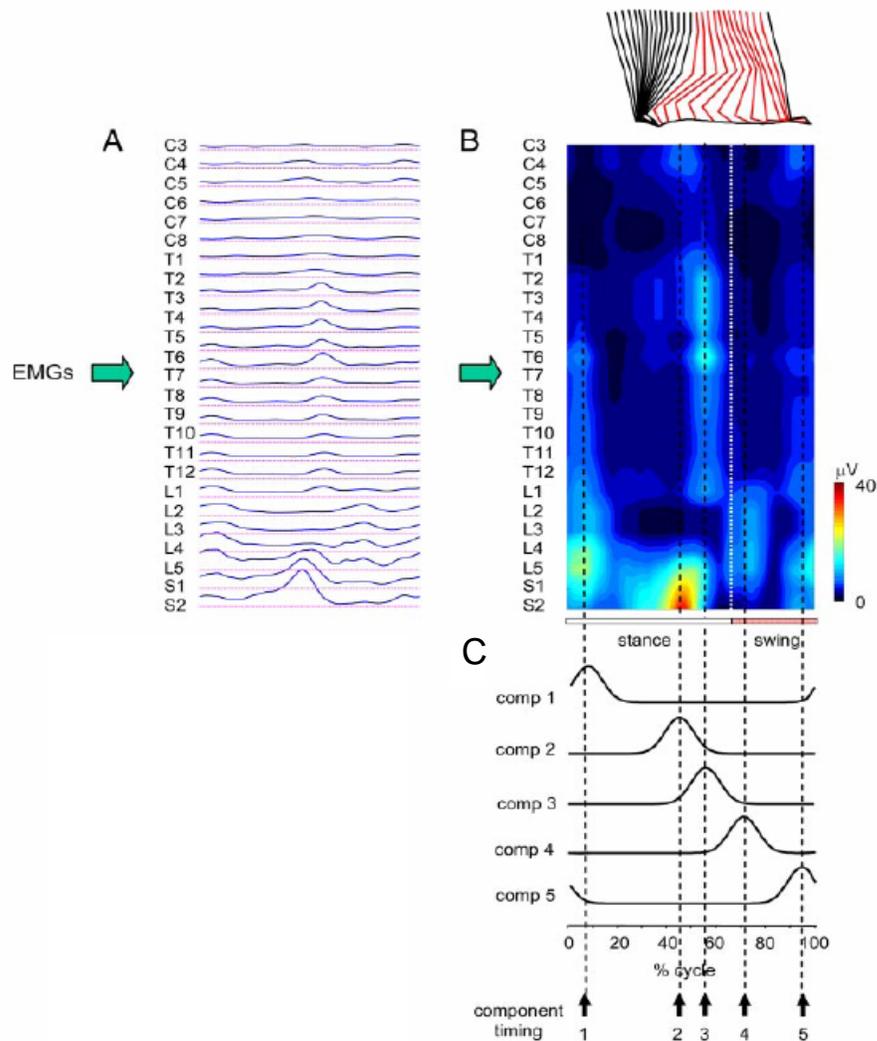


Figura 1.28: Patterns spatio-temporali di attivita degli α -motoneuroni (MN) lungo l'asse rostrocaudale del midollo spinale durante il cammino sul treadmill a 3 km/h. **A.** I pattern di uscita di ogni segmento (scala verticale) sono ricostruiti mappando le forme d'onda delle registrazioni EMG su tabelle note di localizzazione segmentale (tabella di Kendall). I pattern sono normalizzati sul ciclo del passo. **B.** Gli stessi patterns graficati usando una scala di intensità colorata. La linea tratteggiata rappresenta la transizione stanca-swing. **C.** Componenti di attivazioni che corrispondono a 5 periodi separati di attività motoneuronale e che tengono conto del $\sim 90\%$ della varianza totale dell'EMG. Tratto da Ivanenko *et al.* 2006 [87].

cattura di sequenze motorie, ossia con le pionieristiche esperienze di Marey e Muybridge (vedi Fig 1.29). Una teoria senza misure rimane, nella migliore delle ipotesi, un prodotto di arte o magia; misure anche molto raffinate senza teoria adeguata sono condannate alla "cecità" rispetto agli aspetti rilevanti delle problematiche motorie.

L'avvento di queste apparecchiature ha permesso un'analisi quantitativa dei parametri di movimento. Queste apparecchiature optoelettroniche, totalmente non invasive, permettono di eseguire misure di elevata precisione (intorno ad $1mm$) anche di volumi molto grandi (es. $4m \times 4m \times 2m$). Le versioni più recenti di questi strumenti consentono di seguire i movimenti dei segmenti del corpo tramite dei marcatori posizionati sulla pelle sui punti di repere rilevanti per il tipo di movimento che si desidera studiare, con frequenze di campionamento anche superiori a 100 fotogrammi al secondo. In alcuni casi è anche possibile seguire ed effettuare misure in "tempo reale", ovvero ottenendo la misura quasi contemporaneamente all'esecuzione del movimento; questa possibilità apre uno scenario scientifico estremamente affascinante in cui è possibile, non solo quantificare precisamente il movimento, ma anche intervenire durante il movimento del soggetto; attraverso perturbazioni o modificazioni delle condizioni in cui si sta svolgendo il compito motorio, è possibile studiare l'effetto di tali perturbazioni e, data l'alta precisione dell'istante in cui avviene (es. quando un segmento esegue una particolare flessione-estensione) la relazione di questa perturbazione con lo stato del sistema nel momento in cui si effettua.

I sistemi di misura optoelettronica sono controllati da un calcolatore che può acquisire contemporaneamente altre informazioni utili all'analisi del movimento, come segnali elettromiografici (EMG), oculografici, dinamometrici, ergometrici etc.

La locomozione è un movimento multisegmentale coordinato e ciclico; l'unità fondamentale che lo contraddistingue è il passo; in genere estremamente simmetrico in cui la parte destra e sinistra del corpo si alternano nella locomozione bipede in perfetta opposizione di fase. Nei terreni regolari il piede viene posizionato sempre in una posizione corretta anche senza il controllo visivo, con un movimento ripetitivo del piede che consiste nell'atterraggio a terra sul tallone ed un decollo dell'alluce. La traiettoria seguita dal piede è molto regolare: la gamba si solleva il necessario perché non ci sia sfregamento della punta del piede sul terreno durante la fase di pendolamento (*Toe Clearance*) e questo grado di precisione ci permette di fare una serie di considerazioni sulla nostra capacità di conoscere dove si trova il terreno anche in assenza di informazioni visive.

Ogni passo può essere suddiviso in diverse parti, ma la suddivisione principale del movimento di ogni arto è in una fase di appoggio (*Stanche Phase*) e una fase di pendolamento (*Swing Phase*) (vedi Fig. 1.30).

In genere, i movimenti degli arti inferiori, vengono accompagnati da movimenti

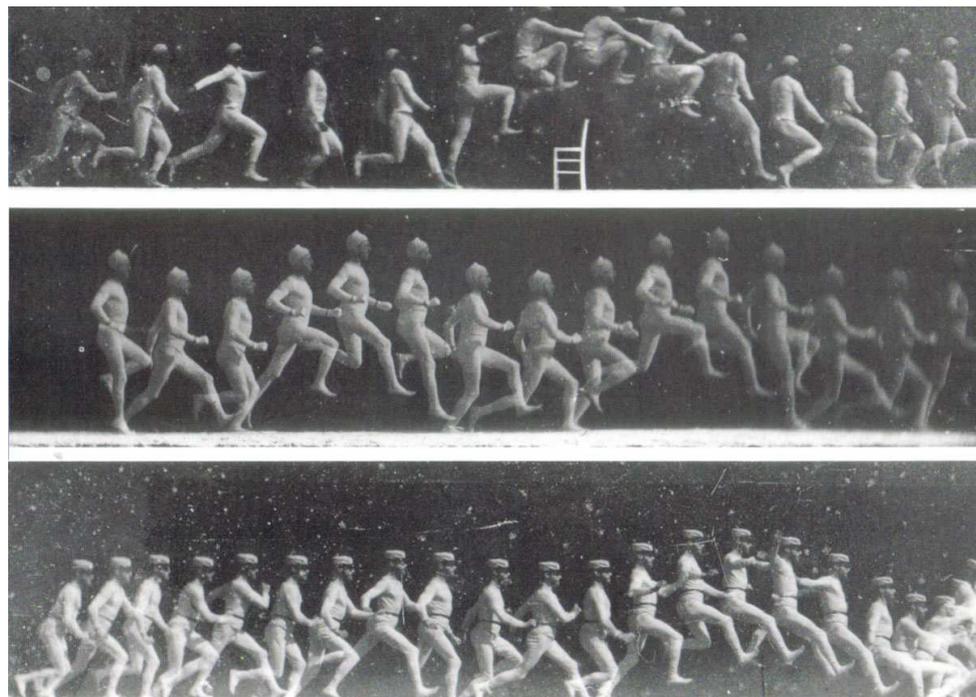


Figura 1.29: Cattura di sequenze motorie di Etienne-Jules MAREY. Analisi del movimento: Etienne-Jules MAREY, 1880.

alternati delle braccia che oscillano con un rapporto di fase speculare rispetto a quello dell'arto inferiore ipsilaterale. Durante ogni passo, il centro di massa (CoM) del corpo ruota sopra l'arto di appoggio (paragonabile a quello di un pendolo invertito) mentre la sua proiezione cade tra i due piedi (all'interno del poligono di appoggio), garantendo così l'equilibrio. L'oscillazione del CoM permette una efficace trasformazione dell'energia potenziale (accumulata durante la prima parte della fase di appoggio) in energia cinetica (durante la seconda parte dell'appoggio), proprio come nelle oscillazioni di un pendolo (questo aspetto fondamentale del cammino dell'uomo verrà ampiamente trattato e discusso nel Cap. 2).

Data l'alta ripetibilità dei passi nel cammino alle stesse condizioni ci si è da sempre chiesto come viene controllato il cammino. Tipicamente una catena di controllo è costituita da un sensore, da un controllore e da un attettore: il controllore può essere realizzato con diversi criteri, ad esempio con retroazione negativa o positiva, proporzionale, differenziale o integrativa o può essere predittivo quando il comportamento del sistema è talmente noto da poter prevedere perfettamente le conseguenze di un determinato comando.

Nella locomozione umana sappiamo che non esistono sensori in grado di stimare la posizione istantanea del centro di massa (CoM) del corpo rispetto agli altri arti; mentre sappiamo che esistono sofisticatissimi sensori in grado di informare sulla

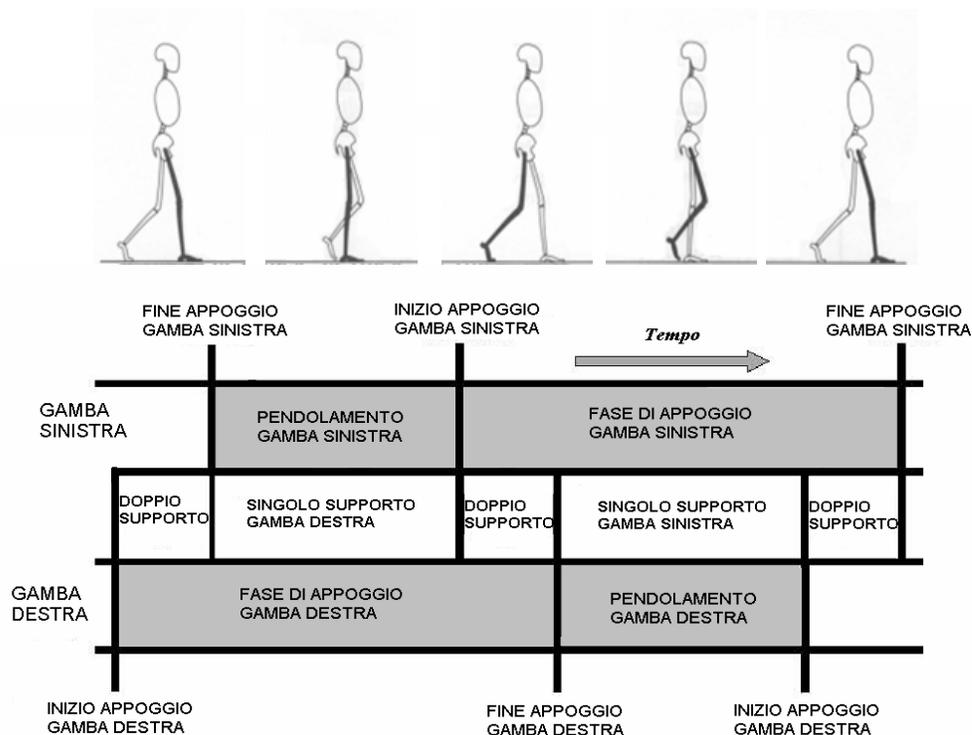


Figura 1.30: Fasi del passo: sono indicate le fasi per entrambi i lati del corpo. E' mostrata la fase di "doppio supporto" in cui entrambi i piedi sono in contatto con il suolo e la fase di "singolo supporto" in cui solo piede è in contatto con il suolo.

lunghezza dei muscoli (i fusi neuromuscolari), sensori cutanei e articolari che sono in grado di fornire nel loro insieme una percezione corretta della posizione delle nostre estremità nello spazio.

Dalle ricerche condotte per studiare il problema delle variabili di controllo nella locomozione è stato osservato che alcuni *patterns* di movimento degli arti sono estremamente stereotipati e costanti anche a fronte di grandi variazioni di *patterns* dinamici e muscolari indotte dalle diverse condizioni di cammino.

1.5.4.1 Coordinazione Inter-Segmentale

La questione delle leggi di coordinazione nel cammino è stata esaminata largamente da entrambe le posizioni teoriche e sperimentali. Diversi approcci hanno descritto il cammino negli spazi sia continuo che discreto, e ci suggeriscono che un eccesso di gradi di libertà (df) costretto dal controllo neurale. Come risultato la dinamica degli arti sarebbe confinata in uno spazio attrattore di dimensionalità minore rispetto allo spazio parametrico originale.

Diverse prove evidenti sulle leggi di coordinazione ci portano quindi a prendere in considerazione leggi che portano ad una riduzione dei gradi di libertà (df). Nell'uomo, come negli altri mammiferi, l'uscita del sistema nervoso centrale prodotta nel controllo dei movimenti ritmici degli arti nella locomozione, fornisce un aumento della complessità e della variabilità dei *patterns*, nell'attività di un grande numero di muscoli. Comunque, quando il cammino viene considerato ad un livello di analisi più globale rispetto ai patterns individuali dei muscoli, chiamato livello meccanico dell'intero corpo (cinematica, cinetica, energie), la descrizione dei patterns appare più semplice e consistente. Winter (1991) ha mostrato l'esistenza di una legge di covarianza cinetica che implica uno scambio tra il *tourque* del ginocchio e dell'anca tale che la variabilità della loro somma risulta essere minore della variabilità di ogni *tourque* articolare preso separatamente.

I movimenti degli arti inferiori durante il ciclo del passo mostrano caratteristiche cinematiche e attivazioni muscolari specifici nei processi di controllo nervoso del cammino. Per quanto riguarda la cinematica, studi recenti svolti nel gruppo del prof. Lacquaniti (Bianchi *et al.* 1998a [19]; Borghese *et al.* 1996 [20]; Lacquaniti *et al.* 2002 [102]) hanno messo in luce interessanti aspetti funzionali. E' stato mostrato che seguendo le variazioni angolari del segmento definito dal marcatore posizionato sul grande trocantere (GT) e quello posizionato su il malleolo laterale (LM), che viene definito come segmento principale, è possibile identificare con una alta accuratezza l'inizio e la fine della fase di appoggio del passo, e la fine della fase di pendolamento⁵.

Durante il cammino i segmenti che compongono l'arto inferiore (coscia, gamba e piede) oscillano avanti ed indietro periodicamente. E' stato mostrato che i movimenti dei singoli segmenti dell'arto non sono indipendenti tra loro ma, al contrario, risultano essere vincolati da una particolare relazione di covarianza. Questa relazione può essere evidenziata graficamente nel momento in cui andiamo a plottare gli angoli, gli uni verso gli altri, che tali segmenti formano rispetto alla verticale gravitaria (1.31).

L'orientamento del piano di covarianza⁶ e la forma del ciclo riflettono la re-

⁵Quando le variazioni angolari hanno un massimo, si identifica l'evento di contatto del piede a terra, inizio della fase di appoggio dell'arto che si sta analizzando, mentre il minimo di questo angolo, identifica l'evento di rilasciamento da terra del piede, cioè la transizione tra la fase di appoggio e la fase di pendolamento.

⁶Il piano di covarianza si ottiene attraverso una metodica statistica detta di regressione planare ortogonale che è un caso particolare dell'analisi delle componenti principali. Questa analisi è simile in principio all'analisi di Fourier in quanto permette di estrarre da una ennupla di forme d'onda un certo numero di formati, statisticamente indipendenti, la cui forma dipende dalla correlazione tra le forme d'onda originali. Maggiore è la correlazione presente tra le forme d'onda originali e minore è il numero di componenti principali necessarie per ricostruirle completamente. Questo tipo di analisi è stato originariamente applicato in biomedicina per estrarre un numero minimo di forme d'onda indipendenti dai segnali registrati da un grande numero di elettrodi in potenziali

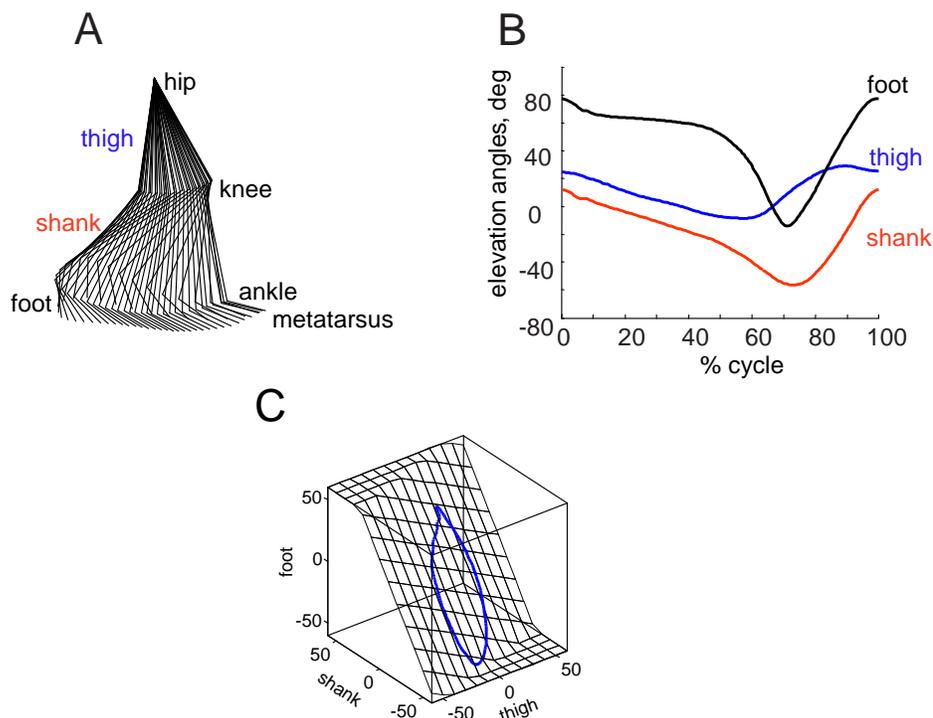


Figura 1.31: Cinematica del passo. **A.** Diagramma a Stick fatto rispetto alla posizione istantanea dell'anca di un passo, si possono identificare i segmenti degli arti inferiori: *thigh*, *shank*, *foot*. **B.** Escursioni angolari durante il ciclo del passo degli angoli di elevazione della coscia, gamba e piede (angoli che il segmento forma con la verticale). Le deflessioni verso l'alto dei valori angolari indicano rotazioni in avanti dei segmenti dell'arto corrispondenti. **C.** Relativo "gait-loop" e piano di covarianza dei movimenti dei segmenti dell'arto.

lazione di fase tra i diversi segmenti (1.31) e perciò la coordinazione temporale inter-segmentale (Borghese et al. 1996 [20]) che dipende dalla stabilità posturale rispetto alla gravità e dall'equilibrio dinamico nella direzione di progressione.

L'esistenza di una legge di coordinazione inter-segmentale, comune nel controllo della postura e della locomozione, presumibilmente assicura il mantenimento

evocati corticali (Glaser e Ruchkin 1976 [60]). L'analisi trasforma la matrice di covarianza in un'altra matrice, di varianza uguale alla prima, i cui elementi non diagonali sono nulli. Viene trovato cioè uno spazio di rappresentazione della matrice originaria in cui la covarianza (elementi non diagonali) tra i patterns originali diventa nulla. Gli autovalori rappresentano quella percentuale della varianza della matrice originale spiegata dagli elementi della nuova matrice. Nel caso specifico i primi due autovalori spiegano tutto il comportamento dell'arto. Basterà dunque un piano per rappresentare l'intera traiettoria dei quattro segmenti insieme. Per approfondire questo argomento sono necessarie competenze di analisi matematica e algebra lineare.

dell'equilibrio dinamico durante il compimento dell'atto motorio e l'adattamento anticipato ai fattori potenzialmente destabilizzanti mediante la coordinazione di sinergie cinematiche dell'intero corpo.

La regola della covarianza è osservata in diverse forme di locomozione, quali il cammino in avanti ed indietro oppure il cammino in posture differenti da quella eretta, e rappresenterebbe, quindi, una legge generale per il controllo della cinematica della locomozione. La rilevanza funzionale di questo principio generale sta nella riduzione dei gradi di libertà dell'arto che il sistema nervoso deve controllare durante il passo e, quindi, in una semplificazione e ottimizzazione del controllo dei movimenti di locomozione.

1.5.4.2 Analisi a diversi livelli di BWS

Le forze di contatto a terra riflettono le forze verticali e orizzontali nette che agiscono sulla superficie di contatto del piede e che sono date dalla somma dei prodotti delle masse per le accelerazioni di tutti i segmenti quando il piede è in contatto con la terra (Winter 1991 [169]). È noto che il carico gioca un ruolo cruciale nel determinare il *pattern* motorio di uscita durante il cammino (Duysens *et al.* 2000 [47]; Harkema *et al.* 1997 [75]; Scott e Winter 1993 [146]).

La simulazione di gravità ridotta rappresenta una tecnica ben controllata per studiare l'effetto del sollevamento del peso corporeo. Questo tipo di manovra agisce in maniera complessa su diversi aspetti sia meccanici che energetici del cammino (Davis e Cavanagh 1993 [41]; Edgerton e Roy 2000 [49]), per esempio l'ampiezza media dell'attività dei muscoli estensori della caviglia (Dietz e Colombo 1996 [44]; Finch *et al.* 1991 [54]; Harkema *et al.* 1997 [75]), le forze di contatto verticale (Flynn *et al.* 1997 [56]; Griffin *et al.* 1999 [66]), il lavoro meccanico (Cavagna *et al.* 2000 [34]; Griffin *et al.* 1999 [66]; Newman *et al.* 1994 [122]) e il generale il consumo metabolico dell'energia (Farley e McMahon 1992 [53]; Newman *et al.* 1994 [122]) mostrano intensità che decrescono in modo proporzionale al sollevamento.

In forte contrasto con questi ampi cambiamenti dei parametri cinetici, un certo numero di parametri cinematici (come per esempio la frequenza e la lunghezza del passo, la durata della fase di appoggio e della fase di pendolamento, lo spostamento verticale del centro di massa del corpo) mostrano un comportamento che cambia poco (< 10%) rispetto ad una riduzione della gravità di quattro volte (Donelan e Kram 1997 [46]; Farley e MacMahon 1992 [53]; Finch *et al.* 1991 [54]; Griffin *et al.* 1999 [66]; Newman *et al.* 1994 [122]). Insieme a questi lavori va senz'altro citato lo studio svolto da Ivanenko *et al.* 2002 ([86]) dove è stato indagato in maniera più dettagliata la cinematica degli arti inferiori e come questa si adatta alla riduzione della gravità.

In queste procedure sperimentali, il soggetto cammina su un treadmill dopo

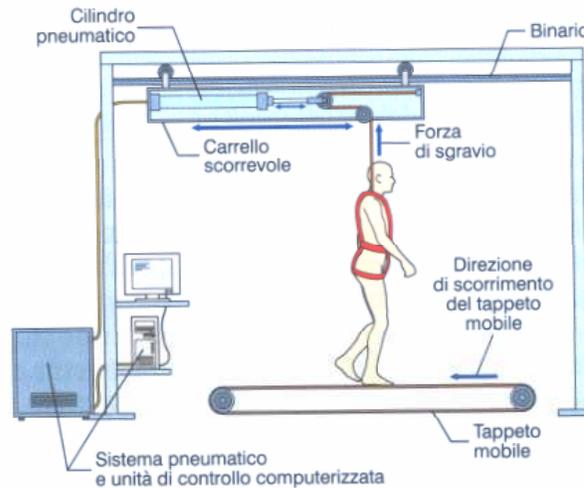


Figura 1.32: Sistema di sgravio. I soggetti vengono posizionati su un treadmill e indossano un'imbracatura collegata per mezzo di cavi di acciaio a un sistema pneumatico che genera la forza necessaria per lo sgravio del peso corporeo. Adattata da Ivanenko *et al.* 2002 ([86]).

che, attraverso un sistema di sgravio, viene alleggerito del proprio peso corporeo (vedi Fig. 1.32). E' stato mostrato che anche per variazioni del peso corporeo molto ampie, come tra 0% e 95%, le variazioni che si riscontrano nella coordinazione inter-segmentale cinematica sono molto basse; in particolare le oscillazioni degli arti inferiori continuano ad essere vincolati nel piano di covarianza (vedi Sez. 1.5.4.1), ed inoltre i soggetti continuano a mantenere un alto controllo del movimento del piede (la variabilità mostrata nella traiettoria del piede rimane sistematicamente bassa) tranne nella condizione di BWS= 100% quando il soggetto cammina in aria e non esiste nessun contatto con il terreno (vedi Fig. 1.33).

Nella condizione di cammino in aria, la variabilità tra i passi aumenta in modo considerevole, ma nel momento in cui al soggetto viene restituito un minimo contatto a terra durante la fase di appoggio (come per esempio con un cuscino di gomma soffice sotto i piedi) la variabilità torna ad assumere i valori bassi delle altre condizioni di supporto. Perciò, negli adulti, è necessaria una minima informazione della forza verticale di contatto a terra per mantenere un accurato controllo della traiettoria del piede.

Bernstein (1967 [16]) e Winter (1992 [168]) enfatizzano molto l'importanza del controllo del *toe-clearance* e ipotizzano che questo preciso controllo nella traiettoria del piede avviene ad opera di un controllo multi-segmentale delle due gambe. In questa stessa visione si pongono i risultati degli esperimenti condotti Ivanenko *et al.* (2002 [86]) dove avviene un accurato controllo della parte distale del segmento

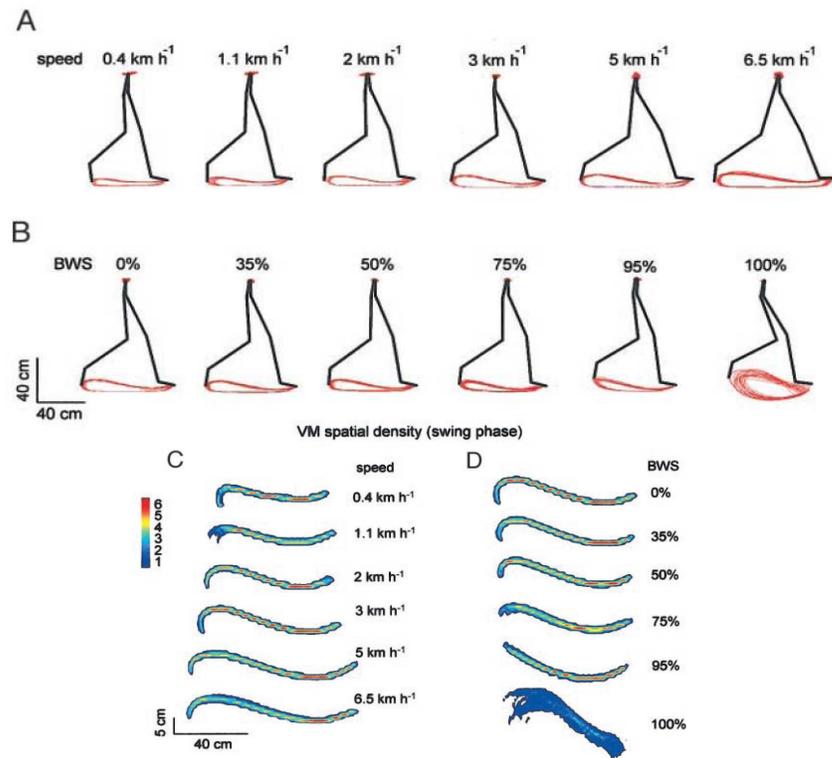


Figura 1.33: Forma e variabilità della traiettoria del piede in un adulto. Le traiettorie dell'iliacum e del piede ($VM=5^\circ$ metatarso) sono sovrapposte su 12 passi consecutivi di prove fatte a velocità diverse a BWS= 0% (A) e differenti livelli di BWS a 3 km/h (B). C. Densità spaziale della traiettoria del piede. La densità spaziale è integrata su un'intera fase di pendolamento: un valore basso di densità (colore blu nella scala delle intensità) corrisponde ad una alta variabilità. Tratto da Ivanenko *et al.* 2002 [86].

coinvolto nel movimento (come la punta del piede nel cammino) anche ad alti livelli di BWS. Queste considerazioni vanno contro un'ipotesi di un semplice sistema di controllo che esegue un cambiamento fisso nella cinematica dato un cambiamento fisso della forza. Questo sistema di controllo, ha sicuramente un potere più complesso e gli basta rilevare una minima forza di contatto per effettuare un accurato controllo della traiettoria del piede.

Capitolo 2

Sviluppo del Meccanismo Pendolare

*In ogni cosa ho voglia di arrivare
sino alla sostanza. Nel lavoro, cercando
la mia strada, nel tumulto del cuore.
Sino all'essenza dei giorni passati,
sino alla loro ragione, sino ai motivi,
sino alle radici, sino al midollo.*

Boris Pasternak, In ogni cosa ho voglia di arrivare

Il cammino bipede in postura eretta è una delle azioni motorie più automatiche eseguita dagli adulti, che richiede comunque la partecipazione di un gran numero di elementi del sistema nervoso centrale e dell'attività muscolare. La gravità ha due maggiori impatti sulle funzioni motorie: un orientamento del corpo preferenziale nello spazio e specifiche regole del moto nel campo gravitazionale. Una delle maggiori conseguenze della presenza delle forze gravitazionali è un comportamento pendolare dei nostri arti. Questo comportamento è direttamente legato alla ottimizzazione del movimento negli animali. Infatti l'ipotesi dominante del cammino nel campo gravitazionale è un processo che ricorda un pendolo inverso negli adulti. Il modello del pendolo inverso predice accuratamente fondamentali meccanismi energetici legati al cammino e l'esistenza della velocità ottimale.

Proprio l'unicità del cammino del bambino, quando per la prima volta deve affrontare un cammino bipede e controllare la postura eretta, ci fornisce l'occasione di indagare se tale fondamentale meccanismo è presente all'inizio del cammino indipendente. Questo ci permette di capire se il meccanismo pendolare è innato in noi come un'adattamento evoluzionistico, frutto dell'ottimizzazione del cammino

bipede esistente da milioni di anni, oppure deve essere sviluppato con l'esperienza.

Contenuti di questo capitolo. La prima sezione 2.1 introduce l'argomento attraverso una veloce descrizione del meccanismo pendolare nel cammino dell'uomo e una breve descrizione fisica di cosa è un pendolo semplice e quali sono le leggi che lo descrivono e lo caratterizzano. Si passerà poi alla descrizione del set-up sperimentale e del tipo di analisi dati (Sez. 2.2) utilizzati per indagare tale aspetto nel cammino dei bambini. Verranno presentati i diversi risultati (Sez. 2.3) ottenuti nei nostri bambini durante i primi passi di cammino indipendente e verrà mostrato, attraverso le curve dello sviluppo, un'analisi di come tale meccanismo interviene e diventa parte integrante delle capacità locomotorie del bambino. Il capitolo si concluderà (Sez. 2.4) con una discussione sul ruolo della maturazione neuronale e dell'esperienza di cammino indipendente nelle modificazioni che intervengono nello sviluppo di questo meccanismo.

2.1 Un argomento semplice

La locomozione è una caratteristica unica del mondo animale, permette infatti agli individui di incontrarsi gli uni con gli altri, di trovare il miglior cibo e il miglior clima, inseguire una preda o fuggire da un pericolo imminente. A seconda dell'ambiente in cui vivono, gli animali possono usare mezzi differenti per spostarsi: gli animali terrestri usano gli arti, gli animali acquatici usano le pinne mentre quelli che solcano i cieli usano le ali. Tra tutte le forme di spostamento, la locomozione terrestre non è particolarmente efficiente poichè gli arti devono essere continuamente riposizionati a terra e la velocità del piede scende a zero ad ogni passo. Gli animale che volano o nuotano, occasionalmente, possono fermare il movimento per scivolare sull'acqua o nell'aria, mentre sulla terra è necessario un movimento continuo degli arti per una progressione continua. Purtroppo la natura non ci ha fornito di ruote come soluzione più economica, cosa questa che invece accade nel mondo di *Lyra*, del "Cannocchiale D'Ambra" di *Philip Pullman*, per i **mulefa**, individui dotati di estrema intelligenza in grado di comunicare tra loro e costruire utensili ed in più:

"[...]avevano le dimensioni di un cervo o di un antilope, e anche lo stesso colore ma ciò che la costrinse ad immobilizzarsi e a sfregarsi gli occhi era la disposizione delle gambe. Si allungavano in una formazione a losanga: due al centro, una sul davanti e una sotto la coda.[...] Poi pensò che si trattasse di animali muniti di ruote. Ma non era possibile. Gli animali non potevano avere ruote. Eppure era ciò che vedeva. Eppure dovevano aver sviluppato in qualche modo, sulla zampa

anteriore e posteriore una ruota. Ma non esistevano ruote in natura, insisteva la sua mente; non potevano esistere; ci voleva un asse munito di cuscinetti che fosse completamente separato dalla parte rotante; non poteva darsi, era impossibile. [...] Quando si avvicinarono ulteriormente potè scoprire l'arcano, le ruote erano i semi dell'albero che aveva scoperto poco prima che poggiati sulle due zampe laterali funzionavano da ruote."

Ad ogni modo i piedi umani offrono diversi vantaggi: permettono infatti di spostarsi attraverso terreni di differente natura, di superare ostacoli, di arrampicarsi e fare piroette.

La locomozione umana è caratterizzata da due principali modalità:

- il cammino
- la corsa

Il cammino ci permette di muoverci ad una bassa velocità per un periodo di tempo molto lungo, spesso senza sentire la fatica di lunghi tragitti, mentre la corsa ci permette di sostenere uno sprint di 10 ms^{-1} .

Le dinamiche spazio-temporali del cammino nell'uomo sono governate da una serie di principi fondamentali che includono la generazione di una forza di propulsione, mantenimento della stabilità superiore nonostante il continuo cambiamento della situazione posturale, assorbimento dello shock dovuto all'impatto con il terreno ad ogni passo, la coordinazione cinematica e la conservazione dell'energia al fine di minimizzare lo sforzo da parte dei muscoli (vedi Alexander 1989 [6]; Capaday 2002 [29]; Dietz 2002 [43]; Lacquaniti *et al.* 1999 [101]; Poppele e Bosco 2003 [133]; Saibene e Minetti 2003 [141]; Vaughan 2003 [163]; Winter 1991 [169]).

Nonostante la complessità di tali movimenti, in cui vengono coinvolti dozzine di muscoli, anche bi-articolari, che esercitano la loro forza attraverso i tendini e producono il movimento di una moltitudine di ossa e segmenti del corpo, ogni "gait" può essere descritto attraverso un semplice paradigma (cioè attraverso un'analogia con un modello fisico di base) che ne permette la comprensione e che ne rispecchia approssimativamente il comportamento.

Il paradigma che qui si vuole descrivere e studiare è quello attraverso il quale si studia il cammino. Il cammino è stato *classicamente* descritto un **pendolo inverso** (Margaria 1976 [111]).

Pendolo semplice

Il pendolo semplice è uno sistema ideale formato da una massa m puntiforme sospesa ad un filo inestensibile e privo di massa di lunghezza l (vedi Fig.A 2.1). Quando viene spostato dalla sua posizione di equilibrio, e quindi abbandonato a se stesso, il pendolo oscilla in un piano verticale sotto l'azione della forza di gravità.

Il moto è periodico e oscillatorio. Tale sistema può essere studiato molto semplicemente andando ad esaminare il tipo di moto che la massa compie.

L'equazione del moto del pendolo:

$$\frac{d^2 \vartheta}{dt^2} + \frac{g}{l} \sin \vartheta = 0 \quad (2.1)$$

Per angoli piccoli (quando $\sin \theta \simeq \theta$) l'equazione diventa:

$$\frac{d^2 \vartheta}{dt^2} + \frac{g}{l} \vartheta = 0 \quad (2.2)$$

equazione differenziale del secondo ordine lineare omogenea a coefficienti costanti, la cui soluzione è:

$$\theta(t) = \theta_0 \sin(\omega t + \varphi) \quad (2.3)$$

il cui andamento nel tempo è rappresentato in Fig.B 2.1; con θ_0 e φ costanti definite dalle condizioni iniziali e con

$$\omega = \sqrt{\frac{g}{l}} \quad (2.4)$$

detta "pulsazione" del moto, da cui si ottiene il tempo caratteristico del pendolo:

$$T = \frac{2\pi}{\omega} = 2\pi \sqrt{\frac{l}{g}} \quad (2.5)$$

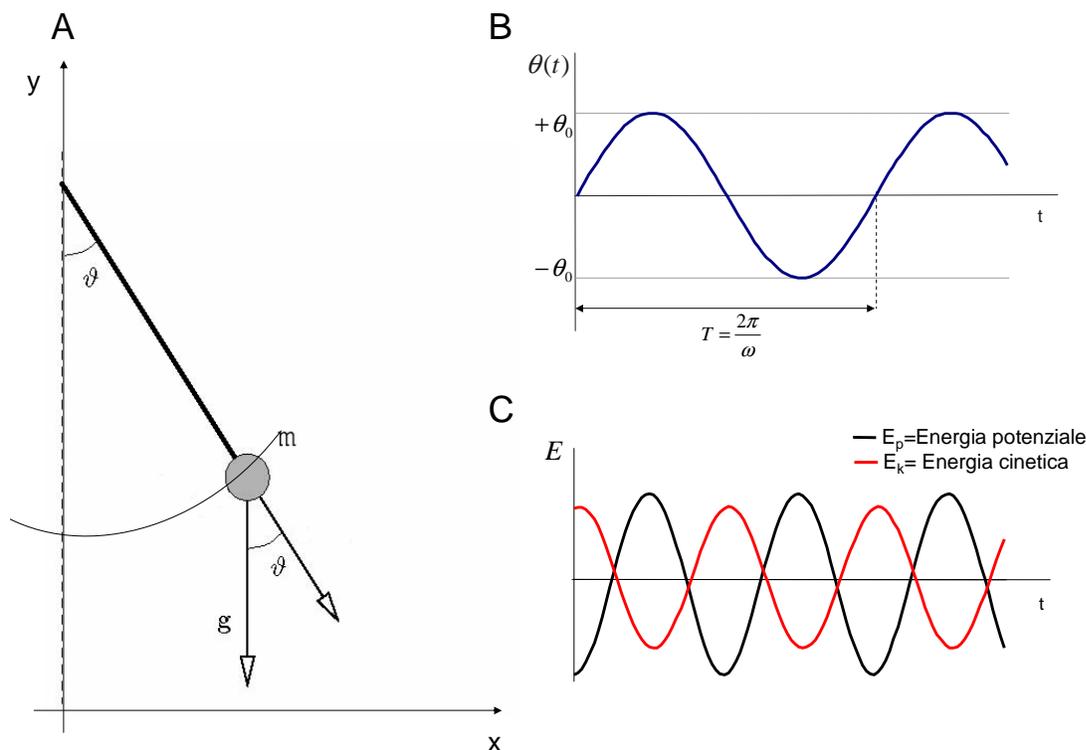


Figura 2.1: Rappresentazione di pendolo semplice. **A.** Schematizzazione del pendolo. **B.** Andamento temporale della soluzione $\theta(t)$ dell'eq.^{ne} del moto del pendolo. **C.** Variazioni temporali dell'energia cinetica e potenziale del pendolo.

Energia cinetica e potenziale del pendolo semplice

Poichè il sistema è ad un solo grado di libertà sottoposto a forze conservative la legge del moto può essere trovata facilmente usando il teorema di conservazione dell'energia:

$$\frac{1}{2}mv^2 + mgy = E = mgy_0 \quad (2.6)$$

da cui si ottiene:

$$\frac{1}{2}mv^2 = mg(y - y_0) \quad (2.7)$$

L'energia cinetica e l'energia potenziale hanno forme d'onda in opposizione di fase e sono rappresentate in Fig.C 2.1.

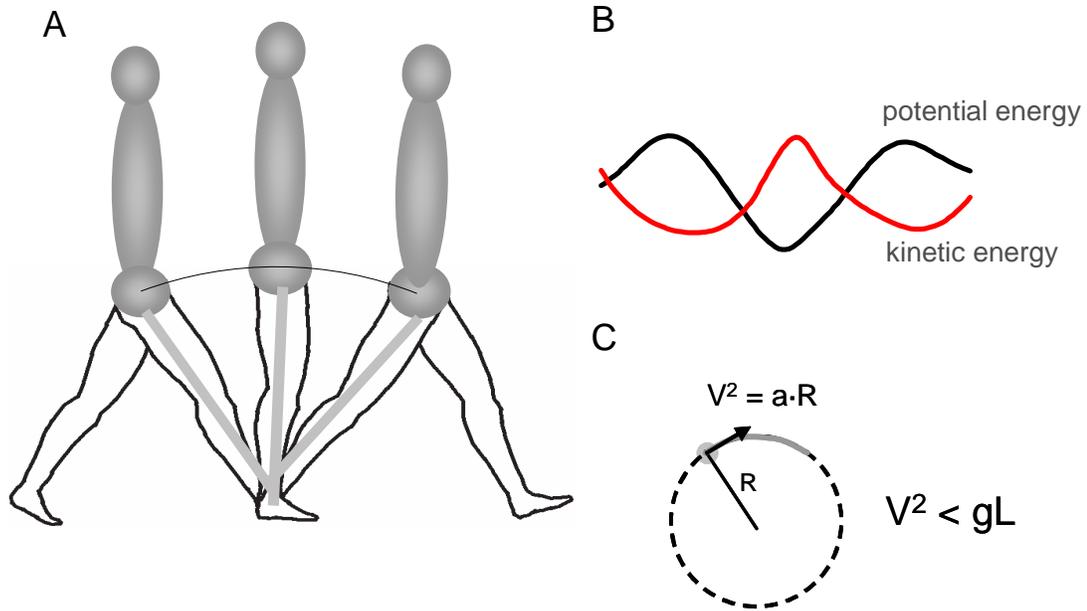


Figura 2.2: **A.** Schematizzazione del pendolo inverso nel cammino degli adulti. **B.** Variazioni tra energia cinetica e potenziale del centro di massa del corpo durante un passo. **C.** Sulla base del modello a pendolo inverso, gli animali non possono camminare più velocemente della velocità a cui la forza centripeta richiesta per mantenere CoM lungo il percorso curvo supera la forza fornita dalla gravità ($V^2 < gL$), dove la L è una lunghezza caratteristica delle gambe. Tratto da Ivanenko *et al.*, 2007 [84].

Nel modello del pendolo inverso nel cammino il centro di massa del corpo ("Centre of Mass" *CoM*) si muove sopra la gamba appoggiata a terra disegnando un arco (Cavagna *et al.* 1963 [32], 1976 [33]), come mostrato in Fig 2.2.

Durante il cammino nell'uomo, la variazione di energia cinetica (E_k) del centro di massa (CoM) viene sostenuta dai cambiamenti nella direzione opposta dell'energia potenziale (E_p) e viceversa (vedi Fig.B 2.2). Infatti i singoli livelli energetici delle due componenti sono sostanzialmente in opposizione di fase, cioè effettivamente l'accelerazione nella direzione di progressione avviene durante l'abbassamento del CoM, e il sollevamento avviene quando il corpo si muove nella direzione di progressione con decremento della velocità. Le equazioni che descrivono le due forme di energia sono:

$$E_k = \frac{1}{2}mv^2 \quad E_p = mgh \quad (2.8)$$

dove m è la massa del corpo v è la velocità del centro di massa, g l'accelerazione di gravità e h lo spostamento verticale del centro di massa durante ogni passo.

Tuttavia nel cammino, la trasformazione di una forma di energia nell'altra, non è mai completa; viene fatto del lavoro esterno ad ogni passo per mantenere la prestazione continua (presumibilmente la parte di energia dissipata per vincere gli attriti viene fornita dai muscoli della gamba, Lacquaniti *et al.* 1999 [101]). Il recupero di energia che avviene utilizzando il meccanismo pendolare dipende dalla velocità di progressione (questa relazione con la velocità verrà ampiamente discussa all'interno del capitolo), raggiunge un massimo alla velocità alla quale il lavoro di peso-specifico per muovere il CoM ad una certa distanza è minimo, tale "particolare" velocità viene definita **velocità ottimale**¹.

Il recupero energetico, mediante il meccanismo pendolare, non è un aspetto che riguarda solo l'uomo, è stato infatti dimostrato per una grande varietà di animali di diversa taglia, forma, numero di gambe, postura e tipo di scheletro, come per esempio per le scimmie, i canguri, i cani, gli uccelli, lucertole, rane e coccodrilli (Ahn *et al.* 2004 [5]; Alexander 1989 [6]; Dickinson *et al.* 2000 [42]; Farley e Ko 1997 [52]; Goslow *et al.* 1981 [62]; Heglund *et al.* 1982 [76]).

2.2 Set-up sperimentale

Per studiare lo sviluppo del meccanismo pendolare nel cammino dei bambini è stata registrata la locomozione² in 26 bambini sani (13 femmine e 13 maschi) e 10 giovani adulti (5 donne e 5 uomini, età media 28 ± 7). Il laboratorio, e la situazione sperimentale in cui si svolgono le prove, sono in un'ambiente in assenza di rischi o perlomeno, gli stessi che avrebbero in una situazione familiare. Sia i genitori, che gli sperimentatori, sono sempre presenti nelle vicinanze dei bambini per evitare cadute, poichè, molti dei bambini che partecipano al nostro studio sono appena in grado di camminare o lo fanno da pochi giorni.

Poichè il progetto di ricerca è principalmente incentrato nello sviluppo delle abilità motorie nel bambino, è stata fatta particolare attenzione al momento nella vita del bambino quando questo affronta i "primi passi" senza supporto, quindi quando per la prima volta deve integrare le informazioni che ha a disposizione, per potersi spostare senza cadere con due gambe, immerso in un campo gravitazionale. A tal fine sono stati registrati i primissimi passi di cammino indipendente (con un

¹In genere la velocità ottimale è la velocità liberamente scelta dai soggetti, poichè è quella che permette il massimo recupero in energia e la massima efficienza nell'utilizzo del modello di pendolo inverso nel cammino.

²Il consenso informato è stato firmato da tutti gli adulti e i genitori dei bambini che hanno partecipato allo studio. Le procedure sperimentali utilizzate sono state approvate dal comitato etico della Fondazione Santa Lucia e conformi alla dichiarazione di Helsinki.

Tabella 2.1: Studio del meccanismo pendolare: caratteristiche dei gruppi in esame (*min* ÷ *max*).

	N	età (mesi)	esperienza di cammino	peso (kg)	lunghezza gambe (m)
Pre-Primi Passi	2	8.6 ÷ 13	-4.0 ÷ -1.7	8.6 ÷ 11.0	0.30 ÷ 0.39
Primi Passi	8	11 ÷ 15	0 ÷ 0.2	8.8 ÷ 11.6	0.33 ÷ 0.39
Bambini	18	16 ÷ 153	0.5 ÷ 141	10 ÷ 43	0.33 ÷ 0.76
Adulti	10	mean ± SD 31 ± 7(anni)		64.6 ± 15.0	0.84 ± 0.04

massimo di esperienza di cammino indipendente di circa una settimana) in 8 bambini di età compresa tra 11 a 16 mesi (gruppo: "Primi Passi", vedi Tab. 2.1). Due di questi bambini sono stati registrati anche prima dei primi passi (gruppo: "Pre-Primi Passi", vedi Tab. 2.1), in tali sessioni il bambino veniva mantenuto in posizione eretta da un genitore o da uno sperimentatore e veniva fatto camminare in questa situazione di lieve sollevamento. Gli altri 18 bambini (gruppo: "Bambini", vedi Tab. 2.1) hanno un'età che varia tra 16 e 153 mesi. Alcune caratteristiche antropometriche dei soggetti di questo studio sono riassunte nella Tab. 2.1.

2.2.1 Condizioni di cammino registrate

Per poter registrare i primissimi passi che il bambino compie nel nostro laboratorio, inizialmente un genitore tiene per la mano il bambino, poi, muovendosi in avanti, tenta di incoraggiare il bambino a seguirlo e, lasciandogli la mano, gli permette di camminare da solo in una zona del laboratorio dove la strumentazione permette di registrare la cinematica e la dinamica. Per ogni soggetto si registrano circa 10 prove nelle stesse condizioni. I soggetti camminano sopra una pedana di forza che registra le forze di contatto a terra. Date le dimensioni della pedana di forza, i bambini riescono a fare 2-3 passi sopra la pedana, e durante la registrazione vengono incoraggiati a guardare in avanti e a camminare in modo naturale. La velocità media calcolata per i bambini durante i primi passi risulta essere $1.4 \pm 0.7 \text{ kmh}^{-1}$ (*mean* ± *SD*). Ai soggetti adulti viene chiesto di camminare a diverse velocità, in questo modo è possibile coprire un vasto intervallo di velocità, cioè a velocità naturale ($3.8 \pm 0.4 \text{ kmh}^{-1}$), ad alta velocità ($7.3 \pm 0.8 \text{ kmh}^{-1}$) e basse velocità ($2.4 \pm 0.8 \text{ kmh}^{-1}$).

La cinematica del cammino viene registrata attraverso i sistemi di analisi del

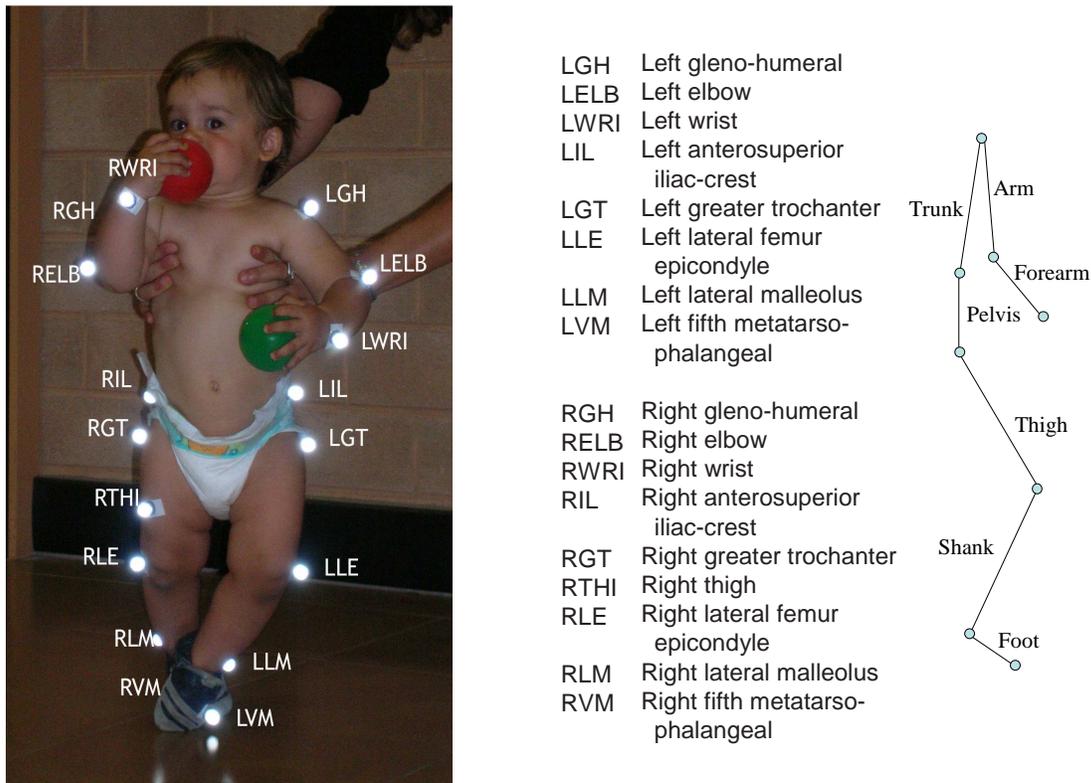


Figura 2.3: Pannello a sinistra: Marker set-up utilizzato per misurare la cinematica del cammino nel bambino. I markers sono attaccati sulla pelle con nastro adesivo ipoallergenico. Pannello di destra: elenco delle posizioni anatomiche e acronimi dei markers usati e schematizzazione dei segmenti individuati (tronco, braccio e avambraccio, pelvi, coscia, tibia, e piede).

movimento ELITE (BTS, Milano) (cinematica unilaterale) e VICON (Oxford) (cinematica bilaterale) con frequenza di campionamento di 100Hz .

La cinematica dei punti articolari viene registrata attaccando dei marcatori passivi riflettenti ai raggi infrarossi (di diametro 1.5cm per il sistema ELITE e 1.4cm per il sistema VICON) sulla pelle, nei punti articolari elencati in Fig. 2.3.

Nei bambini e negli adulti, durante le registrazioni a basse velocità, le forze di contatto a terra (GRFs, *Ground Reaction Forces*, F_x , F_y e F_z) di entrambi i piedi sono registrate attraverso una pedana di forza ($0.9\text{m} \times 0.6\text{m}$; Kistler), con frequenza di campionamento di 1000Hz . In Fig. 2.4 è mostrato un esempio di una registrazione del forze di contatto di più passi, per lo stesso bambino, in due diversi momenti dello sviluppo della locomozione indipendente, a 12.5 mesi du-

rante i primissimi passi indipendenti e a 17 mesi di età, quindi con circe 5 mesi di esperienza di cammino indipendente. Per gli adulti durante le registrazioni di cammino a velocità naturale e alta velocità le forze di contatto a terra per ogni piede vengono registrate separatamente con 2 pedane di forza ($0.6m \times 0.4m$; Kistler) con frequenza di campionamento di $1000Hz$, situate al centro del laboratorio e distanziate di $0.3m$ l'una dall'altra.

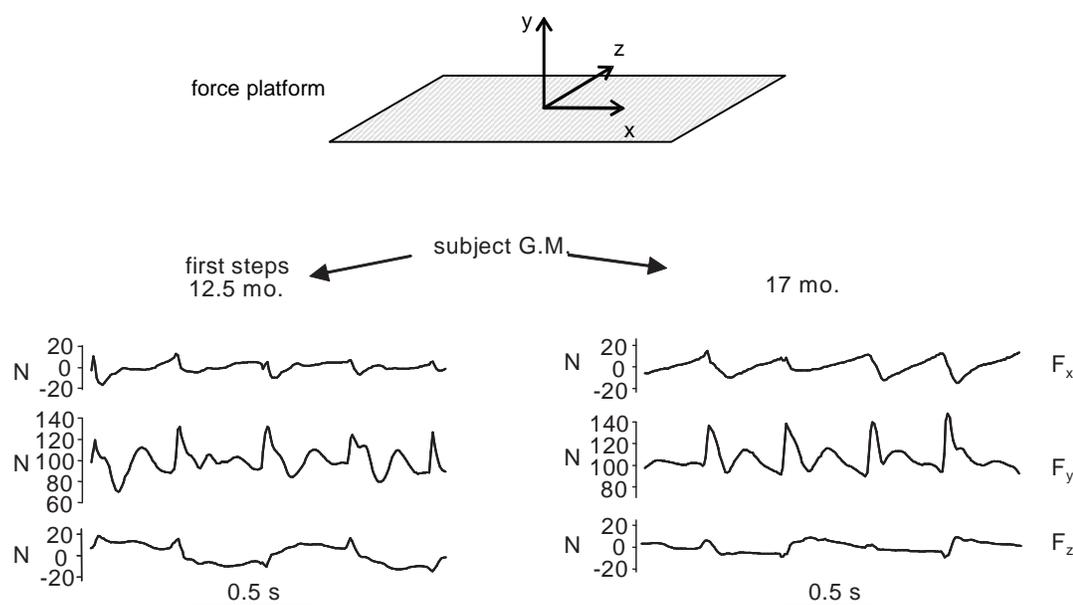


Figura 2.4: In alto Pedana di forza e rappresentazione del sistema di riferimento (x , y , z). In basso andamenti delle registrazioni delle tre componenti della forza di contatto a terra (F_x , F_y e F_z) dello stesso bambino (G.M.) in due diversi momenti dello sviluppo del cammino: durante i primissimi passi di cammino senza supporto a 12.5 mesi di età e circa 5 mesi dopo.

Al termine di ogni sessione di registrazione vengono annotate le misure antropometriche di ogni soggetto, incluso la massa (m) e l'altezza del soggetto, e le lunghezze e circonferenze dei principali segmenti del corpo per il calcolo dei parametri inerziali del soggetto in accordo con la procedura utilizzata da Schneider e Zernicke 1992 [144] (nel modello di 17 segmenti).

2.2.2 Analisi dati

Nella schematizzazione che abbiamo utilizzato, il corpo viene modellato come una catena di segmenti rigidi interconnessi tra loro: indicheremo la connessione GH-IL come tronco, IL-GT come pelvi, GT-LE per la coscia, LE-LM per la tibia e LM-VM per il piede (vedi Fig. 2.3). Inoltre, indicheremo anche come segmento principale della gamba quello definito tra GT-LM, segmento molto importante, come abbiamo menzionato nell'introduzione, per l'identificazione delle diverse fasi del passo. Di seguito indicheremo con l'indice f la direzione in "avanti", con v la direzione verticale, e con l la direzione laterale di progressione.

Si definiscono angoli di elevazione gli angoli che ogni segmento (compreso quello dell'asse principale della gamba) forma con la verticale nel piano sagittale (positivo nella direzione di progressione). La velocità di progressione viene calcolata come velocità media nella direzione orizzontale del marker IL (ilium).

La durata del ciclo del passo (fase di appoggio più fase di pendolamento) viene definita come l'intervallo di tempo che intercorre tra due picchi massimi dell'angolo di elevazione dell'asse principale della gamba, mentre la fase di appoggio come l'intervallo temporale tra il massimo e il minimo valore di questo stesso angolo (vedi Borghese *et al.* 1996 [20]).

Quando il soggetto cammina sulla pedana di forza, questi criteri cinematici per l'identificazione del passo e delle due fasi del passo, appoggio e pendolamento, vengono verificate confrontandole con l'andamento della forza verticale negli istanti di appoggio (foot-strike) e rilascio del piede da terra (lift-off). In generale l'errore commesso con la valutazione di questi eventi fatta cinematicamente, e fatta utilizzando i dati della pedana di forza, risulta essere meno del 3%. Qualche volta però, il criterio cinematico nel caso dei bambini durante i primi passi, produce un errore significativo dovuto allo strano movimento in avanti del piede che fanno i bambini. In questi casi l'istante di contatto del piede a terra viene determinato utilizzando le curve della traiettoria verticale del marker VM (V° metatarso). Uno studio dettagliato della particolare traiettoria del piede nel bambino verrà ampiamente trattato nel Cap. 4.

2.2.2.1 Coordinazione inter-segmentale

Uno degli studi effettuati sui dati dei primi passi dei bambini è stato analizzare lo stato della coordinazione inter-segmentali. Lo studio della coordinazione inter-segmentale è stato precedentemente descritto da Borghese *et al.* 1996 [20] e Bianchi *et al.* 1998a [19] ed è stato trattato nell'introduzione nella Sez. 1.5.4.1; in questo paragrafo ripetiamo solo brevemente gli aspetti fondamentali e i parametri principali. In un adulto le variazioni temporali degli angoli di elevazione della coscia, della tibia e del piede variano durante il cammino (vedi pannello a sinistra

in Fig.B 1.31). Quando questi angoli vengono rappresentati graficamente l'uno rispetto all'altro in un grafico 3-D descrivono una curva che giace su un piano ("Piano di Covarianza") in ogni ciclo del passo (vedi pannello di destra Fig.C 1.31). Per studiare lo sviluppo del 'gait-loop' e del piano associato nel caso dei bambini durante i primi passi senza supporto, vengono calcolati i tre autovettori $\vec{u}_1 - \vec{u}_3$, a cui corrispondono gli autovalori $\lambda_1 - \lambda_3$ e che rappresentano le direzioni ortogonali della massima varianza dei campioni in esame. I primi due autovettori \vec{u}_1, \vec{u}_2 , giacciono nel piano di covarianza angolare che meglio rappresenta i dati. Il terzo autovettore \vec{u}_3 è normale al piano e definisce l'orientamento del piano. Per ogni autovettore i tre parametri u_{it}, u_{is} e u_{if} corrispondono ai coseni direttori con semi-asse positivo delle coordinate angolari rispettivamente della coscia ("t" thigh), la tibia ("s" shank) e piede ("f" foot).

Per poter studiare la coordinazione inter-segmentale e lo sviluppo di un "gait-loop" maturo verranno messe a confronto le orientazioni medie del piano di covarianza di ogni bambino e di tutti i passi in esame per studiare la variabilità, con l'orientamento medio del piano nel caso degli adulti.

2.2.2.2 Energia cinetica e potenziale del Centro di Massa nel piano sagittale

Per poter confrontare i nostri dati, con quelli ottenuti precedentemente negli studi fatti sui bambini (Cavagna *et al.* 1983 [30] e Schepens *et al.* 2004 [142]), abbiamo utilizzato il loro stesso metodo di analisi e calcolo le variazioni di energia cinetica e potenziale del CoM, ottenute dai dati della pedana di forza. Verrà descritta qui brevemente la tecnica utilizzata. Dalla componente verticale (F_v) e orizzontale (F_f) della forza di contatto a terra (vedi Fig. 2.4) si ricavano le accelerazioni verticale (a_v) ed orizzontale (a_f) del CoM, come segue:

$$F_f = ma_f \quad (2.9)$$

$$F_v - P = ma_v \quad (2.10)$$

dove m è la massa del soggetto e P la forza peso (mg). Integrando le equazioni 2.9 e 2.10 si ottengono le variazioni delle velocità verticale (V_v) e orizzontale (V_f) del CoM :

$$V_f = \frac{1}{m} \cdot \int F_f dt + c \quad (2.11)$$

$$V_v = \frac{1}{m} \cdot \int (F_v - P) dt + c \quad (2.12)$$

con c costante di integrazione.

Le costanti di integrazione presenti nelle eq.ⁿⁱ 2.11 e 2.12, si ottengono calcolando la velocità media del marker IL su un intero ciclo di passo³. La velocità media verticale (costante di integrazione dell'equazione 2.12) si assume uguale a zero nell'ipotesi che gli spostamenti verticali in alto e in basso del CoM sono uguali.

L'equazione 2.12 viene ulteriormente integrata per ottenere lo spostamento verticale del CoM (h):

$$h = \int V_v dt + c \quad (2.13)$$

In questo caso la costante di integrazione è arbitraria e presa uguale a zero. A questo punto è possibile ottenere direttamente l'energia potenziale ($E_p = mgh$) e l'energia cinetica istantanea del CoM ($E_k = \frac{1}{2}mV_f^2 + \frac{1}{2}mV_v^2$). Le altre forze, come per esempio la forza di resistenza dell'aria, per basse velocità di cammino possono essere trascurate (vedi Cavagna e Kaneko 1977 [31]).

Per quantificare lo spostamento in fase tra le forme d'onda di E_k e E_p , il "Phase Shift", viene calcolata la funzione di cross-correlazione $R_{\alpha\beta}$ attraverso la seguente formula:

$$R_{\alpha\beta}(\Delta) = \frac{\int x(t) \cdot y(t + \Delta) dt}{\sqrt{\int \alpha^2(t) dt \cdot \int \beta^2(t) dt}} \quad (2.14)$$

dove con α e β vengono indicate le due forme d'onda da confrontare, nel nostro caso E_k e E_p (dopo aver sottratto i rispettivi valori medi), e con Δ si indica il ritardo temporale dei due segnali. Il numeratore nella equazione 2.14 rappresenta la potenza del segnale comune ai segnali α e β , ed è scalato dal prodotto della potenza del segnale totale, in questo modo l'intervallo della cross-correlazione va da -1 a 1 . Viene usato un algoritmo in grado di identificare il picco di correlazione negativo e il corrispondente ritardo temporale ϕ . Per convenzione indicheremo con ϕ positivi un anticipo del picco dell'energia cinetica rispetto al picco della potenziale, e con ϕ negativo un ritardo. Per una maggiore comprensione di questo parametro verrà espresso in percentuale del ciclo del passo.

2.2.2.3 Lavoro esterno positivo e Recupero dell'energia meccanica

Uno dei modi utilizzati per studiare l'analisi del movimento durante la locomozione, prevede il calcolo del lavoro meccanico fatto e dell'energia meccanica. Esistono diverse tecniche che permettono di valutare tali parametri, che portano

³L'assunzione che viene fatta in questo caso è che, la velocità del marker IL in prima approssimazione sia uguale alla velocità media del CoM; questa assunzione è plausibile poichè la posizione del marker IL risulta essere molto vicina alla posizione del centro di massa del corpo, e gli spostamenti del CoM nel corpo sono piccoli.

ai medesimi risultati; una di queste divide naturalmente l'analisi in due parti: una prima parte di analisi del lavoro fatto per spostare il centro di gravità rispetto all'ambiente circostante, e una seconda parte per accelerare gli arti rispetto al centro di gravità.

La prima parte, che prevede, l'analisi dei movimenti del CoM rispetto all'ambiente, definisce il lavoro associato ai cambiamenti dell'energia meccanica totale del CoM come "**lavoro esterno**"; in contrasto con la seconda parte, nella quale vengono analizzati i movimenti dei diversi segmenti del corpo rispetto al CoM, che sono principalmente dovuti (ma non esclusivamente) alle forze interne del corpo, e di conseguenza il lavoro associato ai cambiamenti dell'energia meccanica rispetto al CoM è chiamato "**lavoro interno**".

Data l'energia meccanica totale del CoM (E_{ext}), definito come dalla somma dell'energia cinetica e potenziale su un ciclo di passo, si definisce **lavoro esterno positivo** (W_{ext}) la somma degli incrementi dell'energia meccanica totale del CoM E_{ext} su un ciclo (vedi Cavagna *et al.* 1976 [33]). Analogamente indichiamo con W_v e W_f il lavoro positivo, rispettivamente verticale ed orizzontale, e si ottengono sommando, sempre in un ciclo di passo, gli incrementi delle energie nella direzione verticale ($mgh + \frac{1}{2}mV_v^2$) ed orizzontale ($\frac{1}{2}mV_f^2$) del CoM.

Per minimizzare gli errori dovuti al rumore, sono presi in considerazione gli incrementi dell'energia meccanica solo se il tempo tra due successivi massimi risulta essere maggiore di 20ms.

Date le dimensioni delle pedane di forza a nostra disposizione, nel gruppo dei bambini più grandi e gli adulti, non è possibile avere un intero ciclo di passo, manca la parte iniziale del passo dovuta al primo doppio supporto; in questi casi, nell'ipotesi che in questi soggetti il ciclo del passo sia simmetrico, sostituiamo il primo doppio supporto all'inizio della fase di appoggio, con la fase di doppio supporto che avviene alla fine della fase di appoggio.

Per stimare la capacità di salvare energia meccanica durante il cammino, utilizziamo il parametro introdotto da Cavagna *et al.* 1976 [33], percentuale di recupero energetico \mathbf{R} ("*the percentage of recovery*"):

$$R = \left(\frac{W_v + W_f - W_{ext}}{W_v + W_f} \right) \times 100 \quad (2.15)$$

che rappresenta in percentuale quanta energia viene recuperata utilizzando il meccanismo pendolare.

Le classiche analisi effettuate sul meccanismo del pendolo inverso sono di solito sviluppate prendendo in considerazione le componenti del moto nel piano sagittale (vedi Cavagna *et al.* 1976 [33], 1983 [30]; Saibene e Minetti 2003 [141]). Infatti, Tesio *et al.* 1998 [155], ha mostrato che nel caso del cammino negli adulti la componente laterale dell'energia cinetica del CoM può essere considerata trascurabile rispetto alla componente sagittale. Poichè nei bambini molto piccoli, potrebbe

non accadere questo, e quindi aumentare l'importanza della componente laterale dovuta alla loro alta instabilità nel piano frontale nel cammino; per uno studio più accurata, e che quindi prendesse in considerazione anche questa possibilità, è stata effettuata un'ulteriore analisi quella tridimensionale, oltre alla classica nel piano sagittale. L'energia totale diventa perciò:

$$E_{ext} = E_p + \frac{1}{2}mV_f^2 + \frac{1}{2}mV_v^2 + \frac{1}{2}mV_l^2 \quad (2.16)$$

dove V_l rappresenta la velocità istantanea nella direzione laterale del CoM.

Per ottenere la velocità nella direzione laterale abbiamo:

$$V_l = \frac{1}{m} \cdot \int F_l dt + c \quad (2.17)$$

la cui costante di integrazione (c), che rappresenta la velocità media nella direzione laterale, si assume uguale a zero nell'ipotesi che gli spostamenti laterali a destra e sinistra sono uguali. Questa assunzione è ragionevole poichè vengono corrette le deviazioni nelle registrazioni cinematiche e dinamiche della componente nella direzione xz, in modo tale che la progressione avvenga lungo l'asse x principalmente, per fare questo vengono ruotati gli assi x,z di un angolo calcolato tra l'inizio e la fine della registrazione della prova.

La percentuale di recupero energetico (R_l) valutata calcolata in questo caso si calcola nel seguente modo:

$$R_l = \left(\frac{W_v + W_f + W_l - W_{ext}}{W_v + W_f + W_l} \right) \times 100 \quad (2.18)$$

dove W_l (lavoro positivo nella direzione laterale) si ottiene sommando (lungo un ciclo del passo) tutti gli incrementi positivi dell'energia meccanica nella direzione laterale ($\frac{1}{2}mV_l^2$).

2.2.2.4 Lavoro interno positivo dovuto ai movimenti relativi dei segmenti rispetto al CoM

Come detto nel paragrafo precedente, si definisce **lavoro interno** quello necessario ad accelerare gli arti rispetto al centro di gravità. Il metodo utilizzato per calcolare il lavoro interno è quello sviluppato da Willems *et al.* 1995 [167] e in questo paragrafo verrà descritto brevemente.

Si schematizza il corpo come un sistema costituito da 7 segmenti, con l'indice "i" indichiamo il segmento i^{esimo} ; i segmenti sono: HAT (*Head, Arms and Trunk*), coscia, tibia e piede del lato destro e sinistro. I dati antropometrici si ricavano attraverso le equazioni di regressione proposte da Schneider e Zernicke 1992 [144] nel caso dei bambini di meno di 2 anni, Jensen 1986 [91] per i bambini più grandi

e Zatsiorsky *et al.* 1990 [178] per gli adulti; indichiamo con m_i la massa, \mathbf{r}_i la posizione del centro di massa e \mathbf{I}_i il momento d'inerzia nel piano sagittale del segmento i^{esimo} .

Si calcolano inoltre la velocità angolare (ω_i) di ogni segmento e la velocità di traslazione (\mathbf{v}_i) del centro di massa del segmento i rispetto al CoM del corpo. La posizione del CoM si ricava come segue:

$$CoM = \frac{\sum_i^n m_i \cdot \vec{\mathbf{r}}_i}{\sum_i^n m_i} \quad (2.19)$$

L'energia cinetica di ogni segmento ($E_{k,i}$), dovuta ai movimenti di traslazione rispetto al CoM e ai movimenti rotazionali, viene calcolata come somma dell'energia di traslazione e di rotazione:

$$E_{k,i} = \frac{1}{2}m_i v_i^2 + \frac{1}{2}I_i \omega_i^2. \quad (2.20)$$

Il lavoro interno, dato dai movimenti relativi di ogni arto e dell'HAT, viene calcolato sommando gli incrementi delle loro energie cinetiche. Il lavoro interno netto $W_{i,Netto}$ viene poi calcolato sommando i lavori interni di ogni arto e del HAT. Con questa procedura è permesso il trasferimento dell'energia tra i segmenti dello stesso arto, ma non tra diversi arti e il tronco (vedi Schepens *et al.* 2004 [142]; Willems *et al.* 1995 [167]).

Nella nostra analisi non possiamo valutare il lavoro interno fatto da una gamba rispetto all'altra durante la fase di doppio supporto (Bastien *et al.* 2003 [14]) poiché i nostri bambini camminano sopra una sola piattaforma e non possiamo separare le componenti dovuti alle due gambe; ad ogni modo, questo lavoro contribuisce per meno del 10% sulla potenza totale spesa durante il cammino, sia negli adulti che nei bambini (Schepens *et al.* 2004 [142]).

2.2.2.5 Momenti di forza articolari

Sono stati calcolati i momenti di forza (definendo con il segno positivo i momenti estensori) alla caviglia (M_A), al ginocchio (M_K) e all'articolazione dell'anca (M_H) usando i dati della cinematica, della piattaforma di forza e utilizzando i dati antropometrici presi ad ogni soggetto. La tecnica utilizzata per calcolare i momenti è quella tradizionale di Newton-Eulero che utilizza il modello della dinamica inversa (Bresler e Frankel 1950 [24]). In appendice A è riportata la descrizione di questa tecnica e le relative equazioni.

Questa tecnica utilizza il modello di segmenti interconnessi per schematizzare gli arti inferiori (vedi Fig. 2.5). Viene inoltre calcolato il momento netto di supporto, "support moment" M_s , come somma dei tre momenti articolari (Winter 1991 [169]).

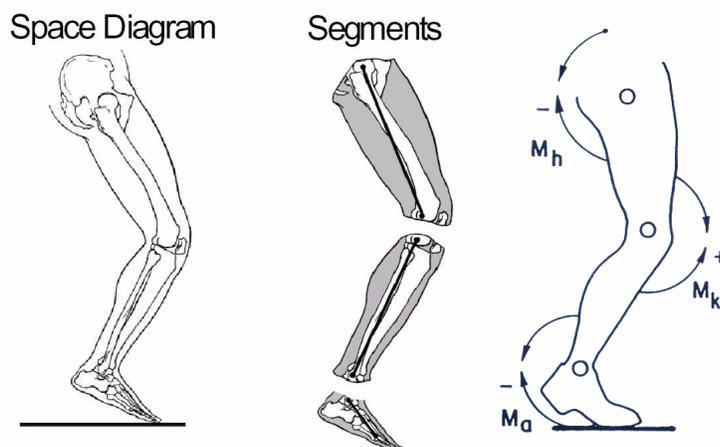


Figura 2.5: Rappresentazione degli arti inferiori nello spazio e con il *Free-Body Diagrams*: qui ogni segmento viene "rotto" all'altezza delle articolazioni. Schematizzazione e segni dei momenti delle forze.

2.2.2.6 Cambiamenti legati allo sviluppo

In questo paragrafo si è cercato di mettere in luce le motivazioni che ci hanno spinto a scegliere di rappresentare e studiare i vari parametri legati allo sviluppo delle capacità motorie nel bambino in funzione dello sviluppo, e quindi raggruppando i bambini secondo esperienza di cammino indipendente, piuttosto che per età. Diversi lavori in letteratura hanno mostrato questo aspetto e cercato di motivare la scelta di una tale rappresentazione, raggruppando attraverso criteri legati allo sviluppo di determinate abilità motorie piuttosto che legate all'età anagrafica. In Sundermier *et al.* 2001 [152] si studia lo sviluppo del controllo posturale, attraverso analisi di variabili elettromiografiche e dinamiche, nei bambini (di età tra i 9 mesi e 10 anni), raggruppando i soggetti sia per età cronologica che per livello di sviluppo motorio, utilizzando come criterio la presenza o meno di determinate abilità motorie (lo stesso tipo di criterio era stato usato precedentemente nei lavori di Roncesvalles *et al.* 2000 [139]). La conclusione di questi manoscritti è che la suddivisione secondo lo sviluppo risulta essere una migliore rappresentazione per predire e studiare i miglioramenti locomotori o motori in generale che intervengono.

Anche nelle nostre analisi è stata fatta questa iniziale considerazione, su quale fosse il modo migliore di rappresentare i nostri dati e l'evoluzione di determinati comportamenti motori. Poiché questo lavoro è incentrato principalmente sui bambini durante i primi passi abbiamo notato, innanzitutto, la grande variabilità nell'età in cui avviene questo evento nel nostro campione di bambini (vedi Tab. 2.1,

tra 11 ÷ 15 mesi) e poichè abbiamo avuto la possibilità di registrare alcuni di loro prima e anche dopo qualche mese dai primi passi, abbiamo notato che i mesi di cammino indipendente producevano lo stesso miglioramento nelle performance dei bambini, anche se i primi passi nei bambini analizzati avvenivano in momenti diversi l'uno dall'altro. Un'analisi dettagliata di questo aspetto e le relative curve di sviluppo, di questi bambini sono presentate nel paragrafo 2.3.6.

Per le ragioni esposte sopra, i grafici che rappresentano l'evoluzione e i miglioramenti nel tempo della nostra popolazione di soggetti, sono fatti principalmente in funzione del "tempo trascorso dai primi passi", espresso in mesi di cammino indipendente ("*time since onset of walking*").

In genere i cambiamenti legati allo sviluppo nei parametri studiati in funzione del tempo, sono graficati con dei fit di tipo esponenziale:

$$y = -a \cdot e^{-t/\tau} + b \quad (2.21)$$

con y indichiamo il parametro in esame, t è il tempo trascorso dall'inizio dei primi passi senza supporto, τ rappresenta la costante di tempo del fit e a e b due costanti.

2.3 Risultati

Inizialmente potrebbe essere utile mostrare l'evoluzione di alcuni parametri fondamentali legati al cammino (come per esempio la velocità di progressione, la durata del ciclo del passo etc.) o anche parametri antropometrici che comunque risultano avere un ruolo importante nel cammino (come per esempio la lunghezza delle gambe etc.); prima per avere un'idea di che valori vengono assunti da questi parametri durante i primi passi, e poi per analizzare che tipo di evoluzione hanno in funzione dei mesi trascorsi dai primi passi.

Possiamo notare come parametri legati alla crescita del bambino, e alle sue caratteristiche fisiche, come la lunghezza delle gambe (Fig. **B** 2.6) o come il peso e l'altezza (che qui non abbiamo rappresentato), mostrino una relazione lineare con il tempo con diverse pendenze a seconda del periodo dello sviluppo; sappiamo che esistono due periodi di sviluppo particolarmente rapidi, che sono l'infanzia (i primi due anni di vita del bambino) e l'adolescenza. In questi periodi infatti le pendenze di queste curve sono estremamente pronunciate.

La crescita che avviene nei primi due anni di vita non è proporzionale per le varie parti del corpo, infatti alla nascita la testa del bambino contribuisce per il 25% della lunghezza totale del corpo mentre gli arti inferiori solo per il 15%. Per questa ragione il centro di gravità nei bambini è spostato molto in alto e la relativa piccola base di appoggio, sono considerati fattori limitanti delle loro performance motorie.

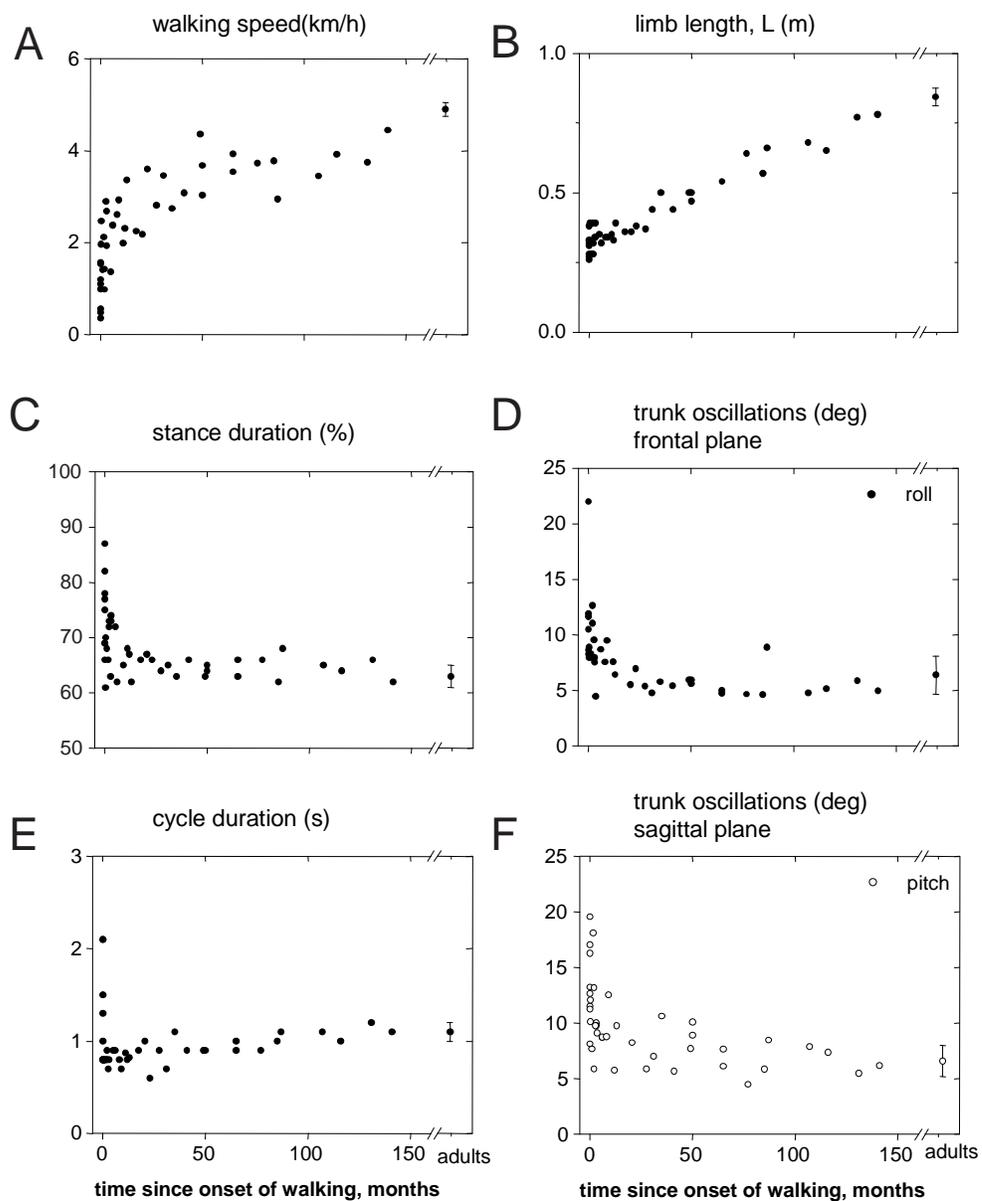


Figura 2.6: Velocità di progressione in kmh^{-1} (A); lunghezza delle gambe, L in m (B); durata della fase di appoggio del passo in percentuale del passo (C); oscillazioni del tronco nel piano frontale in gradi (D); durata del ciclo del passo in sec (E); oscillazioni del tronco nel piano sagittale in gradi (F); tutti in funzione del tempo trascorso dai primi passi, espresso in mesi. Il punto finale, con $\pm SD$ rappresenta il valor medio per gli adulti.

A differenza delle relazioni lineari, messe in evidenza sopra, i parametri più strettamente legati alle abilità motorie nel cammino, e quindi la velocità di progressione (Fig. **A** 2.6), la durata della fase di appoggio e la durata del ciclo del passo (Fig. **C**, **E** 2.6), presentano delle curve che si sviluppano velocemente nel giro di qualche mese dopo i primi passi di cammino indipendente.

L'analisi delle oscillazioni del tronco mostra una rapida stabilizzazione sia nel piano frontale (Fig. **D** 2.6) che nel piano sagittale (Fig. **F** 2.6). I valori iniziali picco-picco delle oscillazioni nel piano frontale sono relativamente alti (rispettivamente $11.3 \pm 4.1^\circ$ e $13.2 \pm 3.5^\circ$). L'evoluzione che viene mostrata in figura, con il trend dei punti, li porta verso i valori assunti dagli adulti (in media: $6.4 \pm 1.7^\circ$ e $6.6 \pm 1.4^\circ$ nel piano frontale e sagittale).

2.3.1 Cinematica dell'anca

Come detto all'inizio del capitolo, negli adulti durante il cammino, l'anca descrive un arco di curva sopra la gamba poggiata a terra, come un pendolo invertito (vedi Fig. 2.2). Entrambe le anche sono contemporaneamente sollevate durante la metà della fase di appoggio della gamba su cui si poggia il carico, e quindi due volte in un ciclo di passo. In questo modo si evidenziano due picchi nell'andamento temporale della direzione verticale del marker "grande trocantere" (GT_y) e "ilium" (IL_y) in ogni ciclo del passo, che coincidono rispettivamente con la metà della fase di appoggio della gamba destra e della gamba sinistra (vedi pannello estrema destra della Fig. **B** 2.7).

L'ampiezza di questi picchi è dello stesso ordine di grandezza e questo indica un sollevamento confrontabile dell'anca nelle due fasi. L'espansione in serie di Fourier di GT_y permette di evidenziare quale armonica ha il contributo maggiore, nel nostro caso, mette in evidenza una chiara dominanza della seconda armonica (Fig. 2.8). Infatti nel caso degli adulti, la percentuale di varianza⁴ spiegata dalla prima armonica è $13 \pm 7\%$ ($mean \pm SD$, $N=10$), e per la seconda armonica è $80 \pm 7\%$. Tali valori nel caso degli adulti sono ottenuti raggruppando i dati nel cammino alla velocità naturale scelta liberamente dai soggetti (in media $3.8 \pm 0.4 kmh^{-1}$). I dati rappresentati in Fig. 2.8 mostrano l'andamento della percentuale di varianza della GT_y spiegata dalla seconda armonica di Fourier, in funzione dei mesi trascorsi dai primi passi senza supporto, il fit è una funzione esponenziale data dall'equazione 2.21 con costante di tempo $\tau = 2.2$ mesi. In media nei bambini durante i primi passi tale percentuale vale $56 \pm 9\%$ ($mean \pm SD$, $N=8$) per la prima armonica, e $22 \pm 4\%$ per la seconda armonica, che indica invece, in contrapposizione

⁴Tale parametro permette di stimare in percentuale, quanto del segnale di partenza viene spiegato utilizzando in questo caso, solo la prima armonica o la seconda armonica della decomposizione in serie di Fourier.

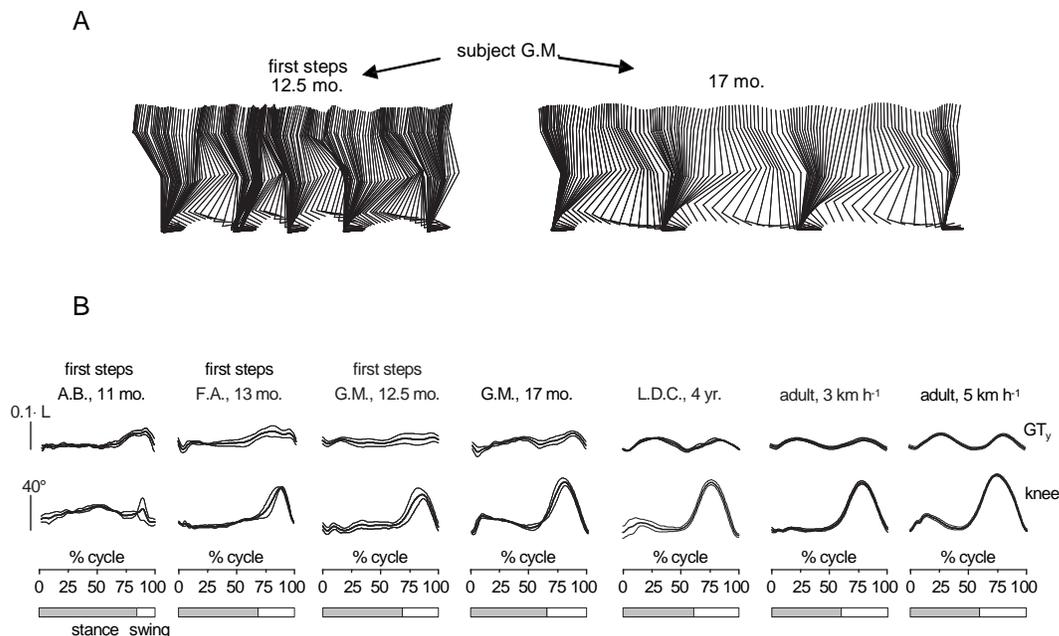


Figura 2.7: **A.** Esempio di stick diagrams di un bambino (soggetto G.M) in due momenti: a sinistra all'età di 12.5 mesi durante i primi passi di cammino indipendente e a 17 mesi con circa 5 mesi di esperienza di cammino. **B.** Andamenti medi ($\pm SD, N=5$ passi) dello spostamento verticale dell'anca (GT_y) e angolo articolare del ginocchio di bambini di diversa età, e a destra un adulto rappresentativo durante il cammino a due diverse velocità. I dati sono graficati rispetto al ciclo del passo normalizzato. GT_y è normalizzata rispetto alla lunghezza delle gambe L .

rispetto a quello detto precedentemente per gli adulti, una dominanza della prima armonica per questi andamenti.

Come si può osservare mettendo a confronto gli andamenti in Fig.(A-B) 2.7, l'andamento verticale dell'anca nei bambini durante i primi passi differisce marcatamente da quello mostrato per gli adulti e i bambini con maggiore esperienza di cammino indipendente. In genere, nel caso dei bambini durante i primi passi, la coordinata GT_y presenta un solo picco, o comunque un picco più evidente, nella fase di pendolamento; questo riflette un sollevamento dell'articolazione dell'anca che avviene durante la fase di pendolamento relativa all'anca controlaterale, rispetto alla gamba su cui è caricato il peso. Questa osservazione è confermata anche dalle registrazioni cinematiche bilaterali e anche quando vengono osservati

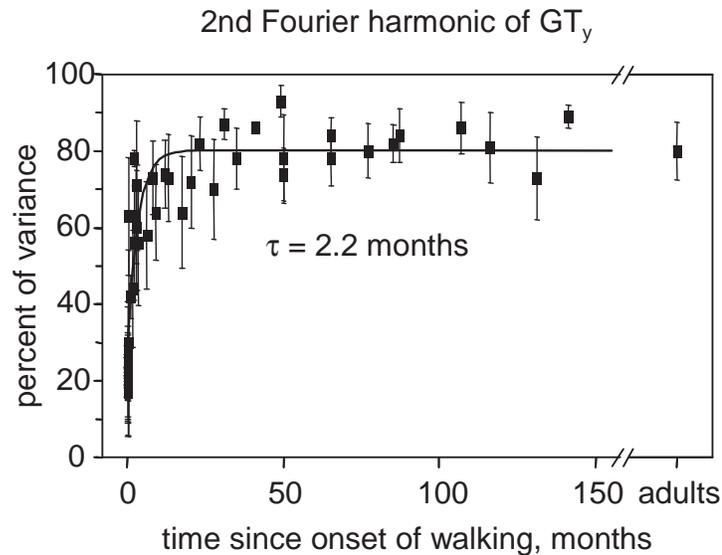


Figura 2.8: Percentuale di varianza della coordinata verticale GT spiegata dalla seconda armonica di Fourier graficata in funzione del tempo trascorso dai primi passi di cammino indipendente. Il fit è una funzione esponenziale ($r = 0.93$), τ costante di tempo del fit.

gli spostamenti verticali dei markers IL; possiamo quindi affermare che tale comportamento non dipende dall'errato posizionamento dei marcatori GT rispetto al vero centro di rotazione dell'articolazione. Inoltre le oscillazioni di GT_y sono molto variabili tra i passi se confrontati con i bambini più grandi e gli adulti.

Il comportamento appena descritto (un picco dominante durante la fase di pendolamento del passo) è quello che si osserva nel caso degli adulti durante il cammino sul posto ("Stepping In Place") (si rimanda a un approfondimento dettagliato di questo aspetto nel paragrafo 3.3.4 del successivo capitolo, in cui si analizza che tipo di strategia locomotoria è realizzata da questi bambini).

Pochi mesi dopo i primi passi di cammino indipendente, si comincia a manifestare il primo picco che avviene durante la metà della fase di appoggio nei profili della coordinata GT_y (come possiamo vedere nei pannelli centrali della Fig. B 2.7) e si sviluppa completamente nel bambino più grande (nell'esempio in Fig. B 2.7 L.D.C. di 4 anni).

In teoria, nel modello del pendolo inverso, la gamba dovrebbe essere rigida (vedi Fig. 2.2) e questo avviene quando si blocca l'articolazione del ginocchio durante la fase di appoggio. In Fig. B 2.7 (curve inferiori) vengono mostrate le variazioni angolari del ginocchio in diverse fasi dello sviluppo. Si nota che per gli adulti a basse velocità, tali variazioni restano basse e aumentano all'aumentare delle velocità $> 3\text{kmh}^{-1}$ (vedi Fig. B 2.7). Allo stesso modo anche l'ampiezza picco picco

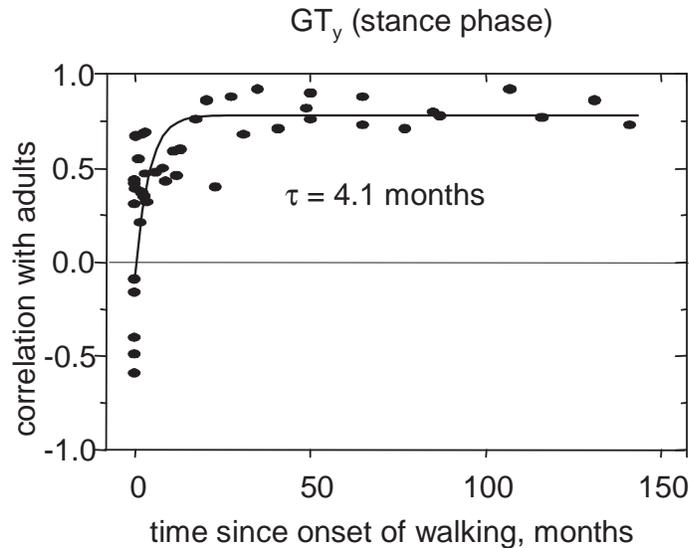


Figura 2.9: Coefficienti di correlazione tra le coordinate di GT_y dei bambini e le coordinate medie negli adulti durante la fase di appoggio in funzione dei mesi trascorsi dai primi passi indipendenti. Il fit è una funzione esponenziale ($r = 0.87$), τ costante di tempo.

delle variazioni verticali del GT aumentano all'aumentare delle velocità, passano infatti da $0.023 \pm 0.003L$ (*mean* \pm *SD*) a $1kmh^{-1}$, $0.033 \pm 0.005L$ a $3kmh^{-1}$, $0.050 \pm 0.007L$ a $5kmh^{-1}$ e $0.068 \pm 0.014L$ a $7kmh^{-1}$.

In Fig. 2.9 è rappresentato l'andamento della correlazione tra GT_y per i diversi bambini, e la coordinata media per gli adulti, durante la fase di appoggio, in funzione del tempo trascorso dai primi passi, espresso in mesi. Tale grafico mostra basse correlazioni (anche valori negativi di correlazione), nel caso dei bambini durante i primi passi di cammino indipendente, che aumentano rapidamente all'aumentare dell'esperienza di cammino indipendente; anche in questo caso il fit viene fatto con una funzione esponenziale e la costante di tempo τ è dell'ordine di qualche mese, e precisamente $\tau = 4.1$ mesi.

2.3.2 Analisi dell'energia meccanica

Dalla letteratura e dalle considerazioni fatte si evince che il meccanismo pendolare porta con se una serie di conseguenze nel cammino, sia legate alla cinematica che alla dinamica (vedi Alexander 1989 [6]; Cavagna et al. 1976 [33]). Per un'analisi dettagliata dei diversi aspetti coinvolti in tale meccanismo, abbiamo calcolato i cambiamenti dell'energia meccanica del CoM, dalle registrazioni della pedana di

forza (vedi paragrafo 2.2.2). Negli adulti (che sono stati ampiamente analizzati e studiati in diverse condizioni di cammino) l'energia cinetica (E_k) del CoM tende ad avere un andamento in opposizione di fase rispetto alla forma d'onda dell'energia potenziale (E_p) e di conseguenza, dello spostamento verticale del CoM. Durante un ciclo di passo, tra gli eventi che distinguono il contatto a terra della gamba ("touch-down") e metà della fase di appoggio ("mid-stance"), la velocità di progressione V_f del CoM decresce mentre il tronco si inarca verso l'alto sopra il piede di appoggio. In questa fase E_k si converte in E_p ; durante la seconda metà della fase di appoggio, il CoM si muove verso il basso e la velocità di progressione V_f del CoM aumenta. In questa fase, E_p è di nuovo convertita in E_k . Lo scambio continuo di energia che si effettua utilizzando il meccanismo del pendolo inverso, riduce il lavoro richiesto dal sistema muscolare di una quantità che dipende dalla velocità di progressione del cammino (Cavagna *et al.* 1976 [33]). E' richiesto del lavoro positivo per spostare in avanti il CoM durante la prima parte e la parte finale della fase di appoggio, per completare il sollevamento verticale durante la metà della fase di appoggio, e per oscillare le gambe in avanti.

All'inizio del cammino senza supporto, tutti i bambini studiati non mostrano questo scambio tra energia cinetica e potenziale (Fig. 2.10). In generale le variazioni tra E_p e E_k sono molto irregolari, con una relazione di fase confusa tra le due curve. La variazione picco-picco della curva E_k è spesso più piccola rispetto ai corrispondenti cambiamenti di E_p (in parte dovuto alla bassa velocità di progressione dei bambini). Ma già poche settimane dopo l'inizio del cammino indipendente, i profili delle curve dei bambini iniziano a mostrare un chiaro scambio tra E_p e E_k durante ogni passo, dovuto allo sfruttamento di tale meccanismo pendolare (pannelli centrali in Fig. 2.10).

Per quantificare l'efficacia del meccanismo pendolare e lo scambio di energia in ogni passo, abbiamo valutato diversi parametri che mettessero in luce i vari aspetti coinvolti:

r coefficiente di correlazione tra le forme d'onda E_k ed E_p ; per due onde perfettamente fuori fase, come nel caso del pendolo ideale (vedi Fig.C 2.1), il coefficiente di correlazione risulta essere -1 ; quindi attraverso questo parametro possiamo quantificare l'allontanamento dalla condizione ideale delle due curve

ϕ ritardo di fase tra E_k ed E_p , espresso in percentuale di ciclo del passo; nel caso di pendolo ideale $\phi = 0$ e il suo variare intorno allo zero permette di quantificare il grado di sfasamento tra le due curve

R percentuale di recupero energetico (definito nell'equazione 2.15); nel caso ideale $R = 100\%$; tale parametro permette di stimare in percentuale quanta energia

viene recuperata sfruttando il meccanismo pendolare di scambio tra energia cinetica ed energia potenziale del CoM.

W_{ext} lavoro esterno espresso per unità di distanza e unità di massa; nella condizione ideale $W_{\text{ext}} = 0$.

W_{int} lavoro interno per unità di distanza e di massa.

Tabella 2.2: Valori medi dei parametri legati al meccanismo pendolare per il gruppo degli adulti e dei bambini durante i primi passi.

Gruppo (kmh^{-1})	r	ϕ (%)	R (%)	W_{ext} ($Jkg^{-1}m^{-1}$)	W_{int} ($Jkg^{-1}m^{-1}$)
Primi-Passi $V = (1.4 \pm 0.7)$	-0.39 ± 0.15	-2.2 ± 8.5	28 ± 7	0.97 ± 0.20	0.74 ± 0.09
Adulti $V = (3.8 \pm 0.4)$	-0.85 ± 0.05	1.0 ± 1.7	64 ± 4	0.32 ± 0.04	0.27 ± 0.06

Nella Tab. 2.2 sono riportati i valori medi dei parametri studiati per il gruppo dei nostri adulti che camminano a velocità naturale (risultati confrontabili e già noti in letteratura), e del gruppo dei bambini durante i loro primi passi di cammino indipendente (i risultati per questo gruppo di bambini sono essenzialmente nuovi; alcuni di questi possono essere messi a confronto con quelli ottenuti da Hallemans *et al.* 2004 [73]).

I valori medi di questi parametri nei bambini durante i primi passi sono significativamente diversi da quelli del gruppo degli adulti ($P < 10^{-5}$ Student's unpaired t-test) tranne per quanto riguarda lo sfasamento ϕ . Il parametro ϕ mostra una forte variabilità tra i passi nei bambini durante i primi passi: infatti se ne calcoliamo il valore medio tra tutti i passi di ogni bambino e la deviazione standard otteniamo ($27.5 \pm 6.2\%$) mentre nel caso degli adulti si ottiene ($1.8 \pm 0.9\%$), questo mette in luce la forte variabilità.

Nell'analisi fatta della percentuale di recupero energetico R , ottenuto sfruttando il meccanismo del pendolo inverso riportato in Tab. 2.2, si è lavorato solo utilizzando le componenti nel piano sagittale. E' possibile che in questo modo, cioè trascurando la componente laterale, si è trascurata una componente importante nel movimento dei bambini e per questo è stata fatta un'ulteriori analisi prendendo in considerazione tutte e tre le componenti nel calcolo del recupero energetico R_1 (vedi equazione 2.18). L'ampiezza relativa dei cambiamenti dell'energia cinetica nella direzione laterale, mostrati in Fig. 2.10, è spesso più alta nei bambini durante

i primi passi rispetto agli adulti. Se calcoliamo il contributo di questa componente dell'energia, alle oscillazioni dell'energia totale, otteniamo, per i bambini durante i primi passi, un contributo dell'ordine di $(31 \pm 10 \%)$ mentre per gli adulti abbiamo $(6 \pm 3 \%)$; l'alto contributo nel caso dei bambini è probabilmente dovuto alla elevata instabilità nella direzione laterale e/o alla elevata larghezza di base nei passi di questi bambini (Assaiante *et al.* 1993 [11]; Bril e Brenière 1993 [25]). I valori che otteniamo per R_1 sono $65 \pm 4 \%$ per gli adulti, e $36 \pm 4 \%$ per i bambini, che continuano ad essere significativamente diversi.

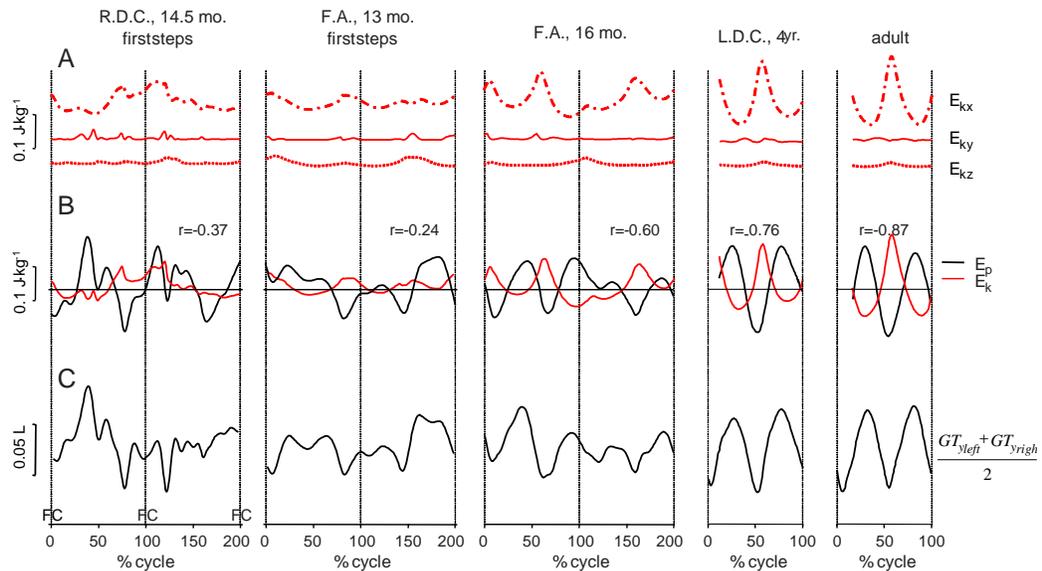


Figura 2.10: Andamenti dello spostamento verticale dell'anca, dell'energia potenziale E_p e dell'energia cinetica E_k del CoM durante il cammino in bambini di diversa età, e in un adulto rappresentativo. **A.** Variazioni in funzione del ciclo del passo delle energie cinetiche del CoM nella direzione di progressione $E_{k,f}$, nella direzione verticale $E_{k,v}$ e nella direzione laterale $E_{k,l}$. **B.** Energia cinetica (E_k) in rosso e potenziale (E_p) in nero del CoM nel piano sagittale, usate per caratterizzare il comportamento pendolare dei soggetti. **C.** Andamento verticale dell'anca $(GT_{y,left} + GT_{y,right})/2$. Le linee verticali punteggiate corrispondono agli istanti di contatto a terra del piede (FC, "Foot Contact"). I coefficienti di correlazione tra E_k e E_p sono indicati per ogni esempio.

In Fig.B 2.10 sono riportati gli andamenti dell'energia cinetica e potenziale del

CoM per bambini di diversa età, e un adulto rappresentativo; è possibile vedere come per i bambini durante i primi passi di cammino indipendente (soggetti R.D.C. e F.A.), le variazioni delle energie sono piuttosto confuse e variabili tra i passi, e la correlazione tra le curve è piuttosto bassa. Già qualche mese dopo i primi passi (stesso soggetto F.A. a 16 mesi), si comincia a notare un chiaro scambio tra E_k ed E_p del CoM, infatti il coefficiente di correlazione tra le curve aumenta a $r = -0.60$ nell'esempio. Mentre per il bambino di 4 anni di età (soggetto L.D.C.) e l'adulto (pannello a destra) le energie sono quasi perfettamente in opposizione di fase e molto simili alla situazione di pendolo ideale presentata in Fig.C 2.1 (in questi casi le energie non sono estese a tutto il ciclo del passo⁵).

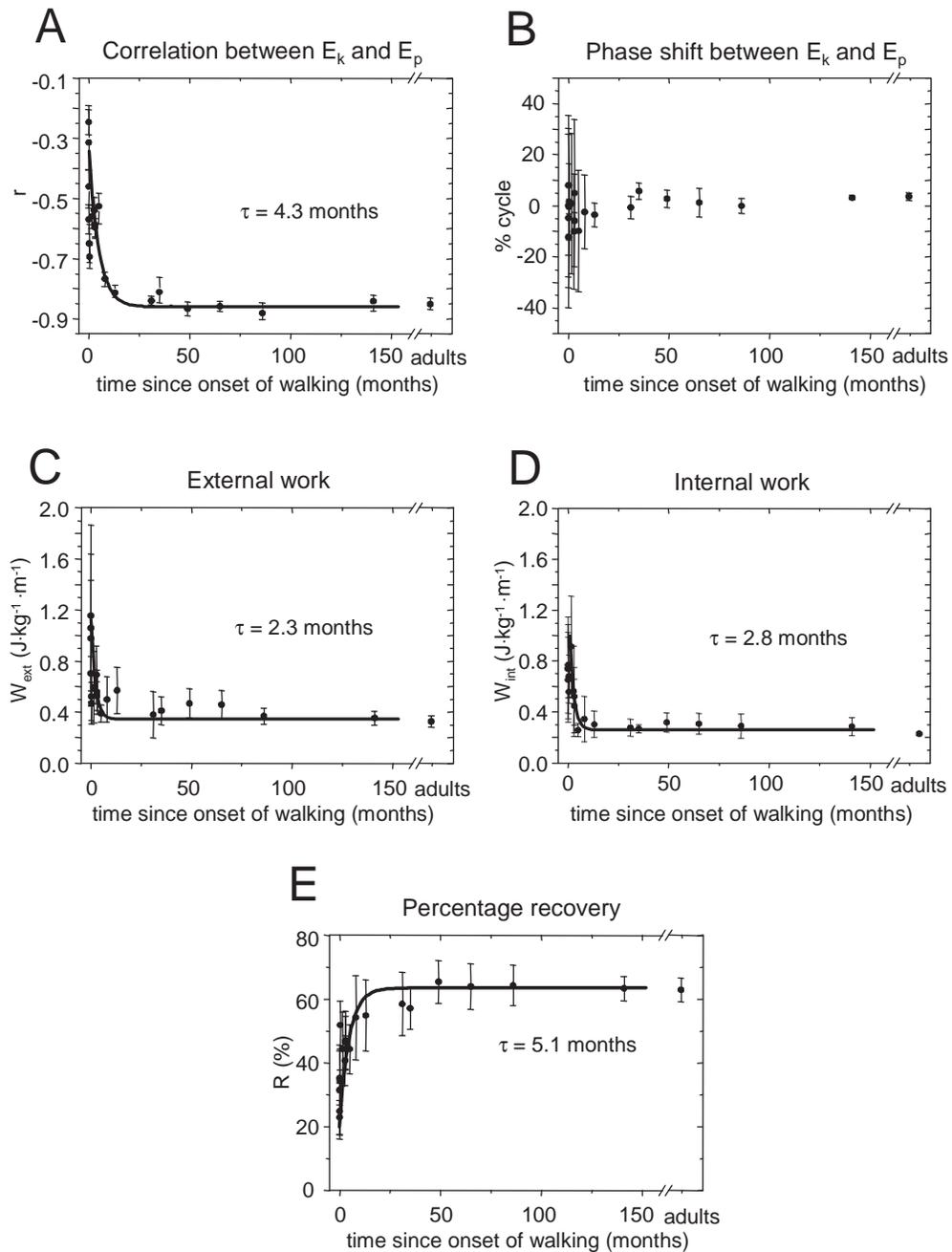
Per poter studiare lo sviluppo del meccanismo pendolare è importante visualizzare ed analizzare l'evoluzione di questi parametri nel tempo. In Fig. 2.11 sono mostrati gli andamenti dei parametri studiati in funzione del tempo trascorso da i primi passi, espresso in mesi, di tutta la nostra popolazione di soggetti. I fit sono di tipo esponenziale ($r = 0.93; 0.89; 0.87; e 0.92$; rispettivamente per A; C; D ed E). Le costanti di tempo, come possiamo notare, sono dello stesso ordine di grandezza ($2.3 \div 5.1$ mesi), confrontabili con quelle ottenute per i parametri legati alla cinematica (vedi Fig. 2.8, 2.9). I dati mostrati sono ottenuti alla velocità naturalmente scelta dai soggetti.

2.3.3 Relazione con la velocità

Dalle osservazioni fatte nei precedenti paragrafi emerge che le velocità di progressione degli adulti sono molto maggiori delle velocità assunte dai bambini, ed in particolare dai bambini dell'età di 1 anno. Per questo motivo, ci si potrebbe chiedere se il basso valore di recupero di energia (e di conseguenza l'alto lavoro meccanico richiesto), riscontrato nei bambini durante i primi passi, sia semplicemente una conseguenza dovuta alla loro bassa altezza e alla bassa velocità con cui camminano. E' infatti noto che ad una data velocità, il lavoro netto meccanico specifico durante la locomozione è più grande per soggetti di altezza più bassa, e a basse velocità di deambulazione (Alexander *et al.* 1989 [6]; Cavagna *et al.* 1983 [30]; Saibene e Minetti 2003 [141]).

⁵Nel caso degli adulti e dei bambini grandi, date le ridotte dimensioni delle pedane di forza, le registrazioni non possono essere estese a tutto il ciclo del passo. Mancano i dati della fase di doppio supporto presente all'inizio della fase di appoggio ($\sim 10 - 15\%$ del ciclo), che vengono comunque integrate nel calcolo della percentuale di recupero in energia R con i dati del doppio supporto presente nella metà della fase di appoggio.

Figura 2.11: **A.** Coefficiente di correlazione tra E_k e E_p del CoM . **B.** Ritardo di fase tra E_k e E_p del CoM . **C.** Recupero di energia espresso in percentuale. **D.** Lavoro esterno espresso per unità di massa e di distanza percorsa. **E.** Lavoro interno espresso per unità di massa e di distanza percorsa.



Numero di Froude

Il numero di Froude "Fr", è un parametro adimensionale, che deve il suo nome all'ingegnere idrodinamico e architetto navale inglese William Froude (1810 - 1879), fu introdotto per predire il reale comportamento di navi da modelli più piccoli. Ha avuto l'intuizione che l'affidabilità di un tal modello in scala della nave dipende dallo scambio fra l'energia cinetica e potenziale dell'onda di acqua provocata dalla progressione della nave. Così ha elaborato un parametro adimensionale, proporzionale al rapporto tra le due forme di energia meccanica:

$$Fr = \frac{V^2}{gh} \propto \frac{E_k}{E_p} = \frac{0.5mV^2}{mgh} \quad (2.22)$$

dove m è la massa, g è l'accelerazione dovuta alla gravità (9.81 ms^{-2} sulla terra), V è la velocità di progressione (ms^{-1}), e h è la distanza verticale del centro di massa da un dato riferimenti (m).

Il parametro adimensionale numero di Froude è stato largamente utilizzato nello studio della locomozione, per confrontare le velocità in soggetti di dimensione diversa (Alexander *et al.* 1989 [6]). Tale parametro è stato inoltre usato per predire la cinematica e la dinamica della locomozione in un grande gruppo di animali di differente taglia e forma e a diverse velocità.

La teoria della "dynamic similarity" fornisce una potenziale legge di unificazione sui diversi effetti nella biomeccanica della locomozione delle variabili velocità di progressione, gravità e dimensioni e forma del corpo dei soggetti. Tale teoria dichiara che due corpi geometricamente simili (ma per esempio di taglia diversa o che si muovono a diversa velocità o in ambienti a diversa gravità) saranno dinamicamente simili se si muovono allo stesso numero del Froude, che in questo caso sarà definito come:

$$Fr = \frac{V^2}{gL} \quad (2.23)$$

dove V è sempre la velocità di progressione (ms^{-1}), g l'accelerazione dovuta alla gravità ed L la lunghezza caratteristica del soggetto (più precisamente la lunghezza delle gambe in metri).

La teoria della "dynamic similarity" è stata ampiamente provata nello studio del cammino dell'uomo; è infatti noto che bambini tra 2 e 12 anni di età (Cavagna *et al.* 1983 [30]; Schepens *et al.* 2004 [142]), Pygmei adulti (Minetti *et al.* 1994 [116]) e nani (Minetti *et al.* 2000 [115]) hanno la stessa percentuale di recupero energetico R (equazione 2.15) di un adulto di dimensioni normali, quando camminano allo stesso valore di Fr . Tipicamente R raggiunge il suo valore massimo $\approx 65\%$ a $Fr \approx 0.3$, e scende per valori maggiori e minori di Fr (vedi Fig. 2.12).

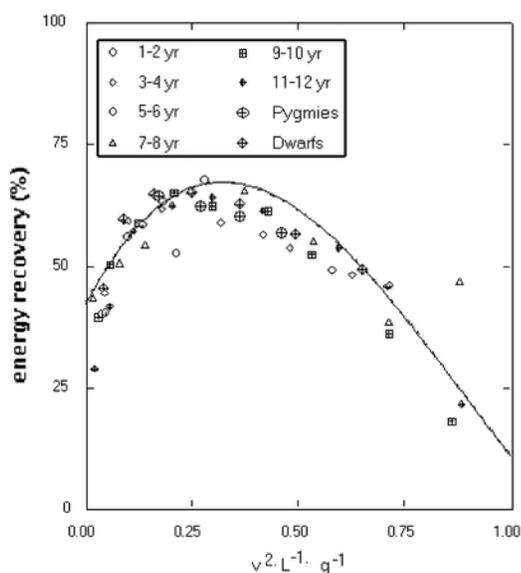


Figura 2.12: Percentuale di recupero energetico nel cammino in funzione del numero di Froude nel caso di bambini di diversa età, Pigmei e nani. Tratto da Saibene e Minetti 2003 [141].

In Fig. 2.13 è mostrato l'andamento della percentuale di recupero energetico in funzione di Fr nel caso dei nostri soggetti, dividendoli in esame in 3 gruppi:

- "toddlers (first steps)": bambini durante i loro primi passi senza supporto
- "1-5 months after onset of walking": bambini che hanno da 1 a 5 mesi di cammino indipendente
- "children > 2years": bambini di età maggiore ai 2 anni

- "adults": adulti.

Durante le sessioni sperimentali, abbiamo chiesto ai nostri soggetti adulti di camminare a diverse velocità, in tal modo è stato possibile coprire un ampio intervallo di velocità (e di conseguenza di Fr); i risultati ottenuti sono mostrati in Fig. 2.13, e come possiamo vedere, i nostri adulti sono perfettamente confrontabili ai dati riportati in Fig. 2.12 (Saibene e Minetti 2003 [141]).

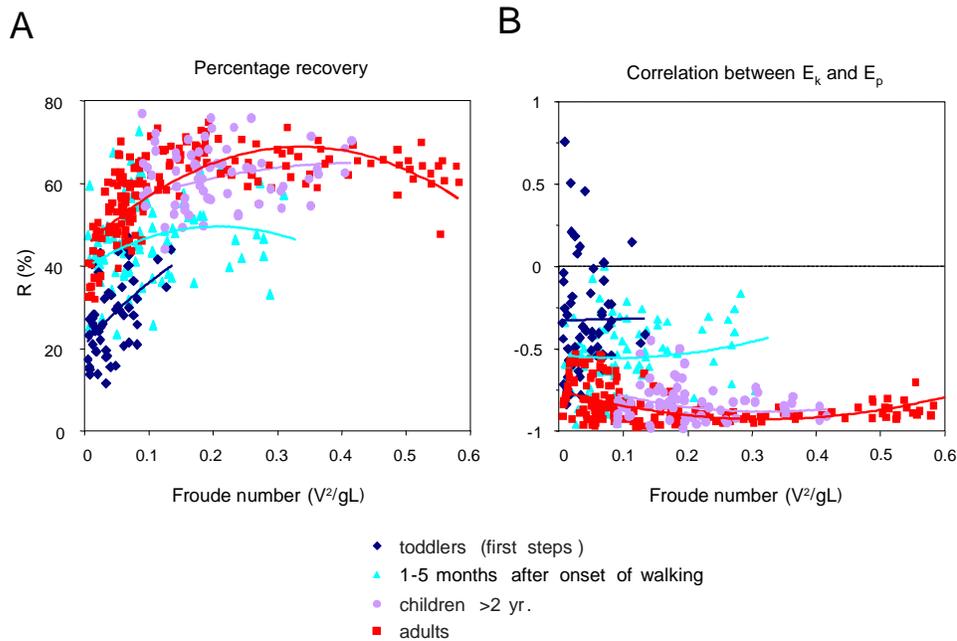


Figura 2.13: Recupero in energia e correlazione nel nostro campione di soggetti in funzione della velocità normalizzata Fr . **A.** Percentuale di recupero energetico nel cammino in funzione del numero di Froude nel caso di bambini di diversa età. **B.** Coefficienti di correlazione tra energia cinetica e energia potenziale del CoM in funzione di Fr . I punti rappresentano singoli passi, i fit sono polinomi di secondo ordine. I soggetti rappresentati sono: (♦ Primi passi nei bambini; ▲ bambini con 1-5 mesi di esperienza di cammino indipendente; ● bambini di età maggiore di 2 anni; ■ adulti.)

In media i valori ottenuti nel caso dei bambini di età > 2 anni sono leggermente, ma significativamente, più bassi rispetto ai valori ottenuti per gli adulti. Nell'intervallo di velocità normalizzata Fr $0.07 \div 0.42$, il recupero energetico medio R per gli adulti è $65 \pm 4\%$, mentre per i bambini (> 2 anni) otteniamo $62 \pm 7\%$. Un'ANOVA a due fattori condotta sui valori di R in questo intervallo di Fr (discretizzati in 5 intervalli), mostra un significativo effetto del gruppo dei soggetti

(bambini rispetto ad adulti, $P < 0.03$), ma non un effetto rispetto ai valori di Fr ($P = 0.14$) o della loro interazione ($P = 0.31$).

I bambini che registriamo durante i loro primi passi, nel nostro laboratorio, non camminano a velocità maggiori di $Fr = 0.14$. I loro punti, come possiamo vedere in Fig.A 2.13, si presentano sistematicamente sotto quelli calcolati sia nel caso degli adulti, sia nel caso dei bambini di età maggiore di 2 anni, per valori confrontabili di Fr . Nell'intervallo di velocità normalizzate Fr $0.07 \div 0.14$, la percentuale di recupero in energia calcolata risulta $35 \pm 8\%$, nel caso dei primi passi dei bambini, e $61 \pm 9\%$ per i bambini > 2 anni ($P < 10^{-7}$). Un'ANOVA a due fattori condotta sui dati dei primi passi dei bambini e gli adulti nell'intervallo di velocità normalizzato Fr $0.04 \div 0.14$ (discretizzato a 5 intervalli), mostra un significativo effetto sia della velocità Fr ($P < 10^{-7}$), che del gruppo di soggetti (bambini primi passi *vs* adulti, $P < 10^{-7}$) consistente con la bassa pendenza della funzione di R rispetto a Fr nel caso dei primi passi dei bambini rispetto agli adulti (vedi Fig.A 2.13).

Altro indice utilizzato per valutare lo scambio di energie è il coefficiente di correlazione r tra energia cinetica E_k e potenziale E_p del CoM (paragrafo 2.3.2) in funzione di Fr , mostrato in Fig.B 2.13. Anche in questo caso i dati dei bambini di età maggiore di 2 anni si sovrappongono bene a quelli degli adulti, mentre i dati dei primi passi dei bambini sono sistematicamente diversi. Un'ANOVA a due fattori dei valori di r nell'intervallo di Fr $0.04 \div 0.14$ mostra un'effetto significativo rispetto ai soggetti (bambini durante i primi passi *vs* adulti, $P < 10^{-6}$), ma non l'effetto di Fr ($P = 0.89$) o della loro interazione ($P = 0.45$).

Potrebbe essere fatta una critica alla tecnica utilizzata per calcolare la velocità normalizzata Fr ; poichè i bambini così piccoli non sono geometricamente simili agli adulti infatti, data la diversa distribuzione dei pesi tra testa tronco e arti, hanno il CoM spostato più in alto (approssimativamente a livello dello sterno) rispetto agli adulti (approssimativamente a livello dell'illium). Per questo motivo è stato verificato che i valori di R e della correlazione r , mostrino gli stessi andamenti visti sopra, anche dopo aver normalizzato le velocità rispetto alla distanza tra il piede di supporto e il CoM, piuttosto che la lunghezza delle gambe. Cioè questo nuovo numero di Froude, Fr_{CoM} , è ottenuto:

$$Fr_{CoM} = \frac{V^2}{gL_{CoM}} \quad (2.24)$$

con L_{CoM} si intende la distanza in metri tra il piede e il CoM del corpo. Questa procedura sposta i risultati dei bambini e degli adulti verso valori più bassi di Fr . A seguito di questa normalizzazione fatta sulla distanza del CoM, la percentuale di recupero energetico R e i coefficienti di correlazione r tra E_k e E_p continuano a restare significativamente più bassi nei bambini durante i primi passi ($R = 28 \pm 7\%$, $r = -0.39 \pm 0.15$), rispetto agli adulti ($R = 54 \pm 10\%$, $r = -0.81 \pm 0.17$),

nell'intervallo di questo nuovo numero di Froude calcolato rispetto ad CoM Fr_{CoM} $0.02 \div 0.10$. In generale, comunque, quando nel corso di questa tesi parleremo di velocità di Froude intenderemo sempre quella calcolata rispetto alla lunghezza delle gambe, poichè è così che viene comunemente calcolata in letteratura.

Entrambi i parametri analizzati in funzione della velocità normalizzata Fr , recupero di energia tramite il meccanismo pendolare e coefficiente di correlazione tra E_k e E_p del CoM, aumentano con l'esperienza di cammino indipendente; anche per il gruppo di bambini con un'esperienza di cammino indipendente tra $1 \div 5$ mesi tali valori restano ancora bassi rispetto ai valori ottenuti per gli adulti e i bambini più grandi (Fig. 2.13).

Diversi lavori in letteratura mostrano che 1 – 3 mesi è il periodo minimo di pratica per poter osservare una effettiva risposta motoria confrontabile con quella adottata dai bambini più grandi e dagli adulti.

2.3.4 Analisi della coordinazione inter-segmentale

La posizione del CoM nello spazio, e di conseguenza il meccanismo pendolare, dipende dalla combinazione delle rotazioni di tutti i segmenti degli arti inferiori. Durante il cammino i segmenti che costituiscono gli arti inferiori, la coscia, la tibia e il piede si muovono e vanno avanti ed indietro (vedi Fig. **A** 2.14), portando con sè il tronco e spostando il CoM. Negli adulti, gli andamenti temporali degli angoli di elevazioni degli arti inferiori co-variano lungo un piano, descrivendo il caratteristico "gait-loop" durante ogni passo (vedi Fig. **B** 2.14, destra). Il ciclo nel piano di covarianza, e il piano associato, dipendono dall'ampiezza e dalla fase degli oscillatori accoppiati di ogni segmento della gamba (Bianchi *et al.* 1998a [19]).

I bambini durante i primi passi presentano un ciclo del passo che si allontana significativamente dal piano e dalla classica forma che rappresenta uno schema maturo del passo piuttosto stereotipato, che si ottiene nel caso degli adulti (confronta in Fig. **B** 2.14 la curva di F.A. durante i primi passi, e la curva relativa a L.D.C. di 4 anni e all'adulto a sinistra). Per quantificare il grado di planarità della curva "gait-loop" si calcola la percentuale di varianza ("percentage of variance PV_3) del terzo autovettore (\vec{u}_3) della matrice di covarianza. In Fig. **A** 2.15 sono rappresentati gli andamenti di PV_1 , PV_2 e PV_3 in funzione del tempo trascorso dai primi passi, e l'andamento dei coseni direttori dell'autovettore normale al piano di covarianza (\vec{u}_3).

Tanto più il valore assunto dalla percentuale di varianza del terzo autovettore (PV_3) è vicino a zero, tanto più la curva giace sul piano. Nei bambini durante i primi passi PV_3 risulta essere significativamente alto ($4.3 \pm 3.5\%$) rispetto agli adulti ($0.8 \pm 0.3\%$, *t-test* $P < 0.001$), in accordo con i risultati precedentemente riportati da Cheron *et al.* 2001a [36], b [37]. Inoltre nei bambini durante i primi passi, poichè l'ampiezza dei movimenti del segmento coscia è più alta rispetto a

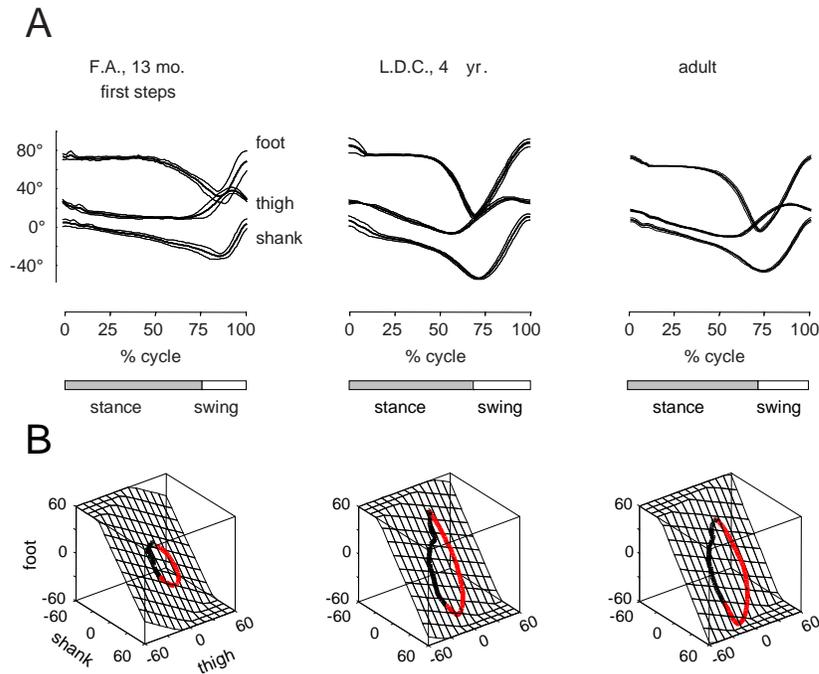


Figura 2.14: Angoli di elevazione dei segmenti coscia, tibia e piede, e relativo piano di covarianza. **A.** Valori medi degli angoli di elevazione dei segmenti coscia, tibia e piede ($\pm SD$, $N = 5$ passi) di bambini a differenti età e un adulto rappresentativo. **B.** Piano di covarianza corrispondente in 3-D. In nero è rappresentata la fase di appoggio e in rosso la fase di pendolamento del ciclo del passo. Un ciclo rappresenta un passo ed è ottenuto graficando le variazioni angolari della coscia, della tibia e del piede l'una rispetto all'altra (dopo aver sottratto il valor medio).

quella dei segmenti tibia e piede, il ciclo del passo, rappresentato in Fig. 2.14, si presenta molto meno allungato rispetto a quello che si ha nel caso di un adulto⁶. I valori medi ottenuti nel caso dei bambini durante i primi passi e negli adulti, sono rispettivamente: $PV_1 = 73.2 \pm 7.0\%$ e $PV_2 = 22.5 \pm 6.8\%$ per i bambini; $PV_1 = 85.9 \pm 1.5\%$ e $PV_2 = 13.3 \pm 1.5\%$ per gli adulti. Dai risultati ottenuti non è stata messa in luce nessuna deviazione sistematica dell'orientamento del piano di covarianza: la media della normale al piano risulta essere simile a quella per gli adulti, ma c'è una alta variabilità nei valori individuali dell'orientamento del piano di covarianza tra i bambini (vedi Fig. B 2.15).

In Fig. A 2.16 è mostrato un esempio della variabilità del vettore normale al

⁶Questa caratteristica del ciclo nel caso dei bambini si evince anche dal contributo molto più basso di PV_1 .

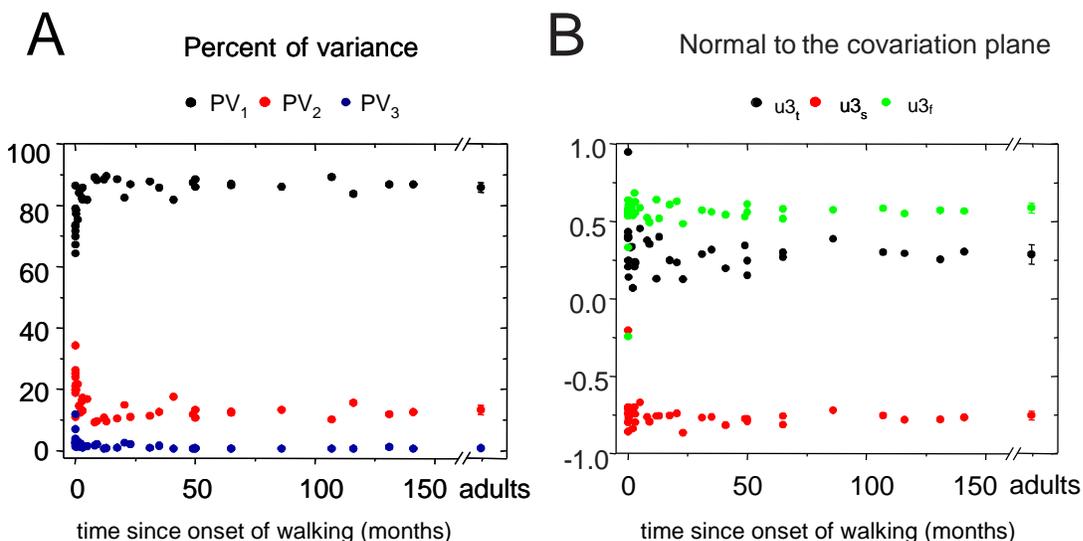


Figura 2.15: Percentuali di varianza PV_1 , PV_2 e PV_3 e proiezioni sugli assi del terzo autovettore u_{3t} , u_{3s} e u_{3f} in funzione del tempo. **A.** Percentuali di varianza PV_1 , PV_2 e PV_3 degli autovettori \vec{u}_1 (corrispondente all'asse più lungo del ciclo del passo), \vec{u}_2 (allineato all'asse minore del ciclo) e \vec{u}_3 (normale al piano) in funzione del tempo trascorso dai primi passi (espresso in mesi). **B.** Coseni direttori del vettore \vec{u}_3 normale al piano di covarianza.

piano di covarianza \vec{u}_3 nel caso di un bambino (G.M.), durante i primi passi, e per un adulto rappresentativo; tale figura permette di visualizzare la forte variabilità tra i passi nell'orientamento del piano. La dispersione angolare del vettore \vec{u}_3 è un buon indice che permette di valutare la variabilità passo-passo nell'orientamento del piano di covarianza (Fig. **B** 2.16); come possiamo notare tale parametro risulta essere considerevolmente alto nei bambini durante i primi passi ($18.0 \pm 8.1^\circ$) rispetto agli adulti ($2.9 \pm 1.0^\circ$), che riflette un alto grado di instabilità nella relazione di fase tra i movimenti angolari dei diversi segmenti delle gambe. Quando mettiamo a confronto i dati dei bambini di diversa età si nota subito che l'orientamento del piano si stabilizza molto velocemente dopo che il bambino comincia a camminare senza supporto. La costante di tempo del fit esponenziale in Fig. **B** 2.16 è infatti $\tau = 3.6$ mesi.

Un'efficace utilizzo del meccanismo pendolare dipende anche dalla coordinazione

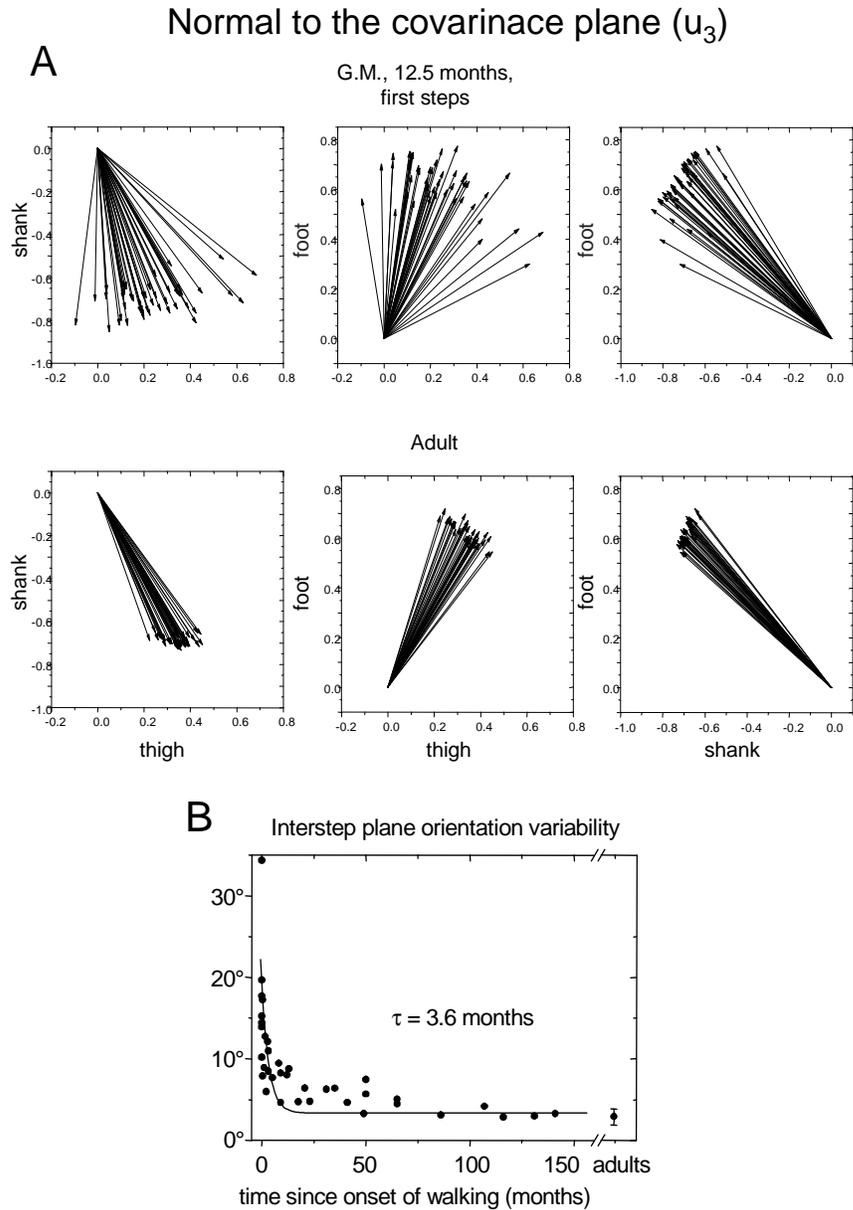


Figura 2.16: **A.** Esempio della variabilità tra i passi delle proiezioni lungo gli assi coscia (u_{3t}), tibia (u_{3s}) e piede (u_{3f}) del vettore normale al piano di covarianza (\vec{u}_3) nel caso di un bambino durante i primi passi (G.M., 12.5 mesi di età) e un adulto rappresentativo. **B.** Variabilità tra i passi nell'orientamento del piano di covarianza stimata attraverso il parametro la dispersione angolare (espresso in gradi) in funzione del tempo trascorso dai primi passi.

bilaterale tra le gambe nella direzione di progressione. Quando è stato possibile effettuare una registrazione bilaterale della cinematica (vedi paragrafo 2.2.1), abbiamo calcolato lo sfasamento tra il massimo dell'angolo di elevazione dell'asse principale (GT-LM) della gamba sinistra, e il valore corrispondente della gamba destra, esprimendolo in percentuale del ciclo del passo. Questo spostamento di fase dovrebbe essere 50% nel caso di una perfetta coordinazione tra le gambe che porta ad cammino simmetrico. Lo sfasamento calcolato nel caso dei bambini durante i primi passi ($48.7 \pm 2.1\%$) o degli adulti ($50.2 \pm 1.5\%$) non risulta essere significativamente diverso dalla condizione ideale. Tuttavia i bambini mostrano una grande variabilità tra i passi: il valor medio della deviazione standard degli sfasamenti calcolati su tutti i passi di ogni bambino risulta essere $6.7 \pm 3.9\%$ mentre per gli adulti vale $1.0 \pm 0.4\%$ ($P < 0.0005$).

I bambini, durante i loro primi passi, mostrano anche delle grandi oscillazioni nella direzione laterale (nel piano perpendicolare alla direzione di progressione); l'ampiezza picco-picco dell'angolo di adduzione-abduzione dell'asse principale di ogni gamba su un'intero ciclo del passo risulta essere $14.9 \pm 3.5^\circ$ durante i primi passi mentre per gli adulti otteniamo $5.3 \pm 1.3^\circ$, ($P < 10^{-5}$).

2.3.5 Patterns dei momenti di forza

In genere, per gli adulti, i momenti di forza sono normalizzati rispetto alla massa (Winter 1991 [169]), ma, eseguendo solo questa normalizzazione nel nostro caso i momenti dei bambini risultano essere molto più piccoli di almeno (3.1 ± 0.7) volte rispetto a quelli degli adulti. Poichè il momento è dato dalla forza per la lunghezza del braccio, verosimilmente si potrebbe prendere in considerazione un altro fattore. Infatti, normalizzando i momenti al peso corporeo e alla dimensione del corpo (lunghezza degli arti inferiori L) i momenti tornano ad avere lo stesso ordine di grandezza per tutti i soggetti.

In Fig. 2.17 sono mostrati gli andamenti medi dei momenti di forza articolari per i diversi soggetti; la normalizzazione effettuata per il ciclo del passo sulla scala orizzontale è la seguente: il periodo della fase di appoggio è determinato preliminarmente su ogni prova⁷ e viene fissato ad una percentuale del passo nota, calcolata precedentemente dalla media di tutti i periodi di quel soggetto nelle stesse condizioni (stessa velocità di progressione); la restante percentuale del passo rappresenta la fase di pendolamento. In questo modo vengono mediate porzioni di passo equivalenti nelle diverse prove. La misura della variabilità mostrata in

⁷La durata della fase di appoggio è determinata utilizzando i dati della piattaforma di forza, attraverso la componente verticale della forza di contatto a terra.

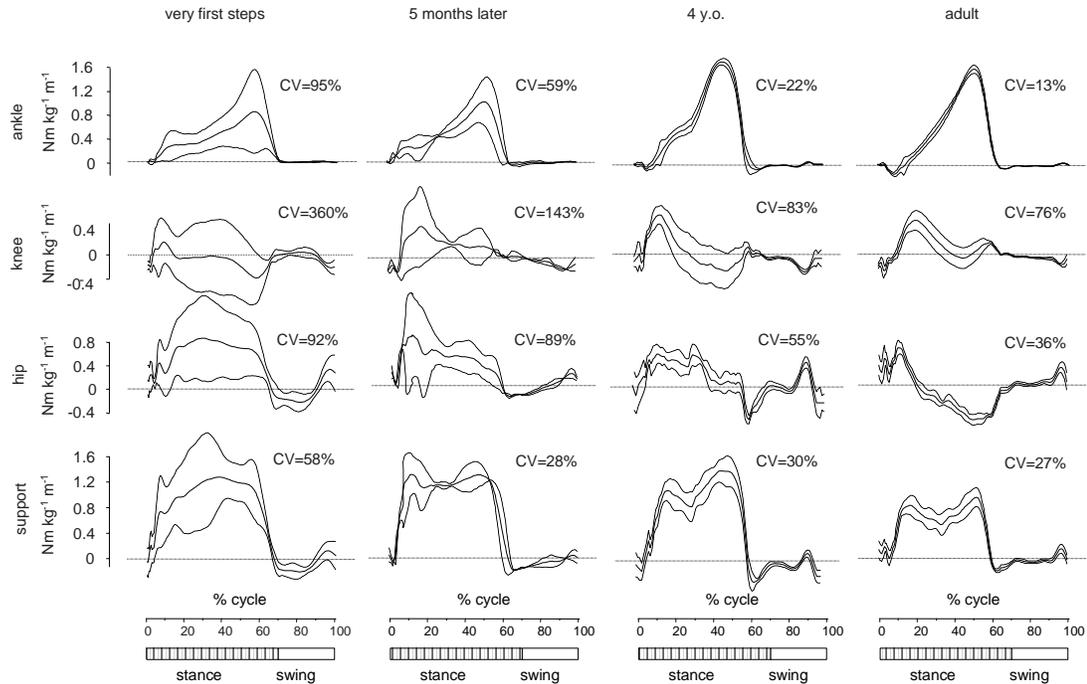


Figura 2.17: Momenti di forza alla caviglia, al ginocchio e all'anca e *support moment* al variare dei mesi dai primi passi (*media* \pm *CV*). Durante i primi passi i momenti presentano una alta variabilità che diminuisce con l'aumento dell'esperienza di cammino. I momenti sono normalizzati rispetto al peso e alla lunghezza delle gambe (*L*).

Fig. 2.17 è data dal *coefficient of variation* (*CV*) che viene calcolato come segue:

$$CV = \frac{\sqrt{\left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma_i^2\right)}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |M_i|} \quad (2.25)$$

dove N è il numero di campioni che costituiscono il passo, M_i l'ampiezza del momento di forza relativa al campione temporale i normalizzato, σ_i deviazione standard relativa a M_i .

I momenti calcolati nel caso dei primi passi mostrano una alta variabilità inter-soggetto e inter-passo. I bambini durante i primi passi sono in grado di avere momenti estensori durante la fase di appoggio.

In generale l'ampiezza picco-picco del momento di supporto netto normalizzato è simile tra gli adulti e i bambini. Comunque nei bambini tale forma d'onda è caratterizzata dall'assenza dei due picchi legati all'appoggio del piede, separati da

un minimo a metà distanza; in questi momenti è presente un solo massimo durante la metà o poco dopo la metà della fase di appoggio.

In Fig 2.17 è inoltre mostrata la transizione che avviene nei *patterns* dei momenti, che inizia con la caviglia, procedendo con il ginocchio e poi all'anca.

Il pattern del momento di forza alla caviglia, ha un andamento che somiglia molto a quello presentato nel caso di un adulto; nei bambini durante i primi passi non abbiamo l'iniziale momento negativo (dorsiflessione), durante la prima parte della fase di appoggio, tipico negli adulti. Questo risultato conferma uno degli aspetti importanti nel cammino dei bambini: i bambini durante i primi passi solitamente non toccano il terreno con il tallone, quindi non è presente l'evento "heel-strike" all'inizio della fase di appoggio, ma piuttosto poggiano tutto il piede contemporaneamente. Se calcoliamo la correlazione tra il momento alla caviglia nei bambini durante i primi passi e gli adulti otteniamo $r=0.74$, tale valore indica un certo grado di correlazione tra le due curva.

Lo sviluppo del momento di forza al ginocchio è mostrato dall'aumento della correlazione con il pattern valido nel caso degli adulti, abbiamo infatti ($r=-0.50$) durante i primi passi, ($r=-0.19$) 1.5 mesi dopo, ($r=0.55$) 3 mesi dopo e ($r=0.61$) 13 mesi dopo.

Anche l'evoluzione del momento all'anca è rivelato dal significativo aumento della correlazione: ($r=-0.47$) durante i primi passi, ($r=-0.16$) 1.5 mesi dopo, ($r=0.41$) 3 mesi dopo e ($r=0.66$) 13 mesi dopo, ma il momento continua a restare un momento estensore durante tutta la fase di appoggio e manca il passaggio a momento flessore intorno a metà della fase di appoggio.

I momenti al ginocchio e all'anca presentano una alta variabilità tra i passi e la loro forma differisce sostanzialmente da quella degli adulti (i coefficienti di correlazione sono molto bassi).

2.3.6 Analisi legate allo sviluppo

Durante lo sviluppo della locomozione indipendente avvengono dei cambiamenti progressivi nella cinematica e nella dinamica del cammino, cambiamenti che presumibilmente dipendono dalla maturazione neurale dei percorsi centrali, che rivestono un ruolo importante per un controllo posturale e motorio efficace. Altro fattore importante, che sembra emergere in queste analisi, è dato dall'esperienza di cammino indipendente; dai risultati mostrati nei precedenti paragrafi sembrerebbe che questo fattore agisse come **trigger funzionale** nella maturazione del cammino. Questi due fattori, legati allo sviluppo, conducono a prevedibili differenze dei parametri legati al cammino, che intervengono nel corso del tempo.

Se la maturazione neurale-anatomica fosse il solo parametro dominante, ci si potrebbero aspettare dei miglioramenti lineari dei parametri legati alla deambulazione che cominciano prima e continuano durante il periodo dei primi passi senza

supporto. Se invece, come noi ipotizziamo, l'esperienza di cammino indipendente agisse come "trigger" funzionale, ci si aspetterebbe che i parametri rimanessero gli stessi o cambiassero poco fino al momento in cui il bambino compie i primi passi senza supporto, e che poi rapidamente migliorassero con l'età fino ai valori "maturi" assunti dagli adulti.

Una possibile prova, della presenza del fattore legato all'esperienza di cammino indipendente, è fornita dagli esperimenti condotti su due bambini, in cui è stato possibile registrare la cinematica, per un periodo che andava da 4 mesi prima a 1.3 mesi dopo i primi passi di cammino indipendente (vedi Fig. 2.18).

Nelle sessioni di registrazione quando i bambini ancora non erano in grado di camminare da soli, un genitore o uno sperimentatore teneva fermamente il bambino per le mani, o sotto le braccia, per permettere al bambino di camminare nel laboratorio.

Negli adulti è stato mostrato che il supporto della mano durante il cammino non modifica significativamente i parametri legati alla locomozione (vedi gli esperimenti fatti sul treadmill quando il soggetto cammina tenendosi alle barre laterali di supporto; Ivanenko *et al.* 2002 [86]). Abbiamo quindi utilizzato questa tecnica, ed inoltre anche perchè nei bambini questa procedura migliora la stabilità posturale e la cinematica del cammino.

Le registrazioni fatte prima dei primi passi mostrano che il meccanismo pendolare, le oscillazioni dell'anca e la coordinazione inter-segmentale non differisce sistematicamente rispetto alle registrazioni fatte durante i primissimi passi di cammino indipendente. La percentuale di varianza che tiene conto della seconda armonica, nella scomposizione in serie di Fourier delle oscillazioni verticali del marker GT (come abbiamo visto per un adulto abbiamo il doppio picco dovuto al meccanismo pendolare, vedi Fig. 2.7), mostrano una alta variabilità tra i passi ma, tale comportamento non sembra cambiare in funzione dell'età fino al momento in cui il bambino compie i primi passi da solo, da questo momento inizia ad aumentare rapidamente nel giro di pochi mesi di esperienza di cammino indipendente⁸. Lo stesso comportamento si riscontra per la variabilità nell'orientamento del piano di covarianza (Fig. B 2.18), stimata tramite la dispersione angolare del vettore \vec{u}_3 , e dall'indice di planarità del ciclo costruito dalle variazioni angolari dei segmenti della gamba, PV_3 , (Fig. C 2.18).

2.4 Discussione

Nello studio svolto, esposto in questo capitolo, abbiamo messo a confronto diversi parametri cinematici e dinamici legati al meccanismo pendolare nei bambini di

⁸E' possibile confrontare questo aspetto in Fig. A 2.18 con la Fig. 2.8.

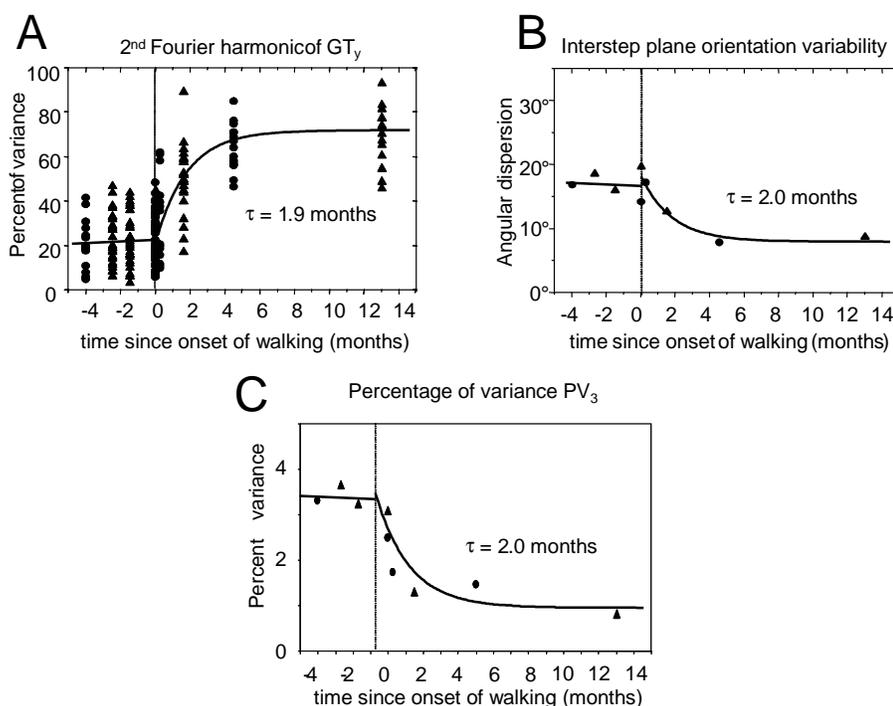


Figura 2.18: Comportamento prima e dopo i primi passi di cammino indipendente. (A) Percentuale di varianza della GT_y spiegata dalla seconda armonica di Fourier, (B) variabilità tra i passi nel piano di covarianza e (C) percentuale di varianza PV_3 del piano di covarianza graficati per le sessioni di registrazione fatte a diversi mesi prima e dopo i primi passi senza supporto. \blacktriangle soggetto R.D.C.; \bullet soggetto G.M..

diversa età con gli adulti. I risultati mostrati per bambini di età > 2 anni sono confrontabili con quelli ottenuti nei precedenti studi (Bastien *et al.* 2003 [14]; Cavagna *et al.* 1983 [30]; Schepens *et al.* 2004 [142]). Il recupero di energia meccanica dovuto al meccanismo pendolare, durante ogni passo, è molto simile a quello calcolato nel caso degli adulti, quando la velocità è normalizzata secondo il numero di Froude.

La novità di questo lavoro, sono i dati riportati per i bambini di circa 1 anno che fanno i loro primi passi indipendenti; abbiamo avuto cura di registrare esattamente i primissimi passi, quando il bambino riesce a compiere almeno 3 passi senza cadere, o al massimo dentro la prima settimana di cammino indipendente.

Dai risultati presentati nei precedenti paragrafi possiamo affermare che i bambini che per la prima volta devono affrontare il mondo gravitazionale e bipede, non utilizzano bene il modello del pendolo inverso. Le oscillazioni verticali dell'articolazione dell'anca non hanno un comportamento sinusoidale con frequenza doppia

rispetto alla frequenza del passo, come viene osservato in un cammino maturo (Winter 1991 [169]). Un parziale recupero energetico avviene durante porzioni del ciclo del passo (probabilmente dovuto a conseguenze fisiche, vedi anche Halle-mas *et al.* 2004 [73]); tuttavia sembrerebbe mancare, nel momento di transizione da cammino con supporto a cammino indipendente, il classico comportamento con pendolo invertito della gamba a terra (vedi Fig. 2.2), che invece si sviluppa nel giro di pochi mesi di esperienza di cammino indipendente (vedi Fig. 2.7, 2.8, 2.9, 2.10). Inoltre in questi bambini, le forme d'onda dell'energia cinetica e potenziale del CoM sono molto irregolari, con una relazione di fase variabile tra di loro.

Normalizzando le velocità con il numero di Froude abbiamo potuto confrontare i bambini così piccoli con i bambini più grandi e gli adulti, e questo ha mostrato come a parità di Froude, la percentuale di recupero in energia meccanica nei bambini alle prime esperienze di cammino indipendente risulta essere sistematicamente più bassa rispetto ai bambini con maggiore esperienza ($\text{eta} > 2$ anni) e agli adulti (indipendentemente se la normalizzazione è fatta rispetto alla lunghezza della gamba o alla distanza tra piede e CoM).

Se nelle analisi includiamo la componente laterale dello spostamento del CoM la percentuale di recupero nei bambini risulta essere un pò più alta, probabilmente dovuta alle alte oscillazioni nella direzione laterale e/o alla grande larghezza nella base dei passi, ma nonostante questo aumento, tale parametro continua a restare sistematicamente inferiore al valore calcolato per gli adulti. La mancanza nell'implementazione del meccanismo pendolare nei bambini, in questa primissima fase di cammino indipendente, potrebbe riflettere un'imaturità di base nella coordinazione cinematica tra i segmenti.

2.4.1 Determinanti del meccanismo pendolare

La scoperta fatta, che i bambini nella loro prima fase di esperienza di cammino indipendente possono organizzare un cammino senza usare il meccanismo pendolare, dimostra che questo meccanismo, non è una semplice conseguenza del sistema fisico di segmenti interconnessi, accoppiati da forze inerziali passive e visco-elastiche. Piuttosto, tale meccanismo sembrerebbe essere il risultato di un controllo neurale attivo. La domanda che ci siamo posti a questo punto è stata: "Quali sono i determinanti del meccanismo pendolare?"

Il modello semplice di pendolo inverso nel cammino di un adulto consiste nella semplice rotazione del CoM del corpo intorno al punto di contatto, che resta fisso attraverso la gamba di supporto, che resta rigida. Ovviamente, questo è solo un modello, e come tale, una semplificazione di quello che avviene nella realtà e perciò incorretto (Lee e Farley 1998 [109]). Durante la fase di appoggio, il punto di contatto tra il piede e la terra non è un punto fisso, ma si sposta in avanti, ed inoltre, la gamba di supporto non resta rigida ma si comprime, specialmente alle

alte velocità (Lee e Farley 1998 [109]; Winter 1991 [169]). Inoltre la traiettoria del CoM nello spazio, e il comportamento pendolare, dipendono anche da altri parametri cinematici, come ad esempio l'angolo della gamba di supporto durante la fase di contatto a terra (Lee e Farley 1998 [109]).

L'apparente semplicità del comportamento pendolare nasconde l'intrinseca complessità del controllo neurale (Lacquaniti *et al.* 1999 [101]). Il fatto interessante è che il CoM non ha un'autonomia funzionale o anatomica; il CoM è un punto virtuale che si trova all'incirca vicino all'illium; ma questo punto si modifica in funzione della postura del corpo, del carico portato, e dalla crescita non proporzionale dei diversi segmenti del corpo nei bambini. Non esiste un apparato sensoriale deputato a monitorare e controllare direttamente la posizione del CoM, e quindi, calcolare esattamente quanto lavoro è necessario fare per eseguire il relativo compito motorio, potrebbe non essere un'operazione semplice per il sistema nervoso. Ad ogni modo, trascurando le possibili deformazioni del tronco, la posizione del CoM dipende dalla combinazione delle rotazioni del corpo e dei segmenti delle gambe. In questo modo, se il sistema nervoso disponesse di una struttura in grado di controllare la coordinazione tra le rotazioni dei segmenti, il moto del CoM verrebbe implicitamente identificato. E' stata dimostrata una covarianza cinematica tra le gambe e le rotazioni dei segmenti del corpo nel caso degli adulti durante il cammino; le variazioni temporali degli angoli di elevazione degli arti inferiori nel piano sagittale co-variano lungo un ciclo caratteristico che è vincolato a giacere su un piano⁹ (Borghese *et al.* 1996 [20]; Lacquaniti *et al.* 1999 [101]). La caratteristica forma della curva del "gait-loop" e l'orientamento del piano di covarianza riflettono la traiettoria del CoM e le relative modificazioni in funzione della postura del corpo (Grasso *et al.* 2000 [65]). Inoltre, l'orientamento del piano si modifica sistematicamente all'aumentare della velocità di progressione (Bianchi *et al.* 1998a [19]), e predice accuratamente la potenza meccanica di uscita netta ad ogni velocità, sia in soggetti allenati che non allenati (Bianchi *et al.* 1998b [18]). Infine, le curve dei cicli dei passi corrispondenti rispettivamente alle gambe destra e sinistra sono accoppiati (Courtine e Schieppati 2004 [40]), come predice il modello proposto da Mochon e McMahon 1980 [117] del "ballistic walking" nel quale la gamba oscillante si comporta come un pendolo composto, accoppiato al pendolo invertito della gamba che invece è nella fase di appoggio.

Nei bambini durante i loro primi passi di cammino indipendente sembra non essere presente nè il comportamento pendolare del CoM, nè uno stabile piano di covarianza delle variazioni angolari dei segmenti delle gambe, nè una coordinazione bilaterale nelle direzioni sagittale e frontale. Nel mondo animale lo stesso tipo di

⁹Allo stesso modo Winter 1991 [169] ha indicato l'esistenza di una legge della covarianza dinamica che coinvolge un'alternanza fra le coppie di torsione dell'anca e del ginocchio, tale che la variabilità della loro somma è minore che la variabilità di ogni coppia di torsione articolare presa separatamente.

comportamento (la mancanza di un uso efficace del meccanismo pendolare) è stata osservata nei pulcini (Muir *et al.* 1996 [118]): i pulcini non hanno un innato uso delle loro zampe come una strutta rigida durante le prime 2 settimane di vita, hanno bisogno di acquisire questa abilità.

Nei bambini, alle prime esperienze di cammino indipendente, sia il comportamento pendolare che un piano di covarianza stabile entrano in gioco dopo i primi passi, e si sviluppano verso valori maturi solo dopo qualche mese. Poichè una prerogativa dei movimenti ritmici pendolari è la stabilità e la riproducibilità dei cicli del passo (Goodman *et al.* 2000 [61]), lo sviluppo di un comportamento pendolare del CoM e l'esistenza di una relazione planare ha conseguenze sia energetiche che di stabilità. Come abbiamo visto, la percentuale di recupero di energia meccanica dovuto allo scambio energetico del meccanismo pendolare aumenta significativamente con l'esperienza di cammino indipendente, e in parallelo con la diminuzione della variabilità tra i passi dei parametri cinematici e dinamici.

2.4.2 Sviluppo dei patterns dei momenti di forza

La normalizzazione da prendere in considerazione per poter confrontare momenti di forza di soggetti di dimensioni fisiche così diversi, come nel caso dei bambini durante il primo anno di età e bambini più grandi o adulti, è data dalle dimensioni del corpo (lunghezza degli arti inferiori) oltre che dalla massa (Winter 1991 [169]). In questo modo i momenti di forza dei diversi soggetti tornano ad avere lo stesso ordine di grandezza.

I momenti calcolati nei bambini durante i primi passi mostrano una alta variabilità inter-passo e inter-soggetto. I CV sono molto alti, come mostrato in Fig. 2.17.

Mentre il momento di forza alla caviglia somiglia molto a quello di un adulto (tranne l'iniziale dorsiflessione che nei primi passi è quasi sempre assente), per quanto riguarda il momento al ginocchio e all'anca durante i primi passi la correlazione con i relativi momenti degli adulti è praticamente inesistente. Il crescente aumento del coefficiente di correlazione mostra un'evoluzione nelle figure dei momenti che parte dalla caviglia, poi dal ginocchio e infine dall'anca.

L'attività dei muscoli estensori della caviglia (Gastocnemio-Soleo) ha un contributo importante nell'inizio della fase di pendolamento alla fine dello stance (Neptune *et al.* 2001 [121],) e la sua immaturità può in caso riorganizzare il programma locomotore attraverso l'utilizzo dei flessori dell'anca o eseguendo passi corti, come accade nei pazienti (Nadeau *et al.* 1999 [120]) e negli anziani (Winter *et al.* 1990). Infatti nei bambini durante i primi passi indipendenti, non viene generata una potenza significativa all'articolazione della caviglia prima della transizione tra fase di appoggio e fase di pendolamento (Hallemans *et al.* 2005 [72]).

Questi dati ci suggeriscono che lo sviluppo dei momenti alle articolazioni avviene

seguendo un percorso che va dal punto distale fino al prossimale. Si può ipotizzare che questo ordine nello sviluppo dei momenti articolari sia legato all'aumento delle risorse usate dal bambino, con poca esperienza di cammino indipendente, al fine di stabilizzare la postura.

2.4.3 Ruolo dell'esperienza di cammino indipendente

I meccanismi coinvolti nel cammino, dipendono in parte dall'interazione tra patterns motori di *feedforward* e *feedback* neurale, e in parte dalle proprietà fisiche del corpo e dell'ambiente con cui si interagisce (Dickinson *et al.* 2000 [42]). Le considerazioni e i risultati presentati in questo capitolo, e gli studi fatti precedentemente sui bambini, mostrano che questa interazione richiede una "sintonizzazione" attiva dei comandi motori realizzata tramite l'apprendimento.

Le caratteristiche di base del controllo motorio sono presenti già qualche mese prima che il bambino inizia a camminare da solo (Forssberg 1985 [57]). Infatti bambini tra 1 ÷ 12 mesi di età possono fare passi (sia spontaneamente che sul treadmill) a velocità modulata da input sensoriali periferici, a differenti direzioni (in avanti, indietro e di lato sinistra destra), e possono produrre risposte di coordinazione bilaterale a perturbazioni esterne (Lamb e Yang 2000 [105]; Pang e Yang 2001 [127]; Yang *et al.* 1998 [177]). In letteratura sono riportate forti evidenze sulla presenza di reti di generatori spinali (*CPGs*) alla nascita, e che rapidamente si integrano con il feedback propriocettivo per generare uno schema appropriato ritmato per la deambulazione (Forssberg 1985 [57]; Yang *et al.* 1998 [177]).

D'altra parte quando i bambini cominciano a camminare da soli, diverse caratteristiche locomotorie sono ancora immature, come la fluidità del passo, la stabilità del tronco e della testa, l'ampiezza della flessione dell'anca e la coordinazione dei movimenti delle gambe (Assaiante *et al.* 1993 [10]; Berger *et al.* 1984 [15]; Brenière e Bril 1998 [23]; Bril e Brenière 1993 [25]; Cheron *et al.* 2001a,b [36], [37]; Forssberg 1985 [57]; Sutherland *et al.* 1980 [154]). La transizione tra cammino con supporto a cammino senza supporto, richiede che il controllo dei passi sia integrato al controllo posturale. Nella locomozione dell'uomo, tale integrazione dipende dal controllo della corteccia motoria molto più pesantemente di ciò che avviene negli altri mammiferi (Capaday 2002 [29]; Dietz 2002 [43]), e i tratti discendenti cortico-spinali non sono ancora maturi all'età di 1 anno (Paus *et al.* 1999 [128]). Questo è plausibile poichè, mentre le unità spinali del *CPG* che guidano i diversi segmenti sono operativi alla nascita, l'accoppiamento di fase tra le diverse unità potrebbe avere bisogno di essere accordato dal segnale sopra-spinale discendente durante lo sviluppo.

I cambiamenti progressivi che avvengono nella cinematica e nella dinamica del cammino del bambino, in funzione dell'età, dipendono fortemente dalla maturazione neurale delle vie centrali, importanti sia per il controllo posturale che per il

controllo nella deambulazione, dalla mielinizzazione delle vie discendenti (Paus *et al.* 1999 [128]), e dalla migliore capacità conoscitiva di poter generare associazioni diverse, e poter accedere velocemente alla memoria, e che può quindi permettere di acquisire la capacità integrante necessaria affinché avvenga coordinazione ed equilibrio necessario per compiere il gesto motorio.

Possiamo menzionare altre osservazioni e lavori in cui viene sottolineato il ruolo dell'esperienza; i neonati sottoposti a sessioni giornaliere di esercizio eseguono i loro primi passi di cammino indipendente prima dei bambini non sottoposti ad esercizio (Zelazo *et al.* 1972 [181]), nei bambini sani non sottoposti ad esercizio quotidiano, i rapidi cambiamenti che intervengono nello sviluppo si riconoscono facilmente quando i parametri in esame vengono graficati rispetto al tempo trascorso dopo i primi passi, mentre i punti diventano confusi e sparsi, quasi a nuvola, se i grafici sono fatti rispetto all'età dei bambini, data l'estrema variabilità del momento in cui i bambini fanno i primi passi (Sundermier *et al.* 2001 [152]; Yaguramaki e Kimura 2002 [171]).

La nostra conclusione di questo aspetto è che l'esperienza di cammino indipendente agisce esattamente come *trigger* funzionale nella maturazione del cammino.

Capitolo 3

Effetto dell'instabilità sul cammino dei bambini

*Ma chi sono io? La mia risposta:
sono la somma di tutto ciò che è accaduto
prima di me, di tutto ciò che mi si è visto fare,
di tutto ciò che mi è stato fatto. Sono ogni persona
e ogni cosa il cui essere al mondo è stato toccato
dal mio. Sono tutto quello che accade dopo
che me ne sono andato, e che non sarebbe accaduto
se io non fossi venuto. E ciò non mi rende
particolartmente eccezionale;*

Una delle ipotesi più accreditate è che "ciò che permette ad un bambino di camminare indipendentemente alla fine del primo anno di età non è necessariamente la maturazione dello schema del passo ma piuttosto la maturazione del sistema che permette un controllo dell'equilibrio" (Pearson e Gordon 2000 [130]). Per questa ragione potrebbe essere difficile osservare il meccanismo pendolare e/o una coordinazione inter-segmentale matura all'inizio del cammino indipendente. Infatti i bambini potrebbero "sacrificare" una strategia con un efficiente uso dell'energia e della cinematica a beneficio di una postura eretta stabile.

Come abbiamo visto nel precedente capitolo, i bambini durante i primi passi mostrano una grande variabilità, e l'inefficiente uso del meccanismo pendolare in questa loro prima performance motoria potrebbe risiedere nella alta instabilità a cui sono sottoposti. E' stato perciò naturale domandarsi se la particolare cinematica mostrata da questi "nuovi camminatori", poteva essere l'effetto dell'instabilità posturale, e quindi, se le caratteristiche che abbiamo messo in evidenza (assenza di un doppio picco nella traiettoria del CoM, immatura coordinazione inter-

segmentale etc.) potevano essere presenti ma essere semplicemente nascoste dietro l'instabilità.

In questo capitolo verrà studiato l'effetto della instabilità sulla cinematica dei primi passi. Verrà inoltre presentata un'analisi che ci permetterà di identificare la particolare strategia implementata da questi bambini.

Contenuti di questo capitolo. La prima sezione (3.1) che si incontra nella lettura di questo capitolo spiega le ragioni che hanno portato a questo studio e cioè indagare l'effetto dell'instabilità nel cammino dei bambini durante i primi passi. Successivamente, nella Sez.3.2, verrà descritto brevemente che tipo di manovre sperimentali e che tipo di strumentazione e analisi dati viene utilizzata per valutare questo effetto. Nella sezione dedicata ai risultati (3.3) verranno presentate tutti le possibili implicazioni e conseguenze che queste manovre hanno sul cammino dei bambini, verranno valutate sia le implicazioni alle caratteristiche generali del cammino (parametri che ci permettono di identificare un gait più stabile) sia valutazioni ed analisi più particolareggiate della cinematica e del controllo motorio e inter-segmentale. Un paragrafo (3.3.4) è dedicato allo studio del tipo di strategia locomotoria utilizzata da questi bambini alle prime armi con un cammino bipede. Il paragrafo che conclude la sezione dei risultati (3.3.5) presenta un'analisi dei parametri legati al cammino prima e dopo i primi passi; qui si cerca di mettere in luce il ruolo dell'esperienza di cammino indipendente nello sviluppo delle abilità motorie del bambino. Il capitolo si chiude con la sezione della discussione (3.4) dei diversi aspetti che sono stati evidenziati nel corso di questo studio: nel primo paragrafo (3.4.1) verranno discusse le peculiari caratteristiche del cammino durante i primi passi e la loro relazione con l'instabilità posturale; il paragrafo successivo (3.4.2) discute le caratteristiche comuni tra, la particolare strategia utilizzata dai bambini nella fase iniziale di cammino indipendente, e la strategia locomotoria del cammino sul posto (SIP). Il paragrafo conclusivo si incentra sulla discussione (3.4.3) del ruolo "dell'evento PRIMI PASSI" e dell'esperienza di cammino indipendente nello sviluppo delle capacità locomotorie.

3.1 Visione generale

Quando i bambini cominciano a camminare senza supporto la cinematica e l'attività elettromiografica (EMG) associata, differiscono sostanzialmente da quella dei bambini più grandi, ed inoltre il loro corpo presenta considerevoli oscillazioni dovute allo scarso equilibrio (Assaiante *et al.* 1993 [10]; Bril e Brenière 1993 [25]; Yaguramaki e kimura 2002 [171]). Naturalmente, anche negli adulti, l'instabilità posturale ha un effetto sullo schema motorio; è stato mostrato che il supporto attraverso la mano migliora significativamente la stabilità posturale e alcu-

ni parametri caratteristici legati alla locomozione, riducendo la percentuale di cadute, la larghezza di base dei passi, le deviazioni laterali dell'anca e le oscillazioni del tronco. Per risolvere l'intrinseco problema della stabilità dovuto alla postura eretta, la locomozione umana bipede ha sviluppato una forte dipendenza dai tratti discendenti (Capaday 2002 [29]; Ivanenko *et al.* 2000 [85]; Orlovsky *et al.* 1999 [125]); tali tratti discendenti non sono ancora maturi nei bambini di circa 1 anno di età (Paus *et al.* 1999 [128]). Abbiamo infatti già detto che i bambini, se supportati, possono camminare già molto tempo prima dei primi passi di cammino indipendente (Forsberg 1985 [57]; Thelen e Cooke 1987 [159]; Yang *et al.* 1998 [177]; Zelazo 1983 [180]). Tuttavia rimane ancora aperta la domanda di quanto, dell'immaturità riscontrata nella cinematica del cammino nei bambini, sia dovuto all'instabilità posturale e quanto all'immaturità delle reti generatrici associate alla generazione degli schemi motori.

Diversi studi si sono occupati degli effetti della stabilità posturale nello sviluppo del cammino e hanno riportato una maggiore variabilità nelle rotazioni articolari o nella durata delle diverse fasi del passo (Clark *et al.* 1988 [38]; Lasko-McCarthy *et al.* 1990 [106]). In questo capitolo verrà affrontata un'analisi dettagliata e quantitativa dell'effetto delle manovre di stabilizzazione della postura, sugli aspetti globali del gait dei bambini durante i primi passi. Gli aspetti che verranno indagati sono gli effetti sul meccanismo pendolare (Cavagna *et al.* 1983 [30]; Ivanenko *et al.* 2004 [82]), sulla relazione di covarianza planare del moto angolare dei segmenti delle gambe (Lacquaniti *et al.* 1999, 2002 [101], [102]) o sul controllo della traiettoria del piede (Ivanenko *et al.* 2002 [86]).

A sua volta, l'instabilità posturale agisce sullo stato del sistema di controllo, può modificare la dipendenza dai segnali sensoriali vestibolari (Fitzpatrick *et al.* 1994 [55]) o propriocettivi (Ivanenko *et al.* 1999 [88]), e rinforzare la partecipazione delle aree motorie corticali nel mantenere l'equilibrio (Ouchi *et al.* 1999 [126]; Solopova *et al.* 2003 [151]). Da queste considerazioni possiamo ipotizzare che l'instabilità nell'equilibrio, potrebbe riorganizzare gli schemi di coordinazione, e aumentare la variabilità cinematica nel cammino dei bambini, esattamente come avviene per gli adulti nelle condizioni di cammino instabile (Cham e Redfern 2002 [35]; Lejeune *et al.* 1998 [110]; Menz *et al.* 2003 [114]). Soggetti ad alto rischio di caduta solitamente mostrano una ridotta variabilità tempo-spaziale dei parametri legati al cammino e un'aumento della variabilità nella tempistica nei passi, caratteristiche queste tipiche nei bambini piccoli. Inoltre, i drastici cambiamenti nel movimento degli arti inferiori, potrebbero anche avvenire perché si percepisce un potenziale rischio di caduta (Cham e Redfern 2002 [35]). Quindi a seguito di queste considerazioni ci si potrebbe aspettare che l'instabilità posturale, rappresenti un fattore perturbante che cambia lo stato del sistema di controllo, e che impedisce l'espressione di uno schema di coordinazione maturo nei bambini.

In questo capitolo verrà testata questa ipotesi, eseguendo delle manovre di stabilizzazione del corpo del bambino, per dare in questo modo al bambino una maggiore confidenza nel cammino. Il supporto della mano nel bambino, è la strategia comunemente usata dai genitori per evitare le cadute; in questa analisi verrà utilizzato lo stesso approccio per aumentare la stabilità posturale nei bambini nel momento in cui compiono i primissimi passi di cammino indipendente.

Per poter comprendere che tipo di strategia è usata dai bambini, nel momento in cui lasciano la mano del genitore ed eseguono i primi passi indipendentemente, è stato registrato il cammino negli adulti a diverse velocità, comprese le condizioni di cammino sul posto (SIP), e di cammino nei bambini di età maggiore a 1 anno.

3.2 Set-up sperimentale

Per effettuare questo studio sono state registrate le grandezze legate alla locomozione¹ in 7 bambini durante i loro primi passi (3 maschi, 4 femmine, $12 \div 18$ mesi di età), 7 bambini più grandi (tra $2 \div 7$ anni di età), e 10 giovani e sani adulti (28 ± 7 anni). Anche in questa parte del progetto è stata fatta particolare attenzione, contattando telefonicamente i genitori dei bambini, per poter registrare esattamente il momento dei "primi passi indipendenti".

In Tab. 3.1 sono riportate i dati dei soggetti che partecipano a questo studio. E' stato possibile registrare in 4 bambini il cammino anche prima dei primi passi, durante i primi passi e successivamente a questo evento, in questo modo è stato possibile studiare l'andamento di alcuni parametri caratteristici del cammino anche prima dei primi passi, e mostrare per questi bambini le curve di sviluppo. Nelle prove di registrazione prima dei primi passi, i bambini vengono tenuti saldamente da un genitore o uno sperimentatore.

3.2.1 Condizioni di cammino registrate

CAMMINO SENZA SUPPORTO. Come detto nel precedente paragrafo, le registrazioni dei passi senza supporto sono fatte prestando particolare attenzione quando il bambino sta facendo i primi passi, con l'aiuto dei genitori si cerca di incoraggiare il bambino a camminare nella zona del laboratorio in cui è possibile registrare la cinematica e sopra la pedana di forza per poter registrare le forze di contatto

¹Tutti gli adulti e i genitori dei bambini che hanno partecipato a questo studio hanno firmato il consenso informato. Le procedure sperimentali utilizzate sono state approvate dal comitato etico della Fondazione Santa Lucia e conformi alla dichiarazione di Helsinki.

Tabella 3.1: Caratteristiche dei gruppi in esame (*min ÷ max*).

	N	età (mesi)	esperienza di cammino	peso (kg)	lunghezza gambe (m)
Pre-Primi Passi	4	8.6 ÷ 13	-4.0 ÷ -1.4	8.6 ÷ 11.0	0.30 ÷ 0.39
Primi Passi	7	12 ÷ 15	0 ÷ 0.3	8.8 ÷ 11.6	0.32 ÷ 0.39
Bambini	7	22 ÷ 86	8 ÷ 86	10.6 ÷ 26.4	0.34 ÷ 0.56
Adulti	10	mean ± SD 28 ± 7(anni)		62.5 ± 12.0	0.82 ± 0.04

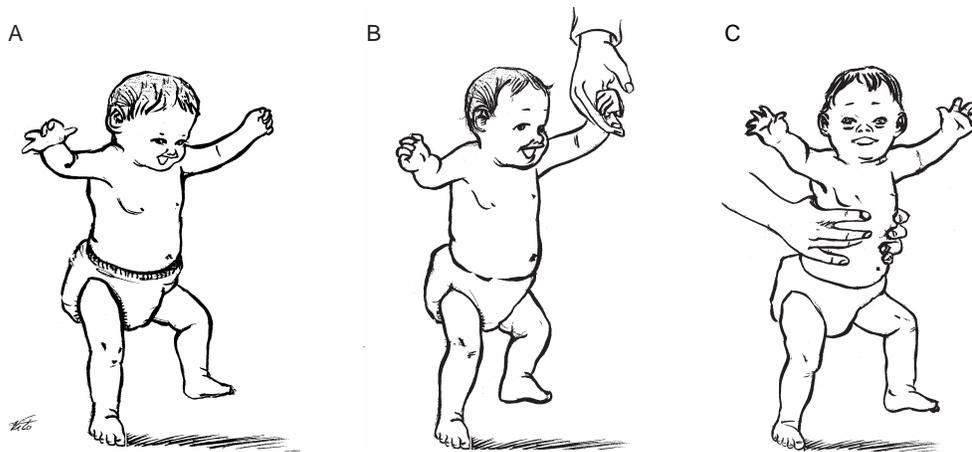


Figura 3.1: **A.** Cammino senza supporto. **B.** Cammino con il supporto della mano. **C.** Cammino con il supporto del tronco.

a terra. Per ogni soggetto si cercano di registrare ~ 20 prove nelle stesse condizioni. Per le successive analisi, vengono prese in considerazione solo prove in cui il bambino esegue una sequenza di passi senza fermarsi durante la registrazione e guardando avanti. La velocità media misurata per i bambini durante i primi passi è $1.4 \pm 0.7 \text{ kmh}^{-1}$. Ai soggetti adulti è stato chiesto di camminare alla velocità naturale (in media $3.8 \pm 0.4 \text{ kmh}^{-1}$) e a velocità bassa, in più delle prove di cammino sul posto.

CAMMINO CON IL SUPPORTO DELLA MANO. In queste prove una mano del bambino è tenuta tra la mano del genitore, mentre l'altro genitore (o uno sperimentatore), incoraggia il bambino a camminare dritto davanti a sé. Questa condizione è stata registrata per tutti i 7 bambini durante i primi passi e per i bambini più grandi.

CAMMINO CON IL SUPPORTO DEL TRONCO. Su 4 dei 7 bambini che hanno fatto i primissimi passi nel nostro laboratorio, sono state registrate delle ulteriori prove, per ridurre l'effetto della instabilità posturale sulla cinematica degli arti inferiori; in queste prove, durante il cammino, un genitore o uno sperimentatore teneva saldamente il tronco del bambino con entrambe le mani, e in questo modo forniva solo una piccola forza verticale².

Registrazione dati

La cinematica bilaterale del cammino è registrata alla frequenza di campionamento di $100Hz$ tramite il sistema di acquisizione VICON-612 (Oxford, UK). Lo spostamento dei punti articolari è ottenuto attaccando sulla pelle dei soggetti dei marcatori passivi a catarifrangenti riflettenti all'infrarosso (diametro $1.4cm$). I punti registrati sono i medesimi rappresentati in Fig. 2.3 e descritti nel paragrafo 2.2.1 del capitolo precedente.

I cambiamenti delle forze di contatto sono registrati tramite la piattaforma di forza³ (GRFs, F_x , F_y e F_z); $0.9m \times 0.6m$; Kistler) con frequenza di campionamento di $1000Hz$.

L'attività elettromiografica (EMG) viene registrata attraverso elettrodi di superficie nei seguenti muscoli (vedi Fig. 3.2): retto femorale (RF), bicipite femorale-semi-tendinoso (HS), tibiale anteriore (TA), e soleo-gastrocnemio (GC)⁴. I segnali di EMG vengono acquisiti attraverso i sistemi BTS, o DelSys; è inevitabile registrare del crosstalk nei muscoli vicini, dato dalle gambe sottili dei bambini più piccoli. Il campionamento dei dati cinematici, delle forze di contatto e dei segnali di EMG è sincronizzato.

3.2.2 Analisi Dati

In questo capitolo verranno analizzati e presentati separatamente, gli effetti delle manovre di supporto sulla stabilità posturale e sulle caratteristiche generali del cammino (come ad esempio la velocità di progressione, la percentuale di cadute, la lunghezza e la larghezza dei passi, le oscillazioni del tronco), e sugli schemi cin-

²Tipicamente la forza verticale registrata risulta essere inferiore al 20–30% del peso corporeo, stimata dalla registrazione della componente verticale della forza di contatto a terra.

³Con l'accorgimento dell'uso delle 2 pedane di forza, nel caso delle registrazioni del cammino negli adulti, che camminano a velocità naturale descritti nel paragrafo 2.2.1.

⁴Poichè le dimensioni delle gambe dei bambini di circa 1 anno di età sono estremamente sottili, e poco più grandi dell'elettrodo utilizzato per registrare l'attività muscolare, non è possibile identificare con precisione che muscolo si sta registrando, se per esempio il bicipite o il semi-tendinoso, per questa ragione in seguito li identificheremo o con le sigle sopra riportate o con la dicitura gruppo muscolare anteriore della coscia o gruppo muscolare posteriore della coscia.

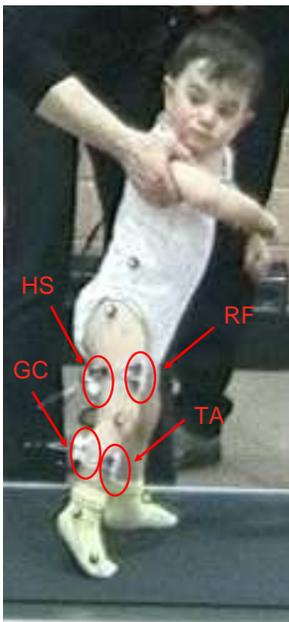


Figura 3.2: Posizione degli elettrodi di superficie usati.

ematici del cammino (coordinazione inter-segmentale, patterns di EMG, controllo della traiettoria del piede).

Le definizioni dei segmenti con cui viene schematizzato il corpo, gli angoli di elevazione e l'asse principale della gamba (GT-LM) sono definite nel paragrafo 2.2.2.

Per valutare la stabilità del tronco, rispetto all'asse verticale, misuriamo la deviazione angolare picco-picco dell'asse lungo del tronco⁵ sia nel piano sagittale che frontale. La percentuale di cadute viene calcolata come il rapporto tra numero di prove nelle quali i bambini cadono, e il numero di prove totali della sessione di registrazione. La velocità di progressione viene calcolata come velocità orizzontale del marcatore IL.

La durata del ciclo del passo viene calcolata come il tempo che intercorre tra due massimi successivi dell'angolo di elevazione dell'asse principale della gamba della stessa gamba (GT-LM), e la fase di appoggio come l'intervallo temporale tra il valore massimo e minimo dello stesso angolo (Borghese *et al.* 1996 [20]). Ci riferiremo ad un ciclo intero di passo ("*stride*"), come al movimento ciclico fatto da una gamba. Come abbiamo specificato nel capitolo precedente, quando il soggetto cammina sopra la pedana di forza, il criterio cinematico per l'individuazione dello stride, viene confrontato con quello dinamico, che utilizza la variazione della forza

⁵L'asse lungo del tronco è definito dalla connessione tra il punto centrale (del lato destro e sinistro) dei marcatori dell'IL con il punto centrale dei due marcatori GH.

verticale di contatto, e per i bambini molto piccoli, a causa del loro inusuale movimento del piede, viene ulteriormente confrontato con l'andamento della traiettoria del marcatore VM nella direzione verticale.

I dati grezzi di EMG, vengono filtrati numericamente attraverso un filtro passa alto (frequenza di taglio, $F_{cutoff} = 30Hz$) per rimuovere gli artefatti del movimenti, poi rettificati e poi filtrati con un filtro zero-lag Butterworth passa basso ($F_{cutoff} = 15Hz$). I dati relativi a diversi passi, saranno mediati dopo essere stati interpolati nel tempo su ogni ciclo individuale del passo, e normalizzati a 200 punti.

Le coordinate del centro di pressione (CoP) si ricavano dalle misure della piattaforma di forza, e vengono poi utilizzati per valutare la lunghezza dello stride (L_S) e la larghezza dello stride (W_S) (come mostrato in Fig. 3.3) e normalizzati sulla lunghezza della gamba (Ledebt e Bril 2000 [108]). La durata della fase di singolo supporto (SS) è dato dal tempo, durante il ciclo del passo in cui un solo piede è a terra, e la durata della fase del passo di doppio supporto (DS), il tempo in cui entrambi i piedi sono in contatto con la terra. Il tempo SS verrà normalizzato alla durata totale del passo, e rappresenta un indice per valutare la capacità di sostenere il proprio peso corporeo con un arto e coordinare la fluidità del movimento con l'altro arto. Nel caso degli adulti le durate di singolo supporto e doppio supporto di un passo durante il cammino sono abbastanza standardizzate, ovviamente dipendenti dalle velocità.

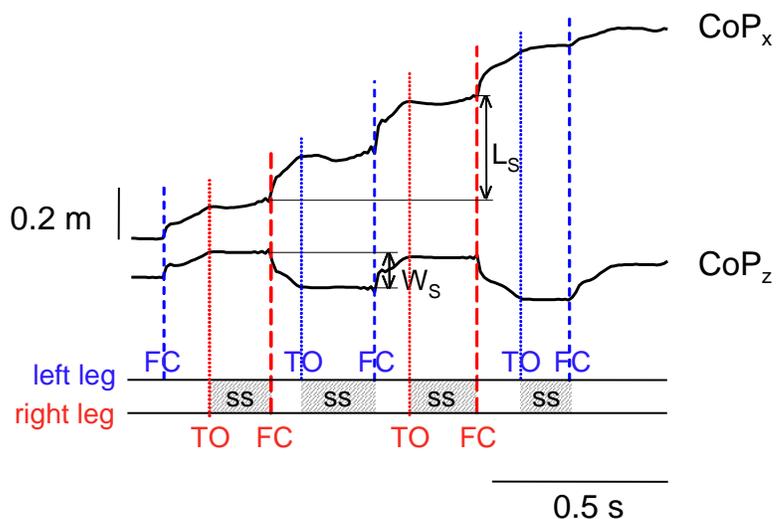


Figura 3.3: Esempio di registrazione del CoP per un bambino durante i primi passi. CoP_x variazione del centro di pressione nella direzione orizzontale, CoP_z variazione del centro di pressione nella direzione laterale. FC= Foot-Contact, TO=Toe-Off, SS=Single-Support; L_S =Lunghezza stride, W_S =Larghezza stride.

3.2.2.1 Coordinazione inter-segmentale

Anche in questo studio viene fatta un'analisi della coordinazione inter-segmentale per valutare l'effetto delle manovre utilizzate per stabilizzare il bambino, sul grado di maturità nella coordinazione tra i diversi segmenti della gamba. Nella Sez. 2.2.2 del capitolo precedente, e nella Sez. 1.5.4.1 del capitolo introduttivo, sono descritti dettagliatamente i parametri utilizzati per questo studio e il significato neuro-fisiologico di tale legge.

3.2.2.2 Traiettoria del piede

Molto importante per lo studio del controllo della locomozione è l'analisi fatta sulla traiettoria del piede durante il cammino. Una corretta coordinazione del movimento del piede rappresenta un compito motorio estremamente fine. L'analisi in questo capitolo verrà esposta prendendo in considerazione le variazioni verticali delle escursioni del marcatore VM (durante la fase di pendolamento), e correlandole con i rispettivi valori medi degli adulti. Le traiettorie di VM saranno normalizzate nei tempi su tutta la durata della fase di pendolamento, questo permetterà un confronto corretto tra i diversi soggetti alle diverse velocità, ed una stima corretta delle traiettorie medie.

3.2.2.3 Variabilità della traiettoria del piede

Altri indici che permettono di valutare il grado di controllo del piede sono quelli legati alla variabilità spaziale della traiettoria del piede, nel piano sagittale, stimati in termini di densità spaziale e area di tolleranza normalizzata del marcatore VM, e calcolati su tutta la fase di pendolamento del passo (Ivanenko *et al.* 2002 [86]). Questi indici descrivono la variabilità della traiettoria del piede sia nella direzione orizzontale che verticale. Per poter confrontare soggetti di diverse altezze, le traiettorie di VM (valutate relativamente alla posizione istantanea al marcatore GT), verranno prima scalate delle dimensioni del soggetto (della lunghezza delle gambe in proporzione alla lunghezza media delle gambe degli adulti), e poi ri-campionate nel dominio dello spazio dall'interpolazione lineare delle serie temporali x, y (1.5 - mm passi) su tutti i cicli di passo. In questa analisi sono messi insieme tutti i passi (tipicamente tra 7 ÷ 15) nelle stesse condizioni di cammino.

La densità spaziale verrà calcolata come rapporto tra il numero di punti che cadono in una cella di $1 \times 1 \text{ cm}^2$ di una griglia spaziale e il numero di cicli del passo. La densità di ogni cella è descritta graficamente dalla tonalità della scala di colore (celle vuote sono escluse).

3.3 Risultati

3.3.1 Effetto del contatto della mano sulla stabilità posturale

Quando un bambino comincia a camminare il suo corpo mostra considerevoli oscillazioni dovute all'instabilità posturale a cui è sottoposto: le oscillazioni picco-picco del tronco nel piano sagittale risultano essere in media $14.1 \pm 3.4^\circ$, e nel piano frontale $9.5 \pm 1.9^\circ$; entrambi i valori risultano essere significativamente ($P < 10^{-5}$) più alti rispetto ai valori ottenuti per gli adulti ($6.2 \pm 0.8^\circ$ nel piano sagittale e $2.7 \pm 0.6^\circ$ nel piano frontale). La percentuale di cadute nei bambini durante i primi passi sono molto alte, $37 \pm 23\%$ nelle prove registrate.

All'inizio del cammino senza supporto, il tronco mostra considerevoli spostamenti laterali (sia dei marcatori GH che GT, vedi pannello a sinistra della Fig. B 3.4). Per minimizzare il poco equilibrio, i bambini fanno dei passi molto corti, con una

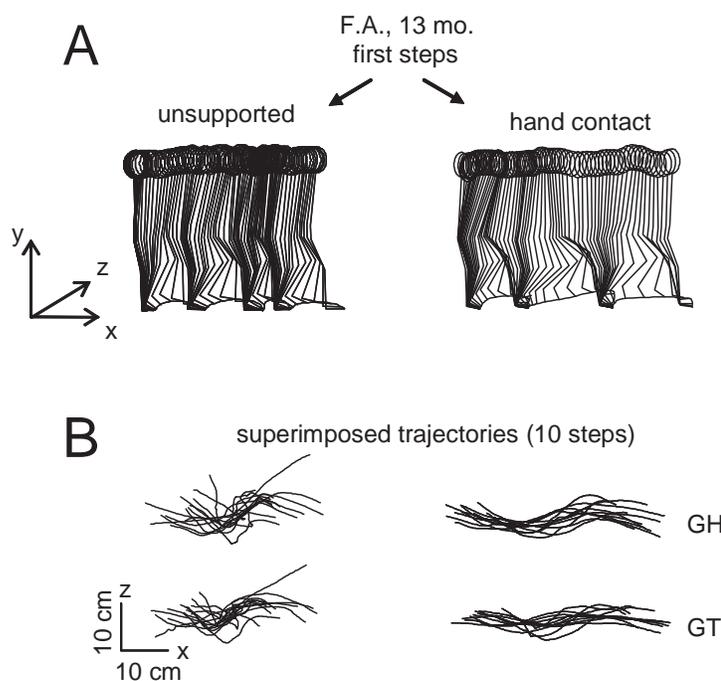


Figura 3.4: Esempio di cammino con e senza supporto del soggetto F.A.. **A.** Diagrammi a stick unilaterali quando il bambino cammina senza supporto (sinistra) e con l'aiuto della mano del genitore (destra). **B.** Sovrapposizione delle traiettorie dei marcatori sul trochite dell'omero (GH) e sul grande trocantere del femore (GT) destri di 10 passi (dopo aver sottratto i valori medi) nel piano orizzontale nelle due condizioni senza supporto (sinistra) e con il supporto della mano (destra).

base di supporto larga, e prolungano molto i tempi di doppio supporto durante i passi (Fig. A 3.5) (vedi anche Bril e Brenière 1993 [25]). Il numero di Froude, relativo alle velocità liberamente scelte dai soggetti, associato ai bambini durante i primi passi è 0.04 ± 0.03 , mentre per i bambini più grandi risulta essere 0.23 ± 0.03 e gli adulti 0.21 ± 0.08 , nel nostro campione di soggetti.

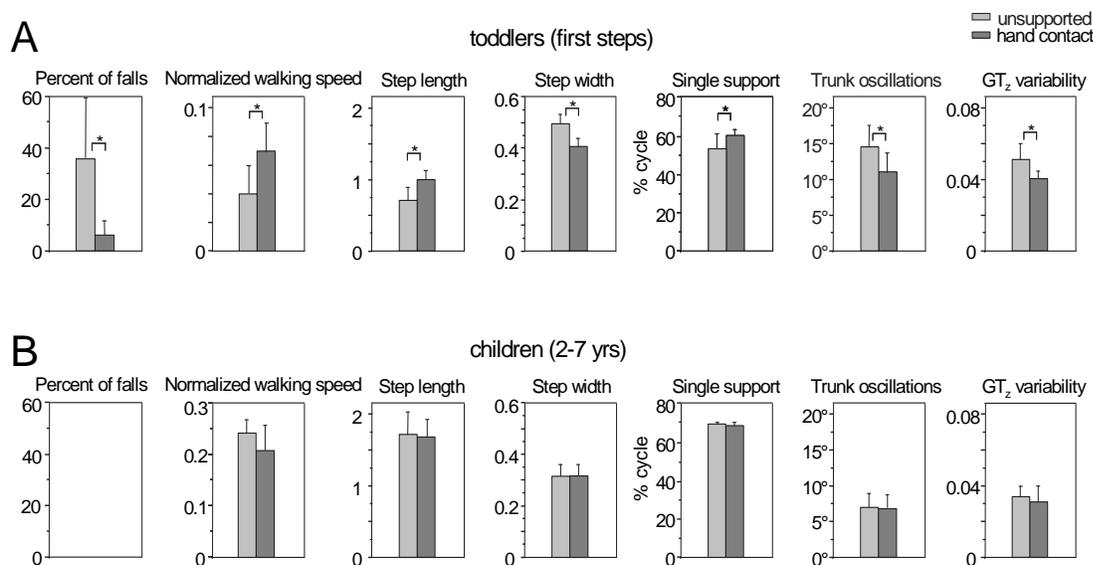


Figura 3.5: Effetto del contatto della mano sui parametri legati alla locomozione. Da sinistra a destra: percentuale di cadute, velocità di progressione normalizzata (numero di Froude = $V^2 g^{-1} L^{-1}$), lunghezza del passo, larghezza del passo, durata relativa della fase di singolo supporto, oscillazioni picco-picco nel piano sagittale, e variabilità dello spostamento laterale di GT in 10 passi (stimato come media delle deviazioni standard dei valori medi). La lunghezza e la larghezza del passo e la variabilità laterale di GT_z è normalizzato sulla lunghezza delle gambe per permettere un confronto bambini di diversa grandezza. Tutti i parametri risultano essere significativamente diversi nei bambini durante i primi passi nelle due condizioni di cammino senza supporto e con il supporto della mano, mentre per i bambini di età > 2 anni non c'è significatività nelle differenze delle due condizioni. **A.** Parametri nelle due condizioni cammino senza supporto e con il supporto della mano per i bambini durante i primi passi. **B.** Parametri nelle due condizioni di cammino senza supporto e cammino con il supporto della mano nei bambini tra 2 e 7 anni di età.

Per migliorare la stabilità posturale sono state eseguite diverse manovre sperimentali, tra cui quella in cui il bambino tiene la sua mano nella mano del genitore. Questa procedura ovviamente genera delle forze di contatto addizionali, ma al tempo stesso fornisce al bambino una grande confidenza nel cammino, rispetto alla condizione di cammino senza la mano (come tutti hanno potuto osservare dall'aumento della diponibilità del bambino a camminare in laboratorio).

Come possiamo vedere confrontando i risultati ottenuti nei bambini durante i primi passi nelle due condizioni di cammino senza supporto e con la mano, con i risultati ottenuti per i bambini tra $2 \div 7$ anni, presentati in Fig. 3.5, la lunghezza dei passi, la velocità di progressione aumentano significativamente, e la larghezza della base di appoggio diminuisce quando i bambini fanno i primi passi con il supporto della mano, cosa che non accade per i bambini > 2 anni di età. La durata relativa della fase di singolo supporto aumenta leggermente ma significativamente in tutti i bambini studiati. Le oscillazioni del tronco si riducono sostanzialmente: le oscillazioni nel piano sagittale si riducono in media del 25% (vedi Fig. A 3.5). Anche la variabilità delle oscillazioni medio-laterali di GT , stimata come media delle deviazioni standard dalle medie delle forme d'onda GT_z si riduce, passando da $0.052 \pm 0.009L$ senza il contatto della mano a $0.041 \pm 0.005L$ con il contatto della mano, con L lunghezza delle gambe (vedi Fig. A 3.5 destra). Anche la percentuale di cadute si riduce drasticamente nella condizione di cammino con il contatto della mano, ($7 \pm 6\%$, Fig. A 3.5 sinistra).

Dati i risultati mostrati in questa sezione, possiamo avanzare una prima conclusione, cioè che il contatto della mano ha un forte effetto sulle caratteristiche generale del cammino dei bambini nei loro primi passi indipendenti (vedi Fig. A 3.5). La stessa manovra di contatto della mano, usata nei bambini più grandi, non mostra una significativa influenza sui parametri legati alla locomozione (vedi Fig. A 3.5).

3.3.2 Patterns cinematici nel cammino con e senza supporto

Una domanda a cui si è cercato di rispondere in questo studio è stata se l'instabilità posturale, poteva essere il fattore inibitorio maggiormente responsabile della mancata espressione di un pattern maturo per i bambini di 1 anno età. Per rispondere a questo quesito sono stati messi a confronto il cammino instabile dei primi passi senza supporto con il cammino degli stessi bambini fatto in condizioni di supporto. In Fig. 3.6 è rappresentato un tipico esempio di schema del passo, in un adulto rappresentativo e in un bambino all'inizio del cammino indipendente. Come è possibile notare, diversi parametri legati alla locomozione sono rappresentati in

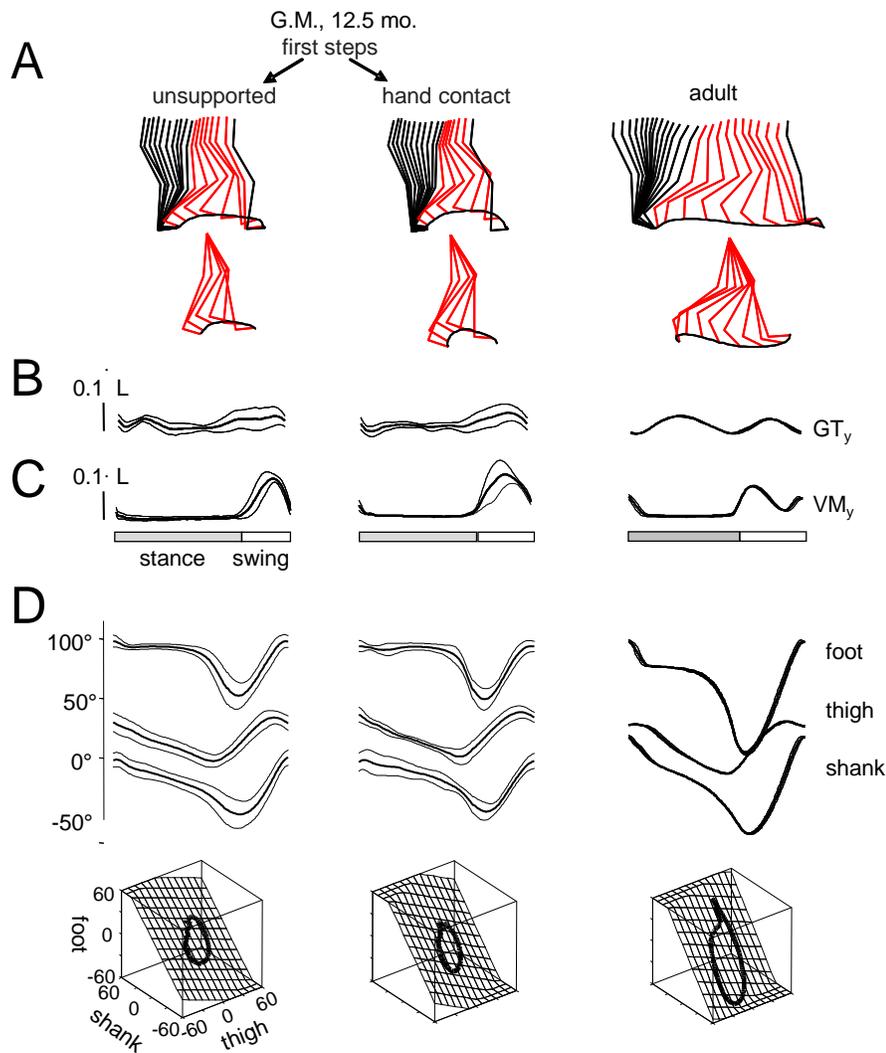


Figura 3.6: Esempio di cinematica del cammino nel caso di un bambino e un adulto rappresentativo. **A.** Diagrammi a stick per un ciclo del passo (la fase di pendolamento è rappresentata in rosso), e sotto diagrammi a stick della fase di pendolamento rispetto alla posizione istantanea dell'anca. Andamenti medi ($media \pm SD$, $n = 5$ passi) in **B** dello spostamento verticale dell'anca (GT_y), **C** spostamento verticale del piede (VM_y), **D** angoli di elevazione della coscia, della tibia e del piede ed i corrispondenti "gait-loop" e piani di covarianza⁷. I dati sono graficati rispetto al ciclo del passo normalizzato. GT_y e VM_y sono espresse in unità relative (normalizzate sulla lunghezza delle gambe).

questa figura; di seguito verranno descritti dettagliatamente in modo da permettere una maggiore comprensione dell'effetto delle manovre effettuate.

In un adulto, le variazioni temporali degli angoli di elevazione degli arti inferiori covariano lungo un piano durante ogni passo, descrivendo un caratteristico loop (estrema destra della Fig. **D** 3.6). Nei bambini durante i primi passi, questo ciclo del passo si discosta significativamente dalla planarità e da un pattern maturo. La planarità, valutata come percentuale di varianza che tiene conto del terzo autovettore della matrice di covarianza (PV_3 : questo valore è più vicino a zero, minore è la deviazione dalla planarità). Nei bambini durante i primi passi questo valore è significativamente alto ($3.1 \pm 0.7\%$), confrontato con quello degli adulti ($0.8 \pm 0.3\%$) ($P < 0.001$ t-test Student), in accordo con i risultati trovati precedentemente (Cheron *et al.* 2001b [37]; Ivanenko *et al.* 2004 [82]). Il "gait-loop" nel caso dei bambini, è molto meno allungato di quello per gli adulti, dovuto anche all'ampiezza dei movimenti della coscia che sono relativamente più alti rispetto a quelli della tibia e del piede, mostrato anche dal piccolo contributo dato dal primo autovettore (PV_1). Nei bambini durante i primi passi nelle due condizioni testate, di cammino senza supporto e con il supporto della mano, nè le percentuali di varianza PV_1 , PV_2 e PV_3 , nè l'orientamento del piano di covarianza, cambiano significativamente (vedi Fig. **A** 3.8). Inoltre la variabilità passo-passo nell'orientamento del piano di covarianza resta invariata nelle due condizioni: ($15.0 \pm 2.8^\circ$) con il contatto della mano e ($16.1 \pm 2.4^\circ$) senza contatto, che mostra un alto grado di instabilità nella relazione di fase tra i segmenti.

Inoltre, come abbiamo largamente analizzato nel capitolo precedente, nel cammino degli adulti l'anca si muove sopra la gamba di appoggio come un pendolo invertito⁸(vedi Fig. **B** 3.6 destra). Nei bambini durante i primi passi le oscillazioni di GT_y sono molto variabili tra i passi. Ma si può notare subito, osservando le traiettorie degli esempi mostrati in Fig. **B** 3.6, che i profili differiscono sistematicamente da quelli mostrati per un adulto.

Indipendentemente dalla condizione di supporto analizzata (condizione senza supporto, con il supporto della mano o il supporto del tronco), il primo picco di GT_y presente nel profilo di un adulto (corrispondente alla fase di appoggio della gamba ipsilaterale), è spesso assente nel profilo di GT_y del bambino. Mentre i profili di GT_y dei bambini presentano spesso il secondo picco, che riflette un sollevamento dell'articolazione anca durante la fase di pendolamento relativa al sollevamento dell'anca controlaterale alla gamba che sostiene il peso⁹. In Fig. 3.8)

⁸Questo comportamento è inoltre rivelato dall'espansione in serie di Fourier fatta su GT_y che mostra una chiara dominanza della seconda armonica: la percentuale di varianza che spiega rispettivamente la prima e la seconda armonica è $13 \pm 7\%$ per la prima e $80 \pm 7\%$ per la seconda (vedi Fig. **A** 3.8).

⁹Come abbiamo descritto ampiamente nel capitolo precedente (Cap. 2) tale comportamento è stato documentato e mostrato anche durante le registrazioni bilaterali sia del marcatore GT

sono mostrati alcuni parametri legati alla cinematica del cammino, nelle due condizioni di supporto, con e senza il contatto della mano, messi a confronto con gli adulti, e le stesse analisi e parametri per il gruppo di bambini più grandi (tra 2 e 7 anni di età). Nel range di velocità normalizzata analizzata Fr $0.07 \div 0.20$ la percentuale di varianza che spiega la seconda armonica, dell'espansione in serie di Fourier della traiettoria GT_y , risulta essere $27 \pm 7\%$ nella condizione di cammino con il contatto della mano, e $23 \pm 5\%$ senza contatto ($P > 0.7$ in tutti i casi).

L'analisi della traiettoria del piede mostra che i bambini durante i primi passi presentano un movimento caratteristico, sistematicamente diverso da quello degli adulti. Si può notare bene questo dal diagramma a stick in Fig.C 3.6). Tutti i bambini muovono il piede in modo tale che, sollevandolo si produce un solo picco nella traiettoria verticale, che avviene all'incirca nella metà della fase di pendolamento. Questo comportamento appena descritto, e che si può osservare in Fig.C 3.6 a sinistra, è completamente opposto a quello osservato nel caso degli adulti, che è caratterizzato da un prominente picco all'inizio della fase di pendolamento, un minimo della traiettoria del piede durante la metà della fase di pendolamento, e un'altro separato sollevamento della punta del piede alla fine della fase di pendolamento (C 3.6 a destra). Come risultato, calcolando la correlazione tra le serie temporale dei VM_y durante la fase di pendolamento, tra i bambini durante i primi passi e il corrispondente valore medio degli adulti, si ottengono valori tipicamente valori negativi (-0.59 ± 0.22).

In Fig.B 3.7 è rappresentata la variabilità spaziale della traiettoria del piede, nel piano sagittale, possiamo notare come sia molto alta la variabilità per i bambini durante i primi passi, rispetto a quella relativa ad un adulto: l'area di tolleranza normalizzata (scalata rispetto alla lunghezza media delle gambe degli adulti) è $20.7 \pm 3.1 \text{ cm}^2/\text{cm}$ per i bambini e $4.8 \pm 1.9 \text{ cm}^2/\text{cm}$ negli adulti ($P < 0.0001$, *t-test* Student). Il contatto della mano non influenza apprezzabilmente la forma della traiettoria del piede (Fig.C 3.6), nè la relativa variabilità spaziale (Fig.B 3.7). Nella condizione di cammino con il contatto della mano, la correlazione tra VM_y dei bambini e gli adulti resta a valori negativi (-0.55 ± 0.20); e anche l'area di tolleranza di VM rimane molto alta ($17.9 \pm 4.6 \text{ cm}^2/\text{cm}$).

Infine l'attività elettromiografica, EMG, nei bambini durante i primi passi, è estremamente variabile tra i passi, dovuta all'elevata variabilità cinematica e nella velocità di progressione tra i passi. In Fig.A 3.7 è mostrata l'attività elettromiografica EMG di un bambino nelle diverse condizioni di supporto, e per con-

che del marcatore IL posizionato sulla spina iliaca anteriore. In questo modo è stato possibile escludere la possibilità che il picco mostrato in GT_y nei bambini sia dovuto all'incorretto posizionamento del marcatore GT rispetto al centro reale di rotazione dell'articolazione. Nei bambini durante i primi passi la percentuale di varianza che spiega rispettivamente la prima e la seconda armonica è $56 \pm 9\%$ per la prima e $23 \pm 5\%$ per la seconda (vedi Fig.A 3.8), che indica una chiara dominanza della prima armonica.

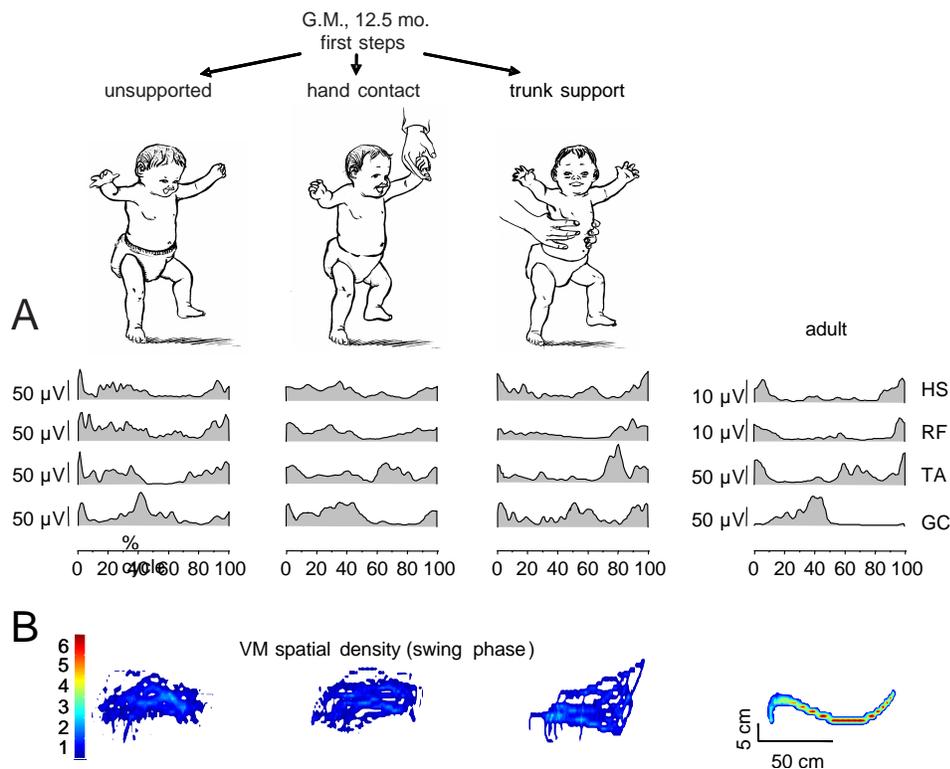


Figura 3.7: Esempio di EMG e variabilità spaziale del piede. **A.** Segnali medi dell'attività elettromiografica EMG (su 5 passi). **B.** Grafici della densità spaziale integrata rispetto alla fase di pendolamento (tra 10 ÷ 15 passi): il valore basso nella densità (blu nella scala dei colori indicata), rappresenta un alto grado di variabilità. I grafici non sono in scala, la scala verticale è espansa rispetto alla scala orizzontale.

fronto quella di un adulto. Un "non-plantigrade gait" è di solito accompagnato da un burst di attività atipico nel muscolo gastrocnemio nel momento in cui il piede tocca la terra (Fig. A 3.7) (vedi anche Forssberg *et al.* 1985 [57]; Okamoto *et al.* 2003 [124]), e questo burst non viene mai osservato nel caso degli adulti. Il livello medio di attivazione dei muscoli della gamba non cambia significativamente con il contatto della mano. Nella condizione di supporto con la mano l'attività dei muscoli riscontrata è la seguente: TA ($22 \pm 10 \mu V$), GC ($33 \pm 11 \mu V$), HS ($21 \pm 10 \mu V$), RF ($18 \pm 14 \mu V$); nella condizione di cammino senza supporto otteniamo: TA ($20 \pm 11 \mu V$), GC ($27 \pm 10 \mu V$), HS ($20 \pm 9 \mu V$), RF ($16 \pm 15 \mu V$). Questi burst caratteristici sono anche osservati nella condizione di cammino con supporto.

Riassumendo, le manovre sperimentali utilizzate che portano ad un'aumento della stabilità posturale e una riduzione delle oscillazioni del tronco, non producono un significativo miglioramento della coordinazione cinematica e dei *patterns* di EMG nei bambini. Il cammino con la mano non produce nessun effetto sulla

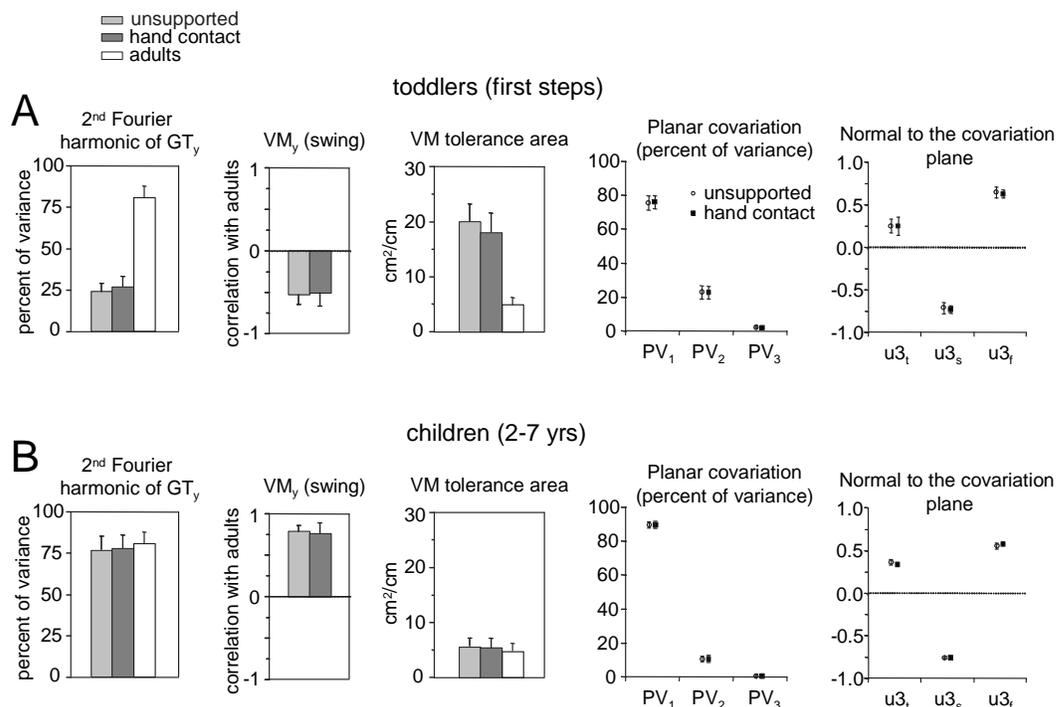


Figura 3.8: Effetto del contatto della mano sulla cinematica degli arti inferiori in bambini durante i primi passi e bambini tra 2 e 7 anni. **A.** Segnali medi dell'attività elettromiografica EMG (su 5 passi). **B.** Grafici della densità spaziale integrata rispetto alla fase di pendolamento (tra 10 ÷ 15 passi): il valore basso nella densità (blu nella scala dei colori indicata), rappresenta un alto grado di variabilità. I grafici non sono in scala, la scala verticale è espansa rispetto alla scala orizzontale.

cinematica del cammino nei bambini più grandi (Fig. **B** 3.8), che restano simili a quelli degli adulti tra le diverse condizioni.

3.3.3 Effetto del supporto del tronco

In quattro dei sette bambini che abbiamo registrato durante i primi passi, è stato possibile effettuare una manovra sperimentale più decisa per stabilizzare il corpo del bambino durante il cammino. In alcune prove, uno sperimentatore (o un genitore) teneva fermamente il tronco del bambino con entrambe le mani mentre il bambino camminava. La velocità media di progressione di queste ulteriori prove è stata ($1.3 \pm 0.6 \text{ kmh}^{-1}$) simile a quella delle prove di cammino senza supporto ($1.4 \pm 0.7 \text{ kmh}^{-1}$). Precedentemente coloro che eseguivano la manovra sperimentale, erano stati istruiti di non influenzare il moto di progressione del bambino.

Ad ogni modo, è impossibile determinare completamente quali aspetti del moto della direzione di progressione sono influenzati dalle forze esterne, generate dallo sperimentatore che supporta il bambino. Per questo motivo quindi, per la presenza di questa forza esterna, non può essere considerata attendibile l'analisi del movimento del tronco (ed in particolare lo spostamento verticale dell'anca). Tuttavia, i movimenti delle gambe e le attività EMG sono confrontabili a quelle osservate nella condizione di cammino senza supporto (Fig. 3.6; Fig. 3.7). Il "gait-loop" si allontana significativamente sia dall'essere la caratteristica di planarità, che dall'essere una forma matura nelle due condizioni di supporto analizzate¹⁰. La correlazione tra le serie temporali che rappresentano la componente verticale del VM durante la fase di pendolamento, e il corrispondente valore medio nel caso degli adulti, continua ad assumere valori negativi nella condizione di cammino con il supporto del tronco (-0.51 ± 0.15), e le stesse considerazioni sono fatte per il parametro che stima la variabilità del movimento del piede (area di tolleranza di VM) continua ad assumere valori alti, nella condizione di supporto del tronco ($19.2 \pm 3.9 \text{ cm}^2/\text{cm}$) confrontati con i valori assunti dai soggetti nella condizione di cammino senza supporto ($17.0 \pm 5.5 \text{ cm}^2/\text{cm}$).

Possiamo perciò concludere che, nè la variabilità cinematica tra i passi, nè l'indice di planarità (PV_3), nè l'orientamento del piano di covarianza angolare cambiano significativamente ($P > 0.05$ in tutti i casi).

3.3.4 Che strategia usano i bambini durante i primi passi?

A questo punto, dopo tutte le considerazioni fatte e le varie dimostrazioni e prove che la cinematica e il comportamento motorio dei bambini durante i primi passi è significativamente differente da quello implementato dai bambini più grandi (> 2 anni di età) e dagli adulti, ci è stato naturale domandarci che tipo di strategia usano questi bambini, quando per la prima volta devo risolvere il problema di spostarsi in un campo gravitazionale e in posizione eretta.

Questo aspetto risulta di notevole interesse poichè ci permette di studiare quali sono le soluzioni che un sistema, ancora immaturo e "inesperto", trova per poter eseguire un task motorio (come il cammino) che richiede l'acquisizione di certe leggi e costrizioni che governano il controllo motorio in presenza della gravità.

La particolare forma della traiettoria del piede, della coordinazione bilaterale delle due articolazioni dell'anca e lo strano burst mostrato nell'attività EMG, viste

¹⁰La percentuale di varianza che tiene conto del terzo autovettore (che indica la planarità del loop, PV_3) durante il cammino con il supporto del tronco risulta essere $2.5 \pm 0.5\%$, mentre nella condizione di cammino senza supporto $2.7 \pm 0.3\%$ (per gli adulti abbiamo $0.8 \pm 0.3\%$). La variabilità del piano di covarianza, stimata attraverso la dispersione angolare, rimane alta nella condizione di cammino con il supporto del tronco $13.6 \pm 3.6^\circ$ se messa a confronto con il valore assunto nel caso di cammino senza supporto $15.7 \pm 3.2^\circ$.

nei bambini sono affini alle caratteristiche osservate nell'adulto durante il cammino sul posto (SIP, vedi Fig. 3.9). Di seguito riporteremo tutte le considerazioni e le valutazioni analitiche che ci hanno permesso di fare queste considerazioni sul particolare comportamento motorio dei bambini, durante i primi passi.

Il coefficiente di correlazione tra le serie temporali dello spostamento verticale di VM nella fase di pendolamento, tra i bambini durante i primi passi e il valore medio calcolato per gli adulti durante lo SIP risulta essere tipicamente alto e positivo (0.92 ± 0.09), se confrontato con il valore tipicamente negativo assunto quando la correlazione è calcolata con il cammino normale degli adulti (-0.59 ± 0.22). Come descritto precedentemente, il profilo di GT_y presenta un picco molto prominente nella fase di pendolamento e lo stesso avviene nel caso dello SIP degli adulti¹¹

Abbiamo inoltre chiesto agli adulti di eseguire delle prove in cui, oltre allo SIP, praticassero un movimento in avanti, una specie di marcia. Per gli adulti, è facile eseguire questo task ed inoltre la cinematica è molto simile tra i soggetti. In questo task particolare che chiameremo "SIP + progressione in avanti", il comportamento di GT_y e VM_y è simile a quello osservato nei primi passi dei bambini (vedi 'Vertical hip displacement' e 'Vertical foot displacement' in Fig. 3.9). Inoltre, quando un adulto esegue il cammino sul posto (SIP), nell'attività muscolare dei muscoli del polpaccio si individuano i bursts di EMG nel momento in cui il piede tocca la terra, simili a quelli evidenziati nei bambini (vedi 'EMG activity' in Fig. 3.9). Il relativo "gait-loop" associato al task SIP, collassa in una linea poichè i tre segmenti in questo caso, si muovono in fase gli uni con gli altri. Nel momento in cui lo SIP diventa "SIP + progressione in avanti", si creano dei *phase shifts* tra le rotazioni dei segmenti, e la forma del *loop* diventa molto simile a quella osservata nei bambini.

3.3.5 Comportamento prima e dopo i primi passi

Come detto nel paragrafo del Set-up sperimentale, quattro bambini sono stati registrati sia prima che dopo i primi passi, per un periodo che va da 4 mesi prima a 13 mesi dopo il cammino indipendente. Durante questi esperimenti, il bambino viene tenuto fermamente con le mani quando ancora non è in grado di camminare da solo. In tutte le registrazioni fatte prima dei primi passi, il pattern di coordinazione inter-segmentale, il comportamento legato al meccanismo pendolare, il caratteristico movimento del piede non differisce significativamente dagli andamenti riportati durante le registrazioni dei primi passi. La percentuale di varianza che viene spiegata dalla seconda armonica di Fourier dello spostamento verticale di GT, mostra una forte variabilità tra i passi ma sembra comunque non modificarsi sistematica-

¹¹Se calcoliamo la percentuale di varianza che spiega la prima e seconda armonica della scomposizione in serie di Fourier di GT_y nello SIP degli adulti otteniamo rispettivamente 52 ± 22 e 31 ± 13 .

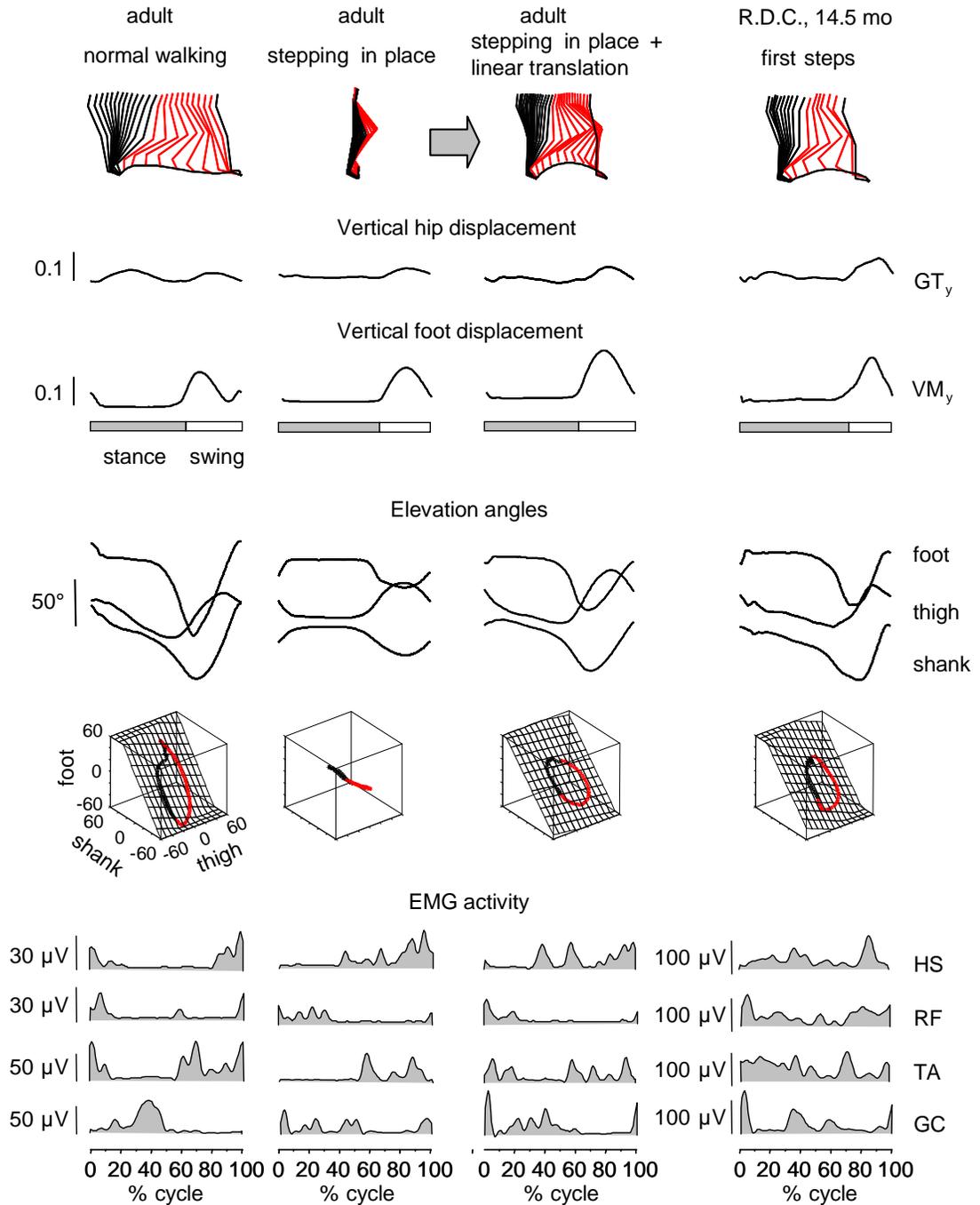


Figura 3.9: Confronto tra SIP di un adulto e cammino di un bambino.

mente con l'età, ma piuttosto in funzione del tempo trascorso dai primi passi, a partire da questo momento questo parametro comincia ad aumentare rapidamente al trascorrere dei primi mesi di cammino indipendente (Fig. **B** 3.10). Lo stesso comportamento si presenta per gli altri parametri analizzati: correlazione tra VM_y dei bambini durante i primi passi e il profilo medio degli adulti (Fig. **D** 3.10), la variabilità spaziale del piede (VM) (Fig. **E** 3.10), l'indice di planarità del "gait-loop" (PV_3) e la variabilità passo passo del piano di orientamento, stimata attraverso la dispersione angolare (Fig. **F** 3.10).

3.4 Discussione

Lo studio descritto in questo capitolo, mette in luce tre aspetti importanti dei primi passi dei bambini:

- l'immatùrità mostrata nei parametri generali legati al 'gait' non dipendono dall'instabilità posturale a cui sono soggetti i bambini durante i primi passi
- il particolare *pattern* mostrato dai bambini, in questa fase iniziale di cammino indipendente, condivide diverse caratteristiche fondamentali con il cammino sul posto (SIP) di un adulto
- la peculiarità dei parametri legati al cammino, restano costanti fino alla comparsa dei primi passi di cammino indipendente, e poi rapidamente maturano da questo momento in poi

3.4.1 Caratteristiche cinematiche del cammino dei bambini

Abbiamo detto che i bambini sono di solito in grado di stare in piedi e mantenere un'equilibrio statico stabile, da ~ 10 mesi di età (Zernicke *et al.* 1982 [182]). All'età di ~ 1 anno, la maturità delle vie neuronali centrali arriva ad un punto in cui, la necessaria integrazione della capacità di stare in equilibrio e l'attività ritmica delle gambe, permettono l'avvento di un cammino senza supporto anche se la postura è instabile. L'equilibrio poco stabile, comunque, può riorganizzare la coordinazione degli schemi, e aumentare la variabilità cinematica nel cammino dei bambini, esattamente come avviene negli adulti, che camminano in condizioni instabili (Cham e Redfern 2002 [35]; Menz *et al.* 2003 [114]). I risultati presentati in questo capitolo mostrano che, i bambini anche se supportati con la mano, manovre sperimentali che riduce le difficoltà dovute all'instabilità, nonostante mostrino caratteristiche di una maggiore confidenza nel cammino, al tempo stesso esibiscono le stesse peculiarità viste nel caso del cammino senza supporto. Anche il supporto fatto tenendo

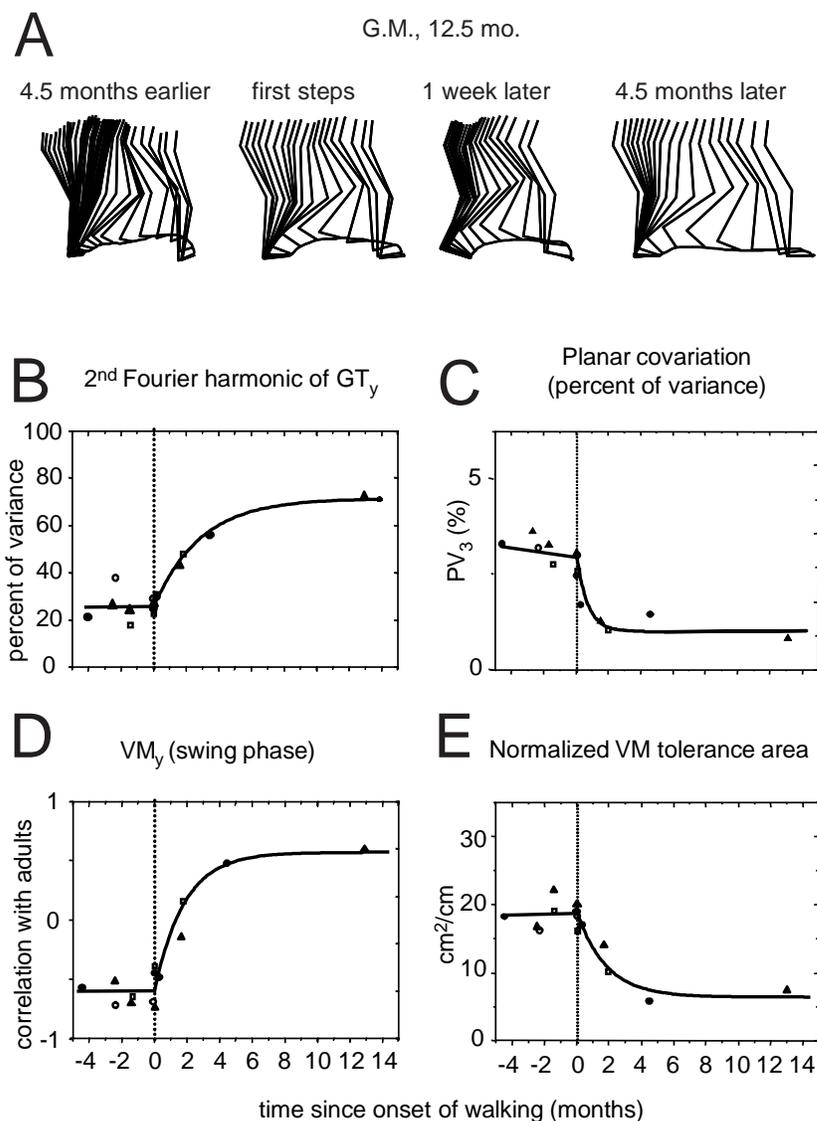


Figura 3.10: Parametri locomotori prima e dopo i primi passi. **A**. Diagrammi a stick di un bambino (G.M.) analizzato da 4.5 mesi prima dei primi passi a 4.5 mesi dopo i primi passi. **B**, **C**, **D**, **E** Andamento di alcuni parametri caratteristici legati al cammino prima e dopo i primi passi. Si evidenzia come un cambiamento brusco di questi parametri avviene dopo l'inizio dei primi passi di cammino indipendente, mentre i valori restano pressochè costanti prima di questo evento.

il tronco non produce significativi miglioramenti della cinematica del cammino, benchè non possiamo essere totalmente sicuri di aver rimosso completamente il problema legato all'instabilità, perchè le oscillazioni traslazionali e rotazionali del tronco sono accoppiate in modo inerziale con il moto delle gambe. Comunque, se consideriamo un approccio realistico e operativo al problema, i nostri risultati rivelano un'assenza di una forte relazione tra instabilità posturale e immaturità, nei primi passi di cammino indipendente.

Chiaramente, il compito di mantenere la stabilità durante il cammino, è considerevolmente diverso da quello di stare in posizione eretta, perchè il precedente rende necessario un'appropriata coordinazione motoria degli arti inferiori. Inoltre, il valore residuo delle oscillazioni del tronco, presente durante il cammino con la mano (vedi Fig. 3.5 a destra), potrebbe forse essere il risultato di un'immatura coordinazione inter-segmentale. Nei bambini durante i primi passi, il piano in cui giace il "gait-loop" degli angoli di elevazione è debole e variabile (Cheron *et al.* 2001a,b [36], [37]; Ivanenko *et al.* 2004 [82]). La maturazione del piano di covarianza, è dal punto di vista funzionale significativo, per i meccanismi legati al cammino (Bianchi *et al.* 1998a [19]) ed è probabilmente importante per un alto grado di stabilità posturale. Lo sviluppo parallelo (date le costanti di tempo dello stesso ordine di grandezza) della stabilizzazione del tronco, del piano di covarianza degli angoli di elevazione (Cheron *et al.* 2001b [37]), e del meccanismo legato alla relazione pendolare e gravità del cammino (Ivanenko *et al.* 2004 [82]), ci suggeriscono che l'integrazione dinamica di un riferimento centrato sulla gravità emerge per l'equilibrio e la propulsione in avanti.

Alla velocità ottimale del cammino, questa corrisponde fortemente alla frequenza di risonanza degli arti oscillanti accoppiati al moto del pendolo invertito della gamba poggiata a terra, come predetto dal meccanismo pendolare del cammino (Cavagna *et al.* 1983 [30]) e dal modello del "ballistic walking" proposto da Mochon e McMahon 1980 [117], nel quale la gamba che pendola si comporta come un pendolo composto. Perciò, un buon accordo tra gli oscillatori meccanici e neurali, potrebbe essere essenziale sia per minimizzare il consumo di energia, e per un'alta stabilità dinamica, perchè uno dei benefici dei movimenti pendolari ritmici è la stabilità ciclo-ciclo e la riproducibilità (Goodman *et al.* 2000 [61]).

Negli adulti, il minimo di variabilità nella traiettoria del piede e negli angoli di elevazione, avviene a $\sim 3 - 4 \text{ kmh}^{-1}$ e si definisce l'ottima velocità cinematica dal punto di vista di minimizzazione della varianza posizionale (Ivanenko *et al.* 2002 [86]), e $\sim 3.5 \text{ kmh}^{-1}$ dal punto di vista della minimizzazione del consumo di energia (Cavagna *et al.* 1983 [30]). La velocità ottimale non è facilmente individuabile nei bambini durante i primi passi, poichè di solito possono camminare solo in un limitato intervallo di velocità ed eseguono un limitato numero di passi. Ad ogni modo, la cinematica usata nei primi passi differisce sostanzialmente

dal comportamento pendolare degli adulti, e la variabilità cinematica è sempre considerevolmente alta nei bambini rispetto agli adulti, indipendentemente dalle velocità o dalle condizioni di supporto, che indica che i bambini, non usano correttamente le proprietà legate alla gravità nella meccanica delle gambe (trasferimento tra le energie potenziale e cinetica). Inoltre, le braccia nei bambini di questa età, sono tenute sollevate come ad una posizione di guardia, mentre quando diventano più grandi emerge il movimento reciproco di oscillazione anche delle braccia (Sutherland *et al.* 1980 [154]).

3.4.2 Somiglianza tra i passi nei bambini e il SIP negli adulti

L'invarianza di base che abbiamo osservato nella cinematica del passo nei bambini, all'inizio del cammino indipendente, attraverso le diverse condizioni di supporto ci ha portato a formulare la seguente domanda: questa invarianza cinematica che osserviamo, riflette forse primitive motorie per il controllo dei passi?

Diversi aspetti del cammino nei bambini, in particolare, il movimento verticale dell'anca e del piede, la forma del "gait-loop" e i burst di attività EMG visti nel momento di contatto a terra del piede, ci hanno suggerito che tipo di strategia locomotoria eseguivano i bambini, cioè una combinazione di progressione in avanti con elementi del cammino sul posto. Infatti, come descritto ampiamente nella Sez. 3.3.4, il *pattern* nei bambini richiama molto il cammino sul posto di un adulto accompagnato da una lenta progressione in avanti (Fig. 3.9). E' comunque degno di nota il fatto, che il cammino sul posto precede il cammino indipendente, perchè i bambini passano molto tempo facendo dei piccoli passi sul posto, quando un adulto li tiene o si tendono a qualche oggetto; ovviamente la componente lineare è fondamentale per spostarsi da un posto ad un altro, e i primi passi senza supporto dei bambini non sono passi sul posto.

Nel cammino dei bambini, diversi muscoli delle gambe esibiscono burst quando il piede tocca terra (Fig. 3.7). Questi burst di solito sono attribuiti ai riflessi di stiramento ipersensibili, distribuiti su diversi muscoli (Forssberg 1985 [57]; Okamoto *et al.* 2003 [124]). Le osservazioni fatte in questo studio suggeriscono che questa caratteristica attività EMG, potrebbe essere il risultato di un cammino non-plantigrado dei bambini, piuttosto che una iperattività dei riflessi di stiramento, perchè questi burst si osservano sempre negli adulti quando eseguono il compito del cammino sul posto accompagnato da una leggera traslazione in avanti (Fig. 3.9).

La presenza dell'elevato picco-singolo durante la fase di pendolamento avvalorava il punto di vista di Sherrington sulla partecipazione dei riflessi spinali flessori nella generazione dei passi (Sherrington 1910 [148]). Come abbiamo detto nel capitolo introduttivo, i movimenti alternanti di scalciamento e di cammino sono presenti nei

bambini alla nascita, e perfino durante il periodo prenatale nell'uomo (Forsberg 1985 [57]; Zelazo 1983 [180]).

3.4.3 Ruolo dell'esperienza nella maturazione del cammino

I progressivi cambiamenti nella cinematica e dinamica del cammino dipendono dalla crescita muscolo-scheletrica (inclusa la modificazione della forma del piede, e l'ossificazione delle ossa soffici dei piedi) (Bertsch *et al.* 2004 [17]), lo sviluppo del sistema vestibolare (Wiener-Vacher *et al.* 1996 [166]), dai ritardi di conduzione centrali (Eyre *et al.* 1991 [51]) e la maturazione delle vie neuronali centrali che sono importanti per il controllo posturale e di locomozione, e dalla mielinizzazione dei tratti discendenti (Paus *et al.* 1999 [128]). Inoltre, in aggiunta a queste considerazioni, va menzionato il fatto che il fattore di esperienza di cammino indipendente potrebbe agire come promotore funzionale per la maturazione del cammino.

I cambiamenti più drastici avvengono nei primi mesi di cammino indipendente (Sundermier *et al.* 2001 [152]), benchè i cambiamenti antropometrici e lo sviluppo vanno avanti per molti anni. E' anche noto che i bambini che fanno esercizio di cammino quotidiano, cominciano a camminare prima di quelli che non fanno nessun esercizio (Zelazo *et al.* 1972 [181]). Consistente con l'apprendimento di altre capacità motorie, la rapida maturazione del cammino nei bambini, è accompagnata da una simile rapida riduzione della variabilità cinematica. In una prospettiva "computazionale", l'alta variabilità potrebbe riflettere il tentativo del sistema nervoso di esplorare un grande range di possibili soluzioni cinematiche durante lo sviluppo (Forsberg 1999 [58]; Konczak e Dichgans 1997 [98]; McCollum *et al.* 1995 [112]; Thelen e Smith 1994 [161]), e l'esperienza di cammino indipendente potrebbe operare per accelerare le abilità del sistema motorio ad identificare la soluzione ottima.

All'inizio del cammino indipendente manca un appropriato controllo del movimento del piede: infatti quando i bambini camminano nella loro area in cui giocano, spesso trascurano gli ostacoli (per esempio i giocattoli a terra), e l'abilità di camminare in terreni sconnessi e pendenti è molto limitata (Adolph 1997 [2]). Benchè il controllo posturale risulti essere un ingrediente necessario al cammino indipendente, i nostri risultati, mostrano chiaramente che l'inizio di camminare in se conduce velocemente a una stabilizzazione del pattern della locomozione.

Capitolo 4

Ruolo del peso corporeo nel controllo locomotorio

*Ci sono più cose in cielo e in Terra, Orazio,
di quante la tua filosofia possa immaginare.*

William Shakespeare, Amleto, 1600-1602

Per definizione, la locomozione è uno spostamento del corpo nello spazio, e per questa ragione sulla TERRA, il peso corporeo rappresenta un parametro importante per ogni sistema locomotorio; di conseguenza i meccanismi legati al controllo del carico sul piede ("*load regulating mechanisms*") giocano un ruolo essenziale nella locomozione. Proprio a seguito di queste considerazioni ci siamo chiesti come fanno i bambini ad integrare queste informazioni quando affrontano per la prima volta il cammino indipendente.

I neonati di meno di 2 mesi possono sostenere solo tra $20 \div 40\%$ del loro peso corporeo su una gamba (Forssberg 1985 [57]). Inoltre sembrerebbe che i neonati più magri, con ossa e massa muscolare più sottili, cominciano a gattonare e camminare prima dei neonati più paffuti (Shirley 1931 [150]; Garn 1966 [59]; Thelen *et al.* 1984 [160]; Adolph 1997 [2]; Jensen 2005 [89]; Payne e Isaacs 2005 [129]). Nei bambini, durante i primi passi, data la loro limitata forza muscolare e la limitata esperienza con il loro peso corporeo in postura eretta nel campo gravitazionale, l'alleggerimento del peso corporeo potrebbe rappresentare un elemento di sfida per il cammino.

In questo capitolo sono esposti gli studi e gli esperimenti che sono stati centrali nella mia ricerca di dottorato e che ci hanno permesso di indagare questo aspetto estremamente affascinante dello sviluppo delle abilità locomotorie.

Contenuti di questo capitolo. La prima Sez. 4.1 si apre con la domanda scientifica che ci siamo posti all’inizio dell’indagine di questo particolare aspetto del controllo motorio, e che porterà ad introdurre l’argomento centrale dello studio cioè *cos’è il peso corporeo e come questa informazione è codificata e utilizzata nel nostro sistema nervoso?*. Si passerà poi alla descrizione della procedura sperimentale (Sez. 4.2) utilizzata in questo progetto. La sezione dedicata ai risultati (Sez. 4.3) è stata divisa in diverse sottosezioni o paragrafi, in funzione di quale aspetto del controllo motorio viene indagato ed esposto; questa sezione riporta quindi i diversi effetti che la diminuzione di carico di peso corporeo produce nel cammino dei bambini durante i primi passi senza supporto, cercando sempre di confrontare ogni parametro e aspetto con il corrispettivo negli adulti e nei bambini più grandi: sia per mostrare quando e che tipo di effetto e modificazione si manifesta, sia per mostrare le differenze che intervengono in gruppi di diversi stadi di maturazione. Il capitolo si concluderà (Sez. 4.4) con una prima sezione di discussione metodologica (Sez. 4.4.1) nella quale si cercherà di replicare in modo appropriato e scientifico alle diverse possibili critiche che possono essere mosse dal particolare tipo di manipolazione sperimentale utilizzata per studiare l’effetto del BWS; mentre, nel paragrafo conclusivo (Sez. 4.4.2), tentiamo di proporre e avanzare ipotesi, sulle ragioni che possano spiegare l’effetto sperimentale osservato nel cammino dei bambini durante i primi passi, ad alti livelli di sollevamento del carico di peso corporeo.

4.1 Che cos’è il peso?

La domanda che ci siamo posti all’inizio di questo studio è stata: *“Qual’è il ruolo del peso corporeo nel controllo della locomozione?”*. L’interazione dei piedi con il supporto, e i meccanismi legati alla regolazione del carico sono cruciali nel formare lo schema motorio d’uscita durante il cammino (Duysens *et al.* 2000 [47]). Un carico transitorio nelle gambe, aumenta l’attività dei muscoli antigravitari durante la fase di appoggio, e ritarda l’inizio dei flessori (Duysens e Pearson 1980 [48]). Inoltre la presenza di un preciso minimo nella distanza tra il piede e il terreno, durante il movimento del piede nella fase di appoggio (*“toe clearance”*), rappresenta un preciso compito di controllo del movimento del piede, che è sotto un controllo motorio multi-segmentale sia nella gamba che appoggia che quella nel pendolamento (Bernstein 1967 [16]; Winter 1992 [168]). Negli adulti, è stato mostrato che è sufficiente un minimo contatto con la superficie di appoggio per mantenere un accurato controllo della traiettoria del piede, questo infatti produce una bassa variabilità cinematica se messa a confronto con i drastici cambiamenti che si ottengono sulla dinamica delle gambe quando il corpo viene sollevato (Ivanenko *et al.* 2002 [86]). L’ipotesi orientata in senso sensoriale predice che, poichè le

forze di reazione esercitate dal terreno sul piede di appoggio variano proporzionalmente alla quantità di peso corporeo scaricato, le variabili in uscita dovrebbero cambiare monotonicamente con il BWS. Secondo questa ipotesi, l'informazione sensoriale legata al carico dovrebbe modulare l'uscita locomotoria determinando cambiamenti fissi di cinematica in relazione a cambiamenti fissi di forza; ma gli esperimenti descritti precedentemente sembrano andare contro questa ipotesi. Invece, l'ipotesi di una stima internalizzata del vettore gravità, sembrerebbe avere più riscontro con i dati ottenuti, tale ipotesi predice infatti che le variabili in uscita restino immutate in relazione a cambiamenti di BWS fino allo sgravio completo del peso, quando avviene improvvisamente la transizione al cammino per aria. In questo modo negli adulti, i meccanismi di base di controllo della cinematica che agiscono nel cammino normale (Lacquaniti *et al.* 1999,2002 [101], [102]) vengono applicati anche al cammino con un alto livello di sollevamento del corpo (BWS, *Body Weight Support*) e questo ci suggerisce ancora che il programma cinematico legato alla locomozione compensa bene il peso corporeo.

Studi precedenti hanno dimostrato che i neonati possiedono le capacità di adattarsi ai cambiamenti legati all'ambiente (risposte a perturbazioni legati al cambio di direzione o all'aggiunta di carico alle gambe). Questi neonati, se supportati, possono camminare molto tempo prima dei loro primi passi indipendenti mostrando passi a diverse velocità, diverse direzioni e anche esibendo particolari risposte a perturbazioni esterne (Zelazo 1983 [180]; Forssberg 1985 [57]; Thelen 1986 [157]; Thelen *et al.* 1987 [159]; Thelen e Cooke 1987 [159]; Yang *et al.* 1998, 2005 [177], [176]; Lamb e Yang 2000 [105]; Pang e Yang 2001 [127]; Lam *et al.* 2003a [103]) che ci suggerisce che la rete di generazione dello schema motorio e l'abilità di adattarsi alle modificazioni dell'ambiente, sono presenti nel sistema motorio dell'uomo prima che si sviluppi la capacità del cammino indipendente. Tuttavia, le caratteristiche dei primi passi del bambino, restano una peculiarità. Ad esempio, caratteristiche globali legati al cammino come la legge di planarità della coordinazione inter-segmentale (Cheron *et al.* 2001a,b [36], [37]), il meccanismo pendolare nel cammino (Ivanenko *et al.* 2004 [82]; Holt *et al.* 2006 [80]) si presentano ancora immature all'inizio del cammino indipendente. La capacità di camminare in un terreno irregolare o in pendenza è molto limitata (Adolph 1997 [2]), e anche un controllo appropriato del movimento del piede sembra essere assente: i bambini presentano un movimento sollevamento eccessivo del piede e un inusuale singolo massimo nella traiettoria (Ivanenko *et al.* 2005 [83]) e un contatto con il terreno a "piede piatto" (Forssberg 1985 [57]).

Per ottenere ulteriori informazioni sull'argomento delle interazioni tra piede e terreno, e le dinamiche intrinseche del sistema neuromotorio all'inizio del cammino indipendente, abbiamo sviluppato un protocollo che permettesse di studiare e analizzare come i bambini, durante i loro primi passi di cammino indipendente, si

adattano a cambiamenti di carico nelle loro gambe durante il cammino. Il supporto del tronco è la strategia comune usata dai genitori per fornire equilibrio, e così facilitare i movimenti locomotori nei bambini. Inoltre, potremmo pensare che i bambini sono ben adattati al supporto del tronco e al sollevamento prima di fare i primi passi indipendentemente, mentre la condizione di cammino senza supporto risulta essere una condizione "nuova", un nuovo compito motorio, da eseguire.

In letteratura non sono presenti lavori approfonditi di questo aspetto, ma solo occasionali "stick-diagram" e grafici di traiettorie individuali di livelli di BWS senza controllo (cioè di cui non se ne conosce l'entità), mentre in questo capitolo verrà presentato un preciso studio dell'effetto sul cammino nei bambini di differenti carichi gravitazionali, attraverso un largo intervallo di livelli di BWS controllati.

Diversi studi precedenti hanno analizzato la questione dell'adattamento al carico sulle gambe (Thelen *et al.* 1984 [160]; Schmuckler 1993 [143]), oppure a carichi addizionali al corpo (Adolph e Avolio 2000 [3]), oppure ai movimenti spontanei delle gambe in diverse posizioni di postura (supina, angolata e verticale), e in diversi contesti gravitazionali nel caso dei neonati (Jensen *et al.* 1994 [90]). Tali studi hanno riportato principalmente modificazioni locali o transitorie nelle caratteristiche delle attività muscolare, nelle rotazioni articolari e nelle caratteristiche della lunghezza dei passi.

Nello studio precedente (Ivanenko *et al.* 2005 [83]), esposto nel Cap. 3, abbiamo utilizzato il supporto del tronco come mezzo per ridurre l'effetto dell'instabilità posturale nei bambini durante i primi passi, e abbiamo mostrato, che non ci sono sostanziosi cambiamenti nella cinematica degli arti inferiori. La procedura utilizzata prevedeva un supporto con una forza verticale limitata (tipicamente meno del 20% del peso corporeo). Ad ogni modo, le due condizioni testate, stabilizzazione del tronco (usata per la stabilità posturale) e sollevamento del corpo (BWS), potrebbero produrre conseguenze molto diverse nel cammino.

Nell'analisi presentata in questo capitolo, viene esposta l'ultima parte del lavoro del mio progetto di dottorato, che consiste nello studio degli effetti del supporto del tronco, sul cammino dei bambini nei loro primi passi di cammino indipendente, e confrontare l'effetto nella condizione di "senza supporto" per gli stessi bambini e con i bambini più grandi e adulti nelle medesime condizioni sperimentali. La quantità di percentuale del peso corporeo sollevata viene monitorata prova su prova, attraverso le registrazioni della pedana di forza, e per questo vengono eseguite prove a diversi BWS, per un'intervallo che copre una largo raggio $0 \div 90$ % di peso.

I miglioramenti ed i cambiamenti più drastici nel cammino dei bambini avvengono nei primi mesi di cammino indipendente, dopo questo periodo la curva di maturazione diventa meno rapida (Sutherland *et al.* 1988 [153]; Adolph *et al.* 2003 [4]; Halleman *et al.* 2005, 2006 [72], [71]; Holt *et al.* 2006 [80]; Ivanenko *et al.* 2007 [84]). Dopo questo studio possiamo ipotizzare che anche l'adattamento

alle variazioni di peso corporeo, e di conseguenza la capacità di mantenere un alto controllo dei segmenti anche ad alti livelli di BWS come avviene per gli adulti, necessita di alcuni mesi di cammino indipendente per avvenire. Per poter formulare questa ipotesi infatti, confrontiamo il cammino dei bambini durante i primi passi con quello dei bambini più grande e con gli adulti a diversi livelli di BWS. In queste analisi, per confrontare i pattern cinematici, verrà utilizzato il metodo sviluppato precedentemente per gli adulti (Borghese *et al.* 1996 [20]; Bianchi *et al.* 1998a [19]; Ivanenko *et al.* 2002 [86]).

4.2 Set-up sperimentale

Per questo studio è stata registrata la locomozione in 12 bambini (6 maschi, 6 femmine, tra 11 ÷ 15 mesi di età), 6 bambini, che definiremo "intermediate walkers" (4 maschi, 2 femmine, tra 1.5 ÷ 5 mesi dopo i primi passi indipendenti), 9 bambini più grandi tra 2 ÷ 5 anni di età (7 maschi, 2 femmine, con 9 ÷ 50 mesi di esperienza di cammino indipendente) e 10 giovani adulti (5 maschi, 5 femmine, 31 ± 7 di età)¹. I dati riguardanti i soggetti, e la suddivisione in gruppi di sviluppo motorio, sono riassunti in Tab. 4.1.

Tabella 4.1: Caratteristiche dei gruppi in esame (*mean ± SD*).

	N	esperienza di cammino(mesi)	età (mesi)	peso (kg)	lunghezza gambe (m)
Primi Passi	12	< 1sett.	12.9 ± 1.2	10.4 ± 1.0	0.32 ± 0.04
intermediate-walkers	6	1.5 ÷ 5	17.4 ± 1.1	11.7 ± 0.6	0.37 ± 0.03
Bambini	9	9 ÷ 50	46.7 ± 16.9	15.61 ± 3.6	0.44 ± 0.08
Adulti	10 (5)* ²		31 ± 7(anni) (34 ± 6)	64.6 ± 15.0 (53.5 ± 6.1)	0.84 ± 0.04 (0.81 ± 0.02)

Cinque dei nostri bambini appartenenti al gruppo "Primi Passi" sono stati registrati ripetutamente dopo i primi passi, tra 0.2 ÷ 2 anni dalla prima registrazione.

4.2.1 Condizioni di cammino registrate

CAMMINO SENZA SUPPORTO. Le registrazioni di queste prove di cammino senza supporto, sono descritte dettagliatamente nei capitoli precedenti; si cercano di

¹Il consenso informato è stato firmato da tutti gli adulti e i genitori dei bambini che hanno partecipato allo studio. Le procedure sperimentali utilizzate sono state approvate dal comitato etico della Fondazione Santa Lucia e conformi alla dichiarazione di Helsinki.

registrare i primissimi passi che il bambino fa indipendentemente. Si registrano inoltre le stesse condizioni di cammino nei bambini più grandi e negli adulti, alle velocità liberamente scelte dai soggetti.

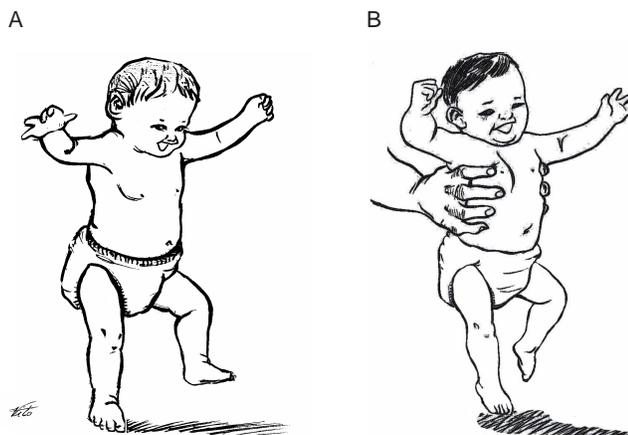


Figura 4.1: **A.** Cammino senza supporto. **B** Cammino con differenti livelli di BWS.

CAMMINO CON DIFFERENTI LIVELLI DI BWS. Per poter studiare l'effetto del BWS sulla cinematica del cammino, nei bambini sono state registrate, oltre alle condizioni di cammino senza supporto, prove aggiuntive in cui uno sperimentatore (o il genitore) teneva il bambino attraverso il tronco, sotto le braccia, con entrambe le mani e cercava di applicare una forza verticale (un sollevamento) approssimativamente costante durante il cammino (come mostrato in Fig. **B** 4.1).

La stima della forza verticale applicata, viene calcolata su tutte le prove, attraverso i dati della pedana di forza, e viene valutata come percentuale di peso corporeo³. La stessa procedura sperimentale di BWS viene usata nel gruppo dei bambini più grandi durante il normale cammino a terra.

Nel caso del gruppo degli adulti, per ottenere i diversi livelli di BWS, sono state utilizzate due diverse tecniche. La prima prevede l'utilizzo di uno strumento di sgravio e il treadmill a 3kmh^{-1} (il sistema di sgravio è stato descritto nella Sez. 1.5.4.2, Fig. 1.32); mentre la seconda tecnica è la medesima applicata ad i bambini, con un sollevamento manuale, ma in questo caso eseguita in un sot-

³Ad esempio BWS=0% rappresenta la condizione di cammino senza supporto mentre BWS=90% rappresenta la condizione di cammino in cui il soggetto sente solo il 10% del suo peso corporeo, e nel mezzo tutte le altre condizioni di sollevamento.

togruppo di 5 adulti di costituzione più esile (con un peso che variava tra $43 \div 58$ kg).

Nella condizione di supporto ottenuto in modo automatizzato, i diversi livelli sperimentati sono stati BWS=0, 35, 50, 75, 95% di peso corporeo. Il risultato ottenuto è che ogni arto che tocca la terra, si muove in una situazione di gravità, ridotta proporzionale alla forza applicata, mentre l'arto che oscilla sente una gravità normale 1g. L'errore totale costante della forza applicata e le fluttuazioni dinamiche della forza controllate dalla cella di carico sono meno del 5% del peso corporeo del soggetto. Tutti gli adulti sono inoltre registrati durante il cammino a terra, alla velocità liberamente scelta dal soggetto.

Nella condizione di supporto manuale, come detto, solo 5 dei soggetti più leggeri vengono sollevati manualmente durante il cammino a terra sopra la pedana di forze⁴.

Registrazione dati

I dati legati alla cinematica e alle reazioni di forza a terra sono catturati con gli strumenti e le procedure, dettagliatamente descritte nei capitoli precedenti. In questo protocollo, viene posta particolare attenzione nel collocare il marker VM, cercando di mantenere la stessa posizione per tutti i soggetti (nella disposizione laterale dell'articolazione del V° metatarso). Le deviazioni individuali della posizione del marcatore VM rispetto all'attuale posizione dell'articolazione V° metatarso, sono misurate precedentemente alla registrazione e la correzione, in caso, viene effettuata offline attraverso il software di analisi utilizzato.

4.2.2 Analisi Dati

Oltre alle analisi già descritte nei precedenti capitoli, che riguardano le analisi cinematiche dei segmenti e gli angoli di elevazioni degli arti inferiori, per lo studio del piano di covarianza e del *gait-loop*, si presenteranno tutta una serie di analisi fatte per lo studio del controllo motorio del piede, e delle modificazioni sulla traiettoria del piede che intervengono nel corso delle manovre sperimentali.

In Fig. 4.2, sono mostrati degli esempi di diagrammi a stick e registrazioni delle tre componenti della forza di reazione a terra (fatte attraverso la pedana di forza), in diversi livelli di BWS per un bambino (G.M.), durante i primi passi indipendenti: cammino senza supporto (BWS= 0%), cammino con un livello intermedio di BWS (BWS= 40%) e con un livello superiore di BWS (BWS= 65%). Dal confronto

⁴Questo tipo di protocollo è stato applicato anche agli adulti e ai bambini più grandi; è stato fatto questo per poter escludere, nella nostra trattazione, l'ipotesi che le modificazioni che vengono osservate nei bambini durante i primi passi non siano dovuti alla manipolazione sperimentale fatta, piuttosto che alla reale risposta motoria dovuta al BWS.

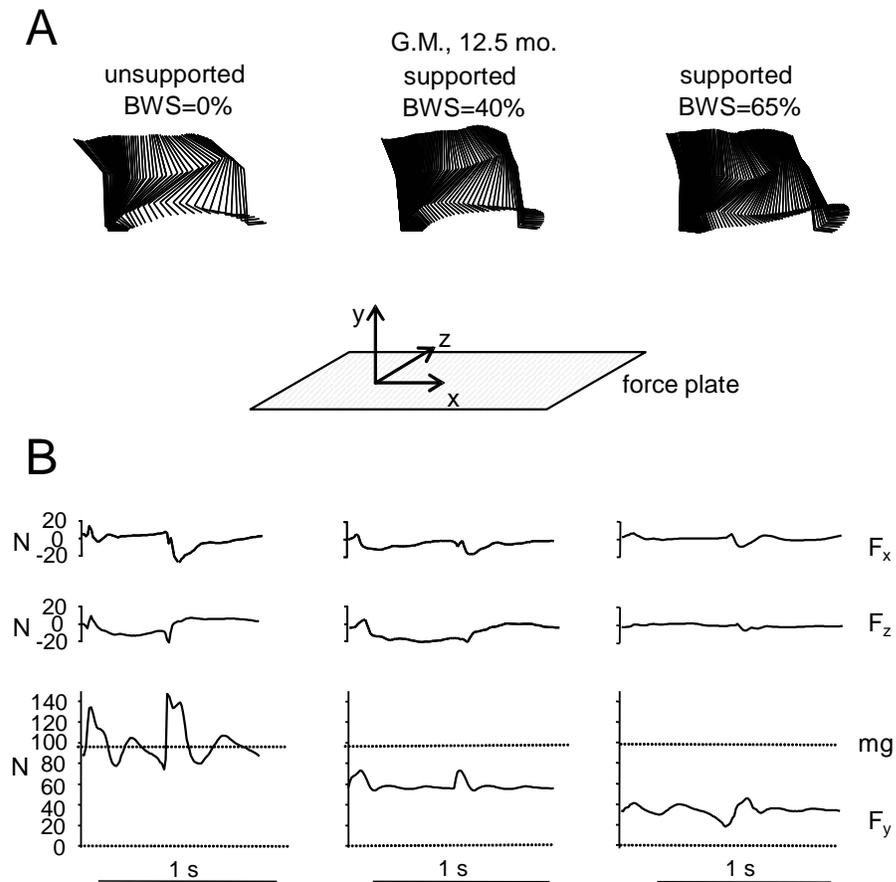


Figura 4.2: Esempio di stick-diagram e registrazioni di forze a diversi livelli di BWS per il soggetto G.M. durante i primi passi indipendenti. **A.** Diagrammi a stick in diversi livelli di BWS; senza supporto (BWS= 0%), livello intermedio di sollevamento (BWS= 40%), alto livello (BWS=65%). **B.** Registrazioni delle tre componenti della forza di contatto a terra F_x , F_y e F_z e relativa forza peso $P = mg$ per il soggetto in esame.

della registrazione della componente verticale della forza (F_y) con la forza peso del soggetto ($P = mg$), si ricava il livello di BWS in cui il soggetto sta camminando.

4.2.2.1 Traiettorie del piede

Per poter valutare le differenze e le modificazioni che intervengono nel controllo della traiettoria del piede, sono state fatte analisi che mettersero in evidenza, sia le differenze che intercorrono tra i *pattern* mostrati nei bambini durante i primi passi a diversi livelli di BWS, sia le differenze che intercorrono tra i bambini durante i primi passi e gli altri gruppi di soggetti in esame, cioè i bambini più grandi e gli adulti. Il confronto degli andamenti della traiettoria del piede viene eseguito calcolando l'escursione verticale del marcatore VM (durante la fase di pendolamento), viene inoltre calcolato il coefficiente di correlazione tra la serie temporale in esame e il corrispondente andamento medio per gli adulti (usando il coefficiente di correlazione di Pearson). Le traiettorie sono state analizzate sia rispetto allo spazio, che rispetto alla posizione istantanea dell'anca (marker GT).

Per poter illustrare completamente le dinamiche del moto del piede durante la fase di pendolamento, sono stati calcolati anche gli angoli istantanei del vettore velocità di VM nel piano sagittale; inoltre per enfatizzare e mostrare in dettaglio le differenze nella direzione iniziale del moto del piede nella fase di pendolamento tra i diversi soggetti, è stato calcolato il vettore medio "direzione iniziale" del primo 30% di fase di pendolamento.

4.2.2.2 Variabilità della traiettoria del piede

La variabilità spaziale della traiettoria del piede viene quantificata attraverso i parametri descritti nel precedente capitolo, cioè in termini di densità spaziale e area di tolleranza normalizzata di VM, calcolate durante la fase di pendolamento (Ivanenko *et al.* 2002, 2005 [86], [83]).

4.3 Risultati

4.3.1 Caratteristiche generali della traiettoria del piede

Durante il cammino senza supporto, la traiettoria del piede nei bambini durante i primi passi di cammino indipendente, differisce sistematicamente da quella dei bambini più grandi e degli adulti. Il profilo che domina nel moto del piede nei bambini presenta un picco pronunciato all'incirca nella metà della fase di pendolamento, mentre per un adulto durante il normale cammino a terra il profilo del movimento del piede è completamente diverso, con un primo picco all'inizio della fase del pendolamento, un minimo ("toe clearance" minima distanza tra la punta

del piede e la terra, estremamente precisa in quanto ci permette di non inciampare ad ogni passo), e un secondo picco alla fine della fase di pendolamento all'incirca nel momento in cui il tallone tocca il suolo.

Per quanto riguarda il controllo del piede negli adulti durante la fase del pendolamento, esistono diversi studi che hanno mostrato un alto grado di stabilità e riproducibilità del movimento anche in situazioni in cui diminuisce significativamente l'informazione sensoriale di contatto con il terreno (diversi livelli di BWS, vedi Sez. 1.5.4.2) e diverse velocità di progressione.

Winter nel suo studio del 1992 [168], ha analizzato la traiettoria del tallone e della punta del piede in soggetti che camminavano alla loro cadenza naturale, mostrando che il "toe clearance" è considerevolmente piccolo ed ha una variabilità estremamente bassa durante il cammino. In questo senso Bernstein 1967 [16] e Winter 1992 [168] enfatizzano molto l'importanza del controllo del toe clearance, e l'ipotesi che il controllo fine della traiettoria del piede avviene sotto la supervisione multi-segmentale di entrambe le gambe, sia quella di appoggio che quella che oscilla. Il lavoro di Ivanenko *et al.* 2002 [86] mostra inoltre, con diversi esperimenti fatti in condizioni di carico diversi (BWS), come il controllo della traiettoria del marker posizionato nella zona più distale del piede (VM) sia molto ridotta sia intra- che inter-soggetto.

In Fig. **A** 4.3 sono mostrati dei diagrammi a stick di soggetti in fasi diverse dello sviluppo, il soggetto C.D. è un bambino durante i primi passi di cammino indipendente, e mostra perfettamente il particolare movimento del piede nella fase di pendolamento, comportamento che scompare completamente già da 9 mesi dopo i primi passi (soggetto E.P.) e nei bambini più grandi e gli adulti (che invece presentano il caratteristico "toe clearance").

Se valutiamo i coefficienti di correlazione tra le serie temporali VM_y , durante la fase di pendolamento nei bambini, ed il corrispondente valore medio nel caso degli adulti, otteniamo infatti valori tipicamente negativi, che testimoniano la profonda differenza nei profili (-0.51 ± 0.19). La variabilità spaziale della traiettoria del piede nel piano sagittale è considerevolmente alta nei bambini, in confronto agli adulti (mostrato nel precedente capitolo e in Ivanenko *et al.* 2005 [83]): l'area di tolleranza normalizzata (scalata della lunghezza media delle gambe per gli adulti) risulta essere $20.5 \pm 6.5 \text{ cm}^2/\text{cm}$ nel gruppo dei bambini durante i primi passi di cammino indipendente, e $3.8 \pm 1.9 \text{ cm}^2/\text{cm}$ negli adulti ($p < 0.0001$, t-test di Student).

Per mostrare lo sviluppo di un comportamento maturo nel controllo e nel movimento del piede durante il cammino senza supporto, sono presentate in Fig. **A**, **B** 4.4 le curve di maturazione dei parametri coefficiente di correlazione tra VM_y , durante la fase di pendolamento dei soggetti in esame e la traiettoria media per gli

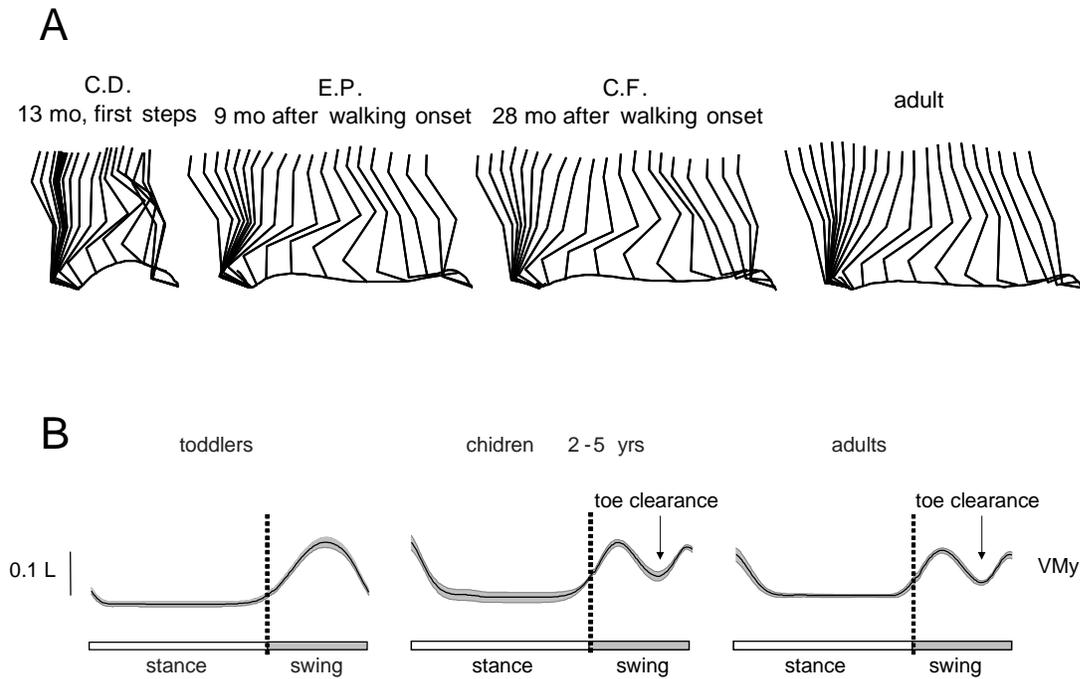


Figura 4.3: Diagrammi a stick e VM medi in soggetti di diversa età durante il cammino senza supporto. **A.** Diagrammi a stick in soggetti di diversa età, C.D. durante i primi passi indipendenti, E.P. un soggetto con un'esperienza di 9 mesi di cammino indipendente, C.F. un bambino con 28 mesi di esperienza di cammino indipendente e un adulto. **B.** Profili medi della traiettoria verticale del marker VM $\pm SE$ nel caso dei "toddlers", gruppo di bambini durante i primi passi, bambini tra 2-5 anni di età e nel gruppo degli adulti durante il cammino a terra (BWS= 0%).

adulti, e la variabilità della traiettoria del piede⁵ stimata attraverso il parametro area di tolleranza di VM. Come mostrato nelle figure, i parametri all'inizio del cammino indipendente sono molto lontani da quelli di un adulto, ma si modificano e maturano rapidamente nel giro di pochi mesi di esperienza di cammino indipendente. Le curve di sviluppo sono delle esponenziali con costanti di tempo rispettivamente di $\tau = 2.5$ mesi e $\tau = 1.9$ mesi di esperienza di cammino indipendente.

⁵Tale parametro potrebbe essere una buona stima del grado di controllo del segmento distale coinvolto nel movimento.

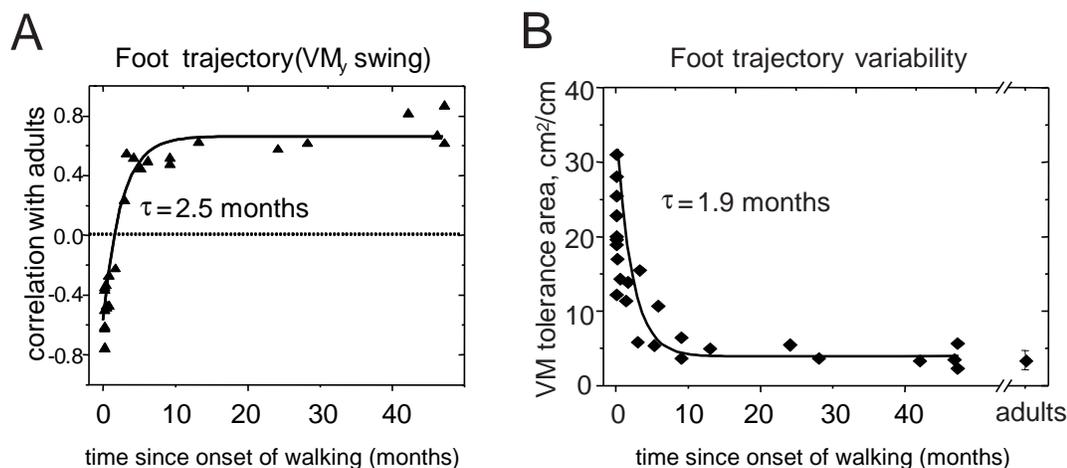


Figura 4.4: Curve di maturazione della traiettoria del piede del cammino senza supporto. **A.** Correlazione tra le serie temporali di VM_y durante la fase di pendolamento di tutti i soggetti e il relativo valore medio per gli adulti in funzione del tempo trascorso dai primi passi espresso in mesi. La costante di tempo del fit esponenziale rappresentato è $\tau = 2.5$ mesi di cammino indipendente. **B.** Variabilità della traiettoria del piede espressa tramite l'area di tolleranza di VM in funzione del tempo trascorso dai primi passi espresso in mesi. La costante di tempo del fit esponenziale rappresentato è $\tau = 1.9$ mesi di cammino indipendente.

4.3.2 Analisi del cammino a diversi livelli di BWS

Per studiare l'effetto del sollevamento (BWS) sul cammino, come abbiamo ampiamente descritto nella Sez. 4.2, uno sperimentatore o un genitore tiene fermamente per il tronco il bambino con entrambe le mani, cercando di fornire approssimativamente una forza verticale costante mentre il bambino cammina sopra la pedana di forza (vedi Fig. **B** 4.1). Colui che esegue la manovra sperimentale viene dettagliatamente preparato, in modo tale da evitare il più possibile di influenzare il moto in avanti nel bambino; inoltre diversi sperimentatori, e spesso il genitore stesso, eseguono questa manovra, in modo tale da poter escludere nell'analisi la possibilità che l'effetto che si ottiene, ad alti livelli di BWS, sia dovuto alla modalità con cui

lo sperimentatore esegue la manovra piuttosto che al livello di BWS che si esegue. Ad ogni modo va specificato che, data la particolare manovra sperimentale che si esegue, non è possibile controllare completamente l'effetto che questa potrebbe avere nel bambino, poichè probabilmente alcuni aspetti del cammino vengono influenzati dalle forze esterne generate dall'esecutore della manovra sul movimento in avanti del bambino.

La velocità media e la lunghezza dello stride, durante le prove di supporto sono: $1.6 \pm 0.5 \text{ kmh}^{-1}$ e $0.44 \pm 0.08 \text{ m}$ con un BWS $40 \div 90\%$, e risulta essere simile alla condizione di cammino senza supporto ($1.5 \pm 0.4 \text{ kmh}^{-1}$ e $0.35 \pm 0.06 \text{ m}$, $p > 0.05$ t-test). Anche le velocità di progressioni dei bambini nel gruppo $2 \div 5$ anni non differiscono significativamente nelle condizioni di cammino registrate, $3.0 \pm 0.5 \text{ kmh}^{-1}$ nella condizione di cammino senza supporto (BWS= 0%) e $3.1 \pm 0.4 \text{ kmh}^{-1}$ nella condizione di BWS= $40 \div 90\%$ quando viene sollevato con la stessa manovra usata nei bambini più piccoli.

Come abbiamo discusso nel Cap. 2, la velocità di progressione liberamente scelta dai bambini piccoli è in genere molto più bassa di quella adottata dai bambini più grandi e dagli adulti, per questo c'è la necessita di lavorare con il parametro adimensionale velocità di Froude (vedi eq. 2.23). Questo parametro ci permette di confrontare soggetti di dimensioni diverse, che camminano a velocità diverse, nell'ipotesi che si muovano in modo dinamicamente equivalente (Cavagna *et al.* 1983 [30]). Durante il cammino senza supporto il Fr calcolato nel nostro gruppo di bambini è 0.07 ± 0.04 , mentre nei bambini più grandi risulta 0.18 ± 0.05 e 0.19 ± 0.04 negli adulti. La velocità media di progressione nei bambini è $\sim 1.5 \text{ kmh}^{-1}$ che corrisponde a circa 2.5 kmh^{-1} negli adulti, quando viene normalizzato al numero di Froude. Perciò, benchè sia stato largamente provato che le caratteristiche del movimento del piede risultano essere indipendenti dalla velocità di progressione (Ivanenko *et al.* 2002 [86]), per poter fare un confronto più corretto abbiamo registrato il cammino degli adulti sul treadmill con BWS, ad una velocità di progressione confrontabile (3 kmh^{-1}).

E' importante sottolineare che le caratteristiche generali del movimento del piede, non differiscono significativamente nella condizione di cammino a terra e cammino sul treadmill a BWS= 0%, ad eccezione per la variabilità della traiettoria del piede che nel caso di cammino a terra sembra essere leggermente più grande: infatti l'area di tolleranza di VM risulta essere $3.8 \pm 1.9 \text{ cm}^2/\text{cm}$ durante il cammino a terra e $2.7 \pm 1.1 \text{ cm}^2/\text{cm}$ durante il cammino sul treadmill a 3 kmh^{-1} di velocità. Queste differenze sono dovute probabilmente alla variabilità nella velocità di progressione che si ha quando si cammina terra.

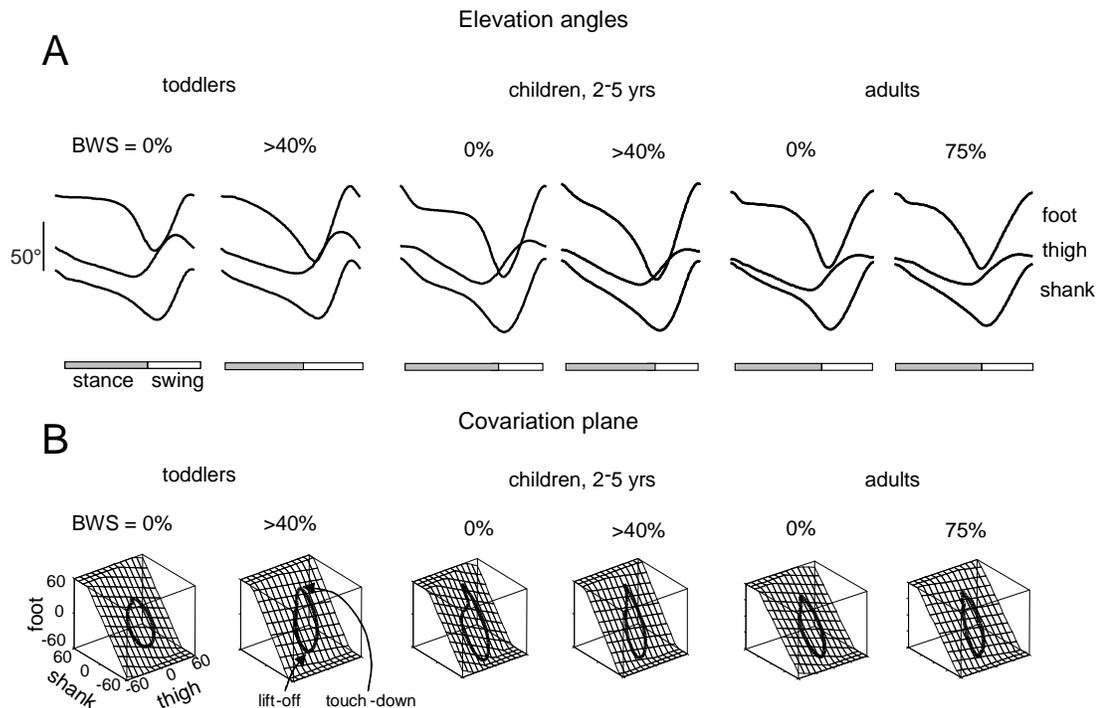


Figura 4.5: Effetto del BWS sulla coordinazione inter-segmentale: angoli di elevazione e *gait-loop*. **A**. Angoli di elevazione medi per la coscia, la tibia e il piede in bambini ("toddlers") durante i primi passi, bambini tra 2 ÷ 5 anni e adulti, a due diversi livelli di BWS. **B**. Piano di covarianza e *gait-loop* relativo per i bambini durante i primi passi, bambini più grandi e adulti a due livelli di BWS.

4.3.3 Effetto del BWS sulla coordinazione inter-segmentale

In questo paragrafo verranno presentati i risultati dell'effetto del BWS sulla coordinazione inter-segmentale, e in particolare sulla legge di planarità del movimento dei segmenti inferiori e sul "*gait-loop*". In Fig. **A** 4.5 sono rappresentati i valori medi degli angoli di elevazione dei segmenti degli arti inferiori (coscia, tibia e piede) del gruppo di bambini, durante i primi passi di cammino indipendente (*toddlers*), per i bambini più grandi (2 ÷ 5 anni) e gli adulti a due diversi livelli di BWS; mentre in Fig. **B** 4.5 sono rappresentati i rispettivi *gait-loop* ed il relativo piano di covarianza.

La planarità delle curve mostrate in Fig. **B** 4.5 si quantifica attraverso la percentuale di varianza che tiene conto del terzo autovettore (PV_3) dei dati della matrice di covarianza. La variazione planare negli adulti, obbedisce a tutti i livelli di BWS, anche se il *gait-loop* 3D diventa leggermente più stretto all'aumentare

del BWS (per esempio, con BWS= 95% in quattro dei nostri 10 adulti PV_2 arriva ad essere minore del 3%), consistente con i dati riportati nei precedenti studi (Ivanenko *et al.* 2002 [86]).

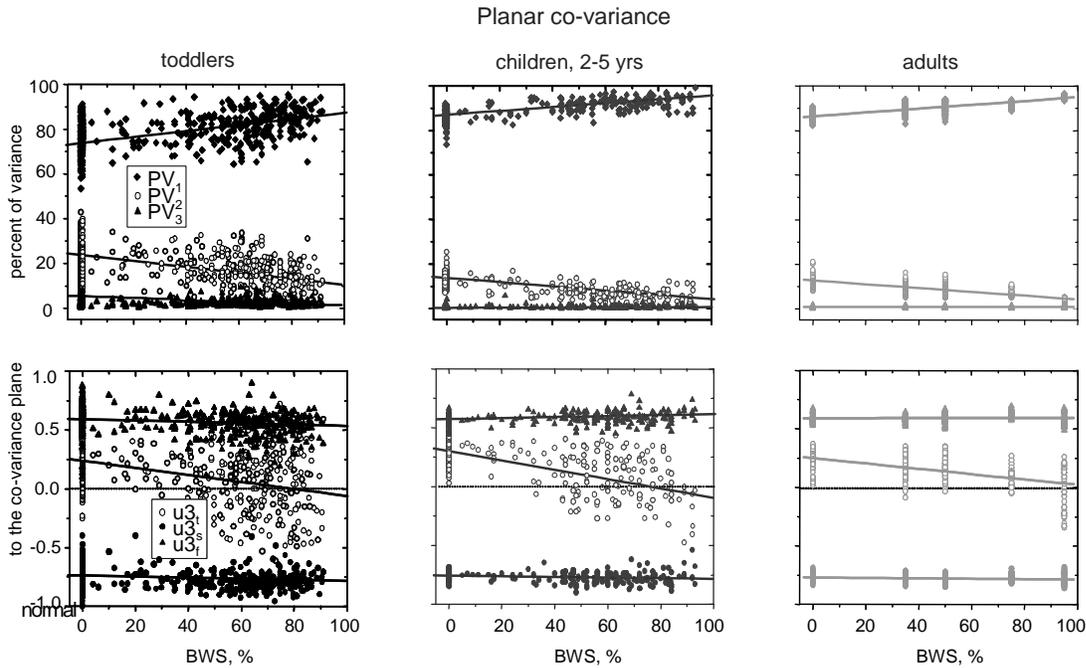


Figura 4.6: Effetto del BWS sui parametri del "gait-loop": percentuale di varianza (PV_1 , PV_2 e PV_3) e autovettore normale al piano di covarianza \vec{u}_3 (componenti u_{3t} , u_{3s} e u_{3f}) in 3 gruppi di soggetti "toddlers" (bambini durante i primi passi di cammino indipendente), bambini tra 2 e 5 anni di età e adulti in funzione dei diversi livelli di BWS.

Il *gait-loop* e il piano associato dipendono sia dall'ampiezza che dalla fase delle oscillazioni degli arti inferiori. La Fig. 4.5 mostra l'andamento caratteristico e stereotipato della co-variazione inter-segmentale che si ottiene a diversi livelli di BWS, ma tuttavia si maschera la tendenza importante che si ha al variare del BWS. In tutti i soggetti, l'orientamento del piano di covarianza angolare si modifica con il variare del grado di BWS (Fig. 4.6, u_{3t} decresce monotonicamente).

Nei bambini, durante i primi passi di cammino indipendente, a livello di BWS= 0%, cioè cammino a terra con tutto il carico del peso da supportare durante il cammino, il *gait-loop* si allontana significativamente dalla planarità e da un comportamento maturo. Nonostante le percentuali di varianza del piano presentano le stesse caratteristiche mostrate dagli adulti, cioè $PV_1 \geq PV_2 \gg PV_3$, il parametro PV_3 resta significativamente più alto durante i primi passi ($3 - 1 \pm 0.8\%$) rispetto

agli adulti ($0.9 \pm 0.2\%$, $p < 0.001$ *Student t-test*). Inoltre la variabilità passo-passo nell'orientamento del piano di covarianza (stimata tramite la dispersione angolare del vettore normale al piano), resta considerevolmente alta nei bambini durante i primi passi ($15.8 \pm 7.3^\circ$) rispetto agli adulti ($2.9 \pm 1.0^\circ$). Questi risultati sono in accordo con gli studi fatti da noi e presentati nei capitoli precedenti (Ivanenko *et al.* 2004 [82], 2005 [83]) e con gli studi fatti precedentemente (Cheron *et al.* 2001b [37]). Inoltre, poichè l'ampiezza del movimento della coscia dei bambini durante i primi passi è relativamente più alta rispetto al movimento degli altri segmenti della gamba (vedi Fig.A 4.5) il *gait-loop* si presenta molto meno elongato rispetto a quello riportato dagli adulti (vedi Fig.B 4.5), mentre all'aumentare del BWS il *gait-loop* sembra allungarsi nella sua forma (confronta il pannello BWS= 0% e BWS< 40% in Fig.B 4.5).

4.3.4 Effetto del BWS sulla traiettoria del piede

Nelle Fig. 4.7 e 4.8 è mostrato l'effetto dei diversi livelli di BWS sulla traiettoria del piede. Per quanto riguarda i dati degli adulti, come possiamo notare, la forma della traiettoria del piede resta invariata, al variare del BWS (in accordo con i precedenti studi Ivanenko *et al.* 2002 [86]). Intorno al 95% di BWS (vicino ad un completo sollevamento), i soggetti adulti sono ancora in grado di eseguire dei passi sul treadmill, ma tipicamente solo la punta del piede è in contatto durante la fase di appoggio⁶. Se calcoliamo la correlazione tra la serie temporale di VM_y durante la fase di pendolamento a 0% e 95% di BWS, questa resta ancora molto alta 0.94 ± 0.03 , questo conferma che è presente ancora un alto grado di controllo del movimento del piede; la traiettoria e la variabilità sono ben conservate tra 0% e 95% di BWS per un adulto. Inoltre i dati cinematici ottenuti per i 5 adulti "più leggeri", cui è stato praticato il sollevamento manuale fatto durante il cammino a terra sopra la pedana di forza, non sono significativamente differenti da quelli ottenuti con il sistema di sgravio, in cui la forza applicata tramite lo sgravio è estremamente controllata. Il coefficiente di correlazioni tra le due serie temporali di VM_y , di cammino con il treadmill e cammino a terra, restano molto alte; nelle due condizioni di cammino a 0% di BWS otteniamo 0.97 ± 0.02 mentre con BWS tra 40 ÷ 90% otteniamo 0.95 ± 0.03 ; inoltre anche il massimo picco nella traiettoria verticale del piede è simile a tutti i livelli di BWS, e indipendente dalla procedura utilizzata per sollevare percentuali di peso corporeo⁷.

Dalla Fig. 4.8 possiamo inoltre osservare come, anche nel caso del bambino più grande (E.M. 3.3 anni di età), il movimento del piede non viene influenzato in modo

⁶Non avviene infatti il contatto del tallone e il successivo progredire classico del CoP lungo il piede.

⁷Come si può osservare dalla figura Fig.B 4.9 in cui sono messi a confronto, nello stesso grafico, i dati ottenuti con il BWS manuale e con il BWS ottenuto dal sistema di sgravio.

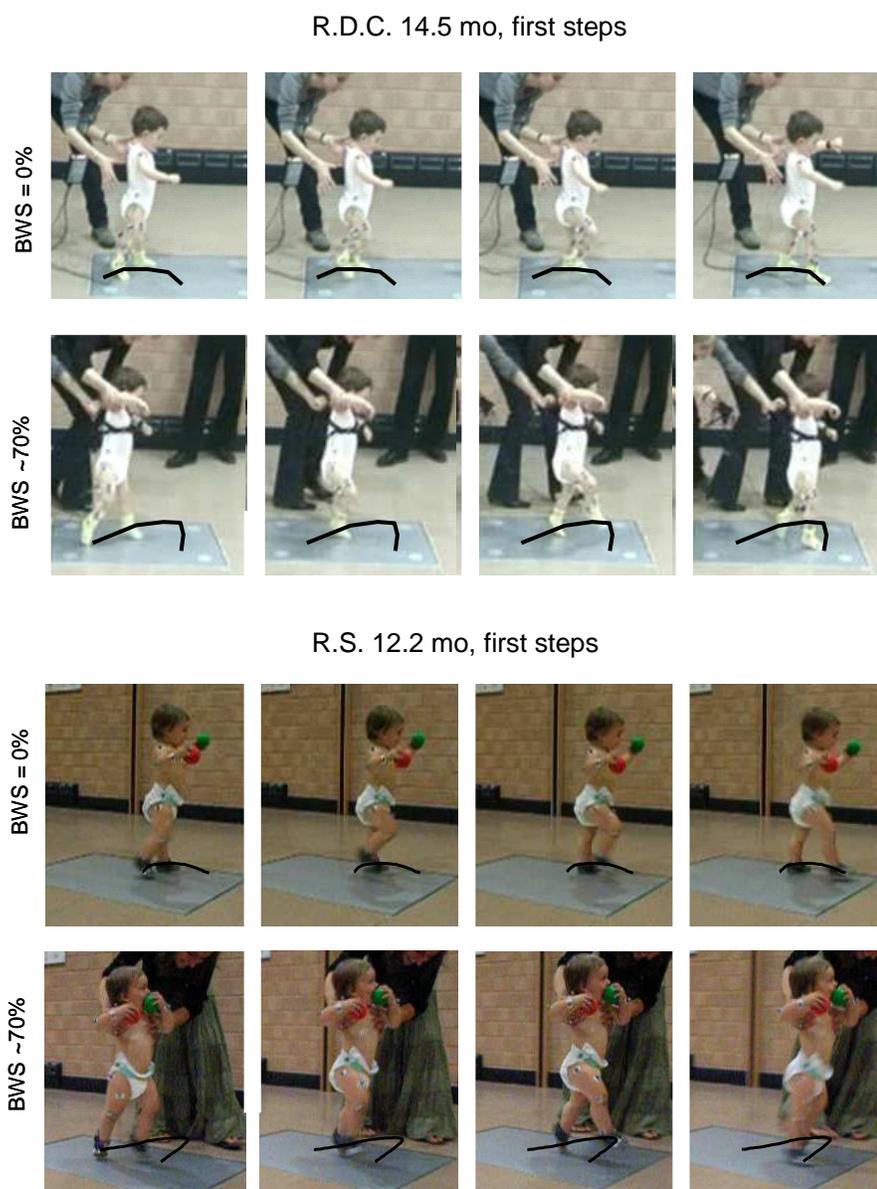


Figura 4.7: Esempio di due soggetti (R.D.C. e R.S.) durante i primi passi di cammino indipendente a diversi livelli di BWS (0% e ~ 70%) in diversi momenti della fase di pendolamento. La curva in nero è una ricostruzione del movimento del piede (VM).

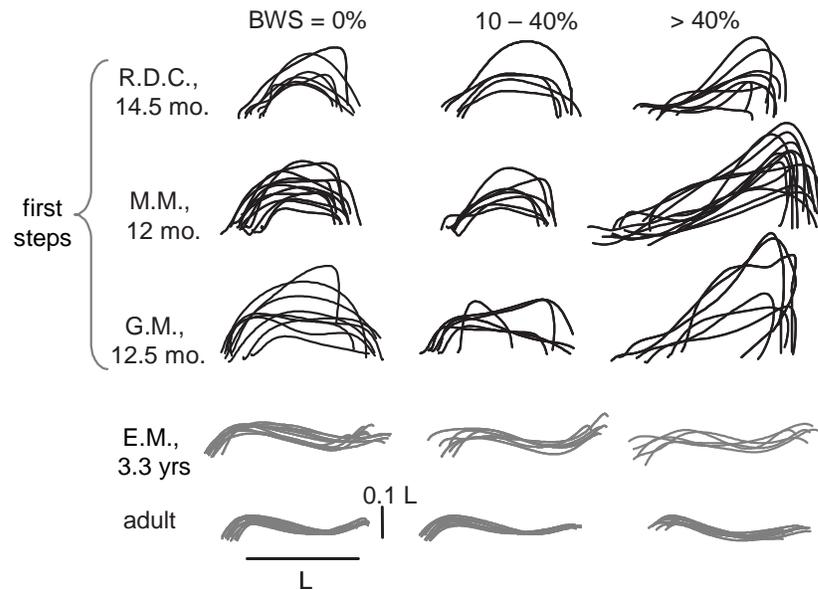


Figura 4.8: Effetto del BWS sulla traiettoria del piede durante la fase di pendolamento: esempi di 3 bambini durante i primi passi, un bambino più grande e un adulto. Le traiettorie nel piano sagittale di circa 6 passi durante la fase di pendolamento sono sovrapposte nello spazio rispetto al valore medio VM_x durante ogni passo; i dati degli adulti sono anche corretti rispetto alla velocità del treadmill.

apprezzabile dalle modificazioni del livello di BWS; mentre, in contrapposizione, la ridotta "gravità", influenza considerevolmente la forma della traiettoria del piede nei bambini durante i **primi passi**; tutti i bambini testati (in Fig. 4.8 ne sono mostrati solo 3 esempi), durante i primi passi ad alti livelli di BWS, eseguono uno strano movimento di "scalciamento", con un sollevamento elevato del piede alla fine del passo. Si nota infatti che la posizione media del picco, nella traiettoria di VM_y a BWS= 0% si trova all'incirca nella metà della fase di pendolamento, mentre per BWS> 40% il picco si sposta significativamente in avanti ($p < 0.001$, $t - test$). Questo comportamento si presenta per tutti i passi eseguiti ad alti livelli di BWS di una prova (tipicamente 2 – 5 passi).

I parametri che utilizziamo per analizzare se il controllo del piede subisce o meno delle modificazioni al diminuire del carico di peso corporeo (o analogamente all'aumentare del BWS cioè della percentuale di peso corporeo sollevato), sono diversi, e in qualche modo legati, sia direttamente al controllo del movimento del piede, che al controllo degli altri segmenti analizzati nel dominio spaziale e nel dominio temporale.

Due parametri che caratterizzano la traiettoria del piede nello spazio sono: "foot lift" VM_y , cioè di quanto viene sollevata la punta del piede (identificata dal marker

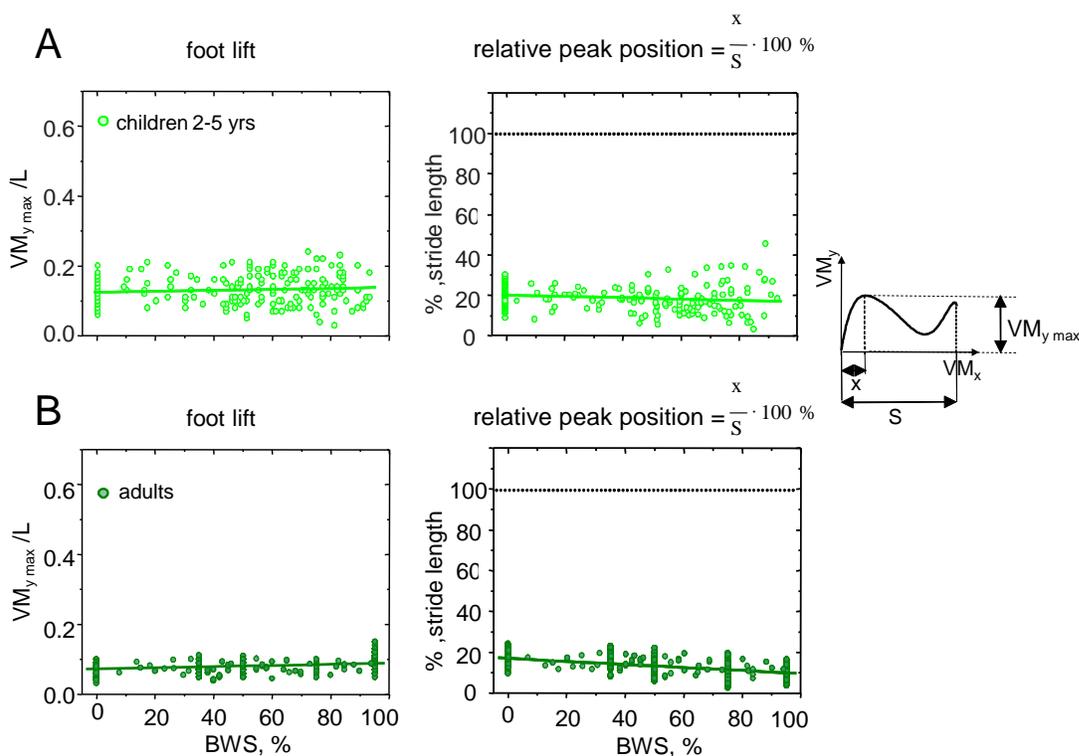


Figura 4.9: Parametri legati alla traiettoria del piede a diversi BWS: massimo sollevamento del piede rispetto alla posizione appena dopo la fine della fase di appoggio="foot lift" e posizione relativa del picco in percentuale rispetto alla lunghezza dello stride="relative peak position" nel caso del gruppo dei bambini tra 2÷5 anni (A) e adulti (B). Nel caso degli adulti (B) sono riportati i dati sia della manovra di sollevamento manuale (punti di BWS sparsi), sia della manovra di sollevamento fatta usando lo strumento di sgravio del peso corporeo e cammino sul treadmill a $3kmh^{-1}$ (BWS=0, 35, 50, 75e95%). I cambiamenti in funzione del BWS sono fatti con dei fit lineari. (L=lunghezza delle gambe).

VM) rispetto a dove si trova, appena dopo la fine della fase di appoggio, e "relative peak position", la posizione relativa di questo massimo fatta in percentuale rispetto alla lunghezza del passo. In Fig. 4.9 sono riportati gli andamenti di questi due parametri, in funzione dei livelli di BWS per i bambini di età compresa tra 2 ÷ 5 anni e gli adulti; notiamo che in questi due gruppi di soggetti tali parametri non subiscono modificazioni significative all'aumentare del livello di BWS, ed inoltre il loro andamento viene può essere descritto in maniera significativa da funzioni lineari.

Per stimare correttamente se ci sono delle modificazioni, e a che livelli di BWS tali modificazioni diventano significative, mettiamo a confronto la posizione relati-

va del picco ottenuta a BWS= 0% e con quella in sotto intervalli di BWS di 20%: muoviamo queste finestre di BWS di 10% (per esempio una finestra è ottenuta dai valori di BWS=10 ÷ 30% e la finestra successiva BWS=20 ÷ 40%, *etc.*) finchè le differenze con i parametri nella condizione di BWS= 0% diventano significativi (usando il *t-test*). Tale procedura non rivela nessuna differenza significativa nei due parametri per i gruppi dei bambini tra 2 ÷ 5 anni e gli adulti (Fig. 4.9).

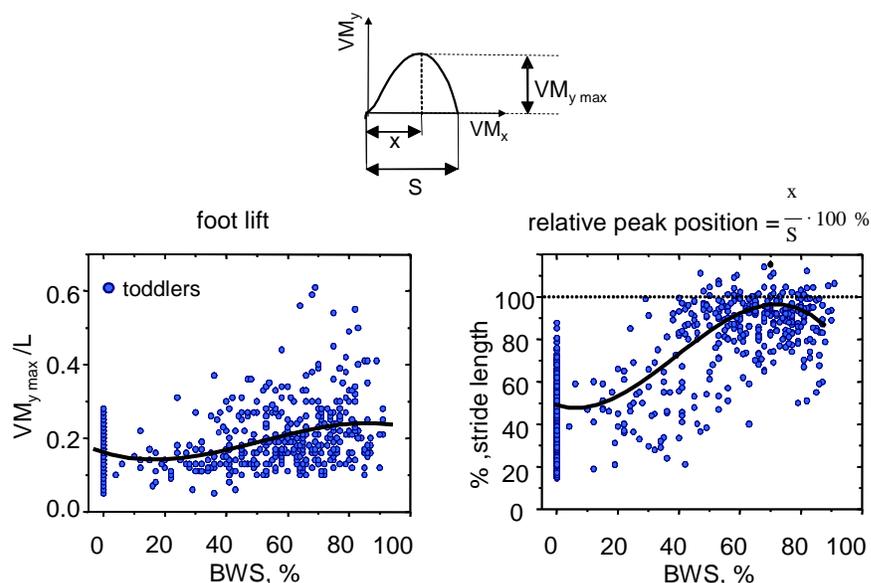


Figura 4.10: Parametri legati alla traiettoria del piede in funzione dei diversi livelli di BWS: massimo sollevamento del piede rispetto alla posizione appena dopo la fine della fase di appoggio="foot lift" e posizione relativa del picco in percentuale rispetto alla lunghezza dello stride="relative peak position" nel caso dei bambini durante i primi passi di cammino indipendente. I cambiamenti in funzione dei livelli di BWS sono fatti con dei fit polinomiali del secondo ordine. (L=lunghezza delle gambe).

In Fig. 4.10 sono mostrati gli andamenti di questi parametri, ("foot lift" e "relative peak position"), nel caso dei bambini durante i primi passi a diversi livelli di BWS. Questi risultati sono quelli che maggiormente evidenziano e riassumono le modificazioni che avvengono nel controllo del piede ad alti livelli di BWS; già solo guardando la distribuzione dei punti si nota che, ad alti livelli di BWS c'è uno spostamento sistematico del picco relativo verso la fine dello stride, e un leggero aumento del sollevamento del piede. La procedura di analisi delle differenze delle

finestre di BWS, descritta sopra, mostra significativi cambiamenti rispetto alla condizione di cammino senza supporto; queste differenze cominciano all'incirca dai valori di BWS= 30%; questo significa che statisticamente, i valori legati alla posizione relativa del picco, sono differenti da quelli riportati nella condizione di cammino senza supporto (BWS= 0%), a partire da livelli di BWS \simeq 30%.

E' stata eseguita un'ulteriore analisi che mettesse in luce il profilo medio e la dinamica dell'angolo (α), "vettore direzione-istantanea", calcolato sulla traiettoria media del piede. Mettendo a confronto gli andamenti medi della traiettoria di VM (nel piano sagittale) nelle due condizioni BWS= 0% e BWS> 40% nei diversi gruppi di soggetti, è possibile valutare dove e in che modo intervengono le modificazioni. In Fig. 4.11 sono mostrati i risultati di questa analisi; come possiamo vedere, mentre per i bambini più grandi e gli adulti il sollevamento di peso corporeo non comporta nessuna modificazione nel controllo del piede, nei bambini durante i primi passi, all'aumentare del sollevamento di peso, la traiettoria si modifica in modo drastico, e questo si vede nell'andamento dell'angolo α principalmente nel periodo iniziale e nel periodo finale della fase di pendolamento. Nonostante la grande variabilità che esibiscono i bambini durante i primi passi, le analisi e i grafici mostrati fin'ora ci mostrano come le strategie impiegate da questi bambini durante i loro primi passi di cammino indipendente sono diversi, e dipendono da quanto peso il bambino sostiene durante il cammino.

Nel dominio del tempo (Fig. A 4.12) le escursioni verticali della traiettoria del piede (VM_y) a tutti i livelli di BWS nei bambini durante i primi passi, mostrano un solo piccolo massimo, situato approssimativamente a metà della fase di pendolamento; infatti la corrispondente correlazione con l'andamento medio degli adulti continua a restare negativo, a BWS 40 ÷ 90% (-0.72 ± 0.10). In Fig. B e C 4.12 sono mostrati anche gli angoli articolari degli arti inferiori nel dominio del tempo; è possibile osservare che sono presenti significativi cambiamenti nell'angolo dell'anca, all'inizio della fase di pendolamento, ad alti livelli di BWS: l'anca tende ad essere leggermente estesa (di circa 7°) nei bambini durante i primi passi, mentre resta inalterata nei bambini più grandi e negli adulti. L'angolo del ginocchio tende ad essere flessa in alcuni casi durante la transizione tra appoggio-pendolamento nei primi passi dei bambini ad alti livelli di BWS (Fig. C 4.12).

L'ampiezza delle oscillazioni verticali dell'anca (GT_y) durante il ciclo del passo, non cambia significativamente al variare dei livelli di BWS (a BWS= 0% abbiamo 2.8 ± 0.6 cm mentre a BWS compreso tra 40 ÷ 90% abbiamo 3.2 ± 0.8 cm); questo rende improbabile ipotizzare che i particolari movimenti del piede che si riscontrano ad alti livelli di BWS possano essere dovuti all'aumento delle oscillazioni del tronco. Inoltre i bambini durante i primi passi nelle prove effettuate di sollevamento (BWS> 40%), tendono ad assumere un orientamento del tronco inclinato in avanti ($3.1 \pm 5.6^\circ$, $p < 0.05$ t-test), è comunque stato riscontrato il medesimo

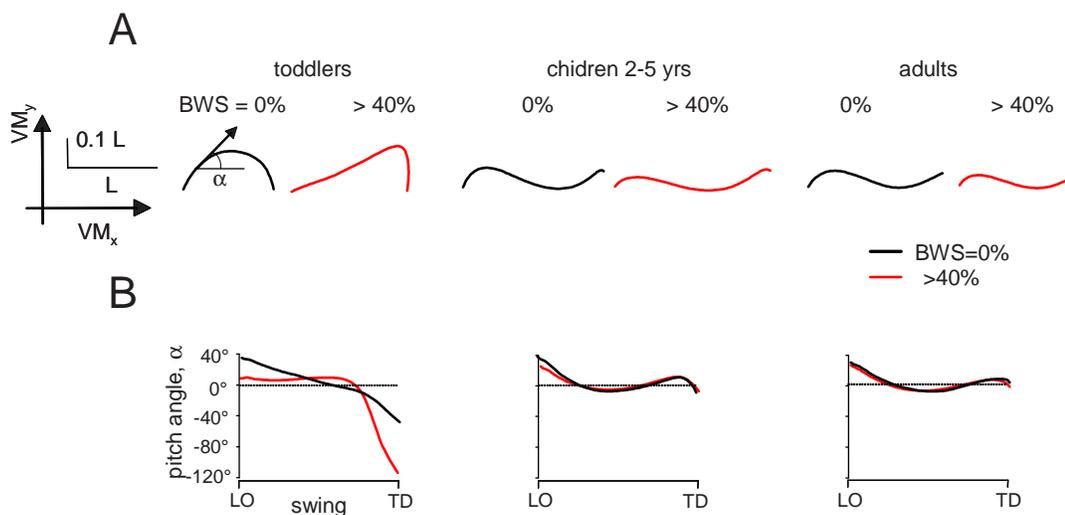


Figura 4.11: **A.** Traiettorie medi del marker VM nel piano sagittale per bambini durante i primi passi (*"toddlers"*), bambini tra 2 ÷ 5 anni e adulti (gruppo dei 5 adulti che camminano a terra a cui è stata eseguita la manovra di sollevamento manuale, vedi Tab. 4.1) durante il cammino in due condizioni di supporto BWS= 0% e BWS> 40%. Le unità della scala orizzontale e verticale sono di diversi ordini di grandezza, rispettivamente L e 0.1L (con L=lunghezza gambe). **B.** Angolo istantaneo del vettore direzione α (come mostrato in figure) nelle diverse condizioni di cammino e gruppi di soggetti durante la fase di pendolamento del passo. LO= *lift-off* istante di sollevamento del piede; TD=*touch down* istante di contatto a terra del piede.

comportamento anche nei bambini più grandi ($6.1 \pm 4.8^\circ$). Abbiamo inoltre analizzato anche la traiettoria del piede, rispetto alla posizione istantanea dell'anca. Questa analisi mostra ancora la presenza di questo particolare movimento di scalciamento nei bambini durante i primi passi ad alti livelli di BWS (vedi Fig. 4.13), ed in particolare sono caratterizzati da un cambiamento evidente nella direzione del VM nella fase iniziale del periodo di swing.

Anche l'area di tolleranza media rimane alta, ad alti livelli di BWS, come accade durante il cammino senza supporto nei primi passi indipendenti ($19.8 \pm 3.7 \text{ cm}^2/\text{cm}$ con BWS compreso tra 40 ÷ 90% e $20.5 \pm 6.5 \text{ cm}^2/\text{cm}$ nella condizione di cammino senza supporto). Nei bambini durante i primi passi, il vettore medio "direzione

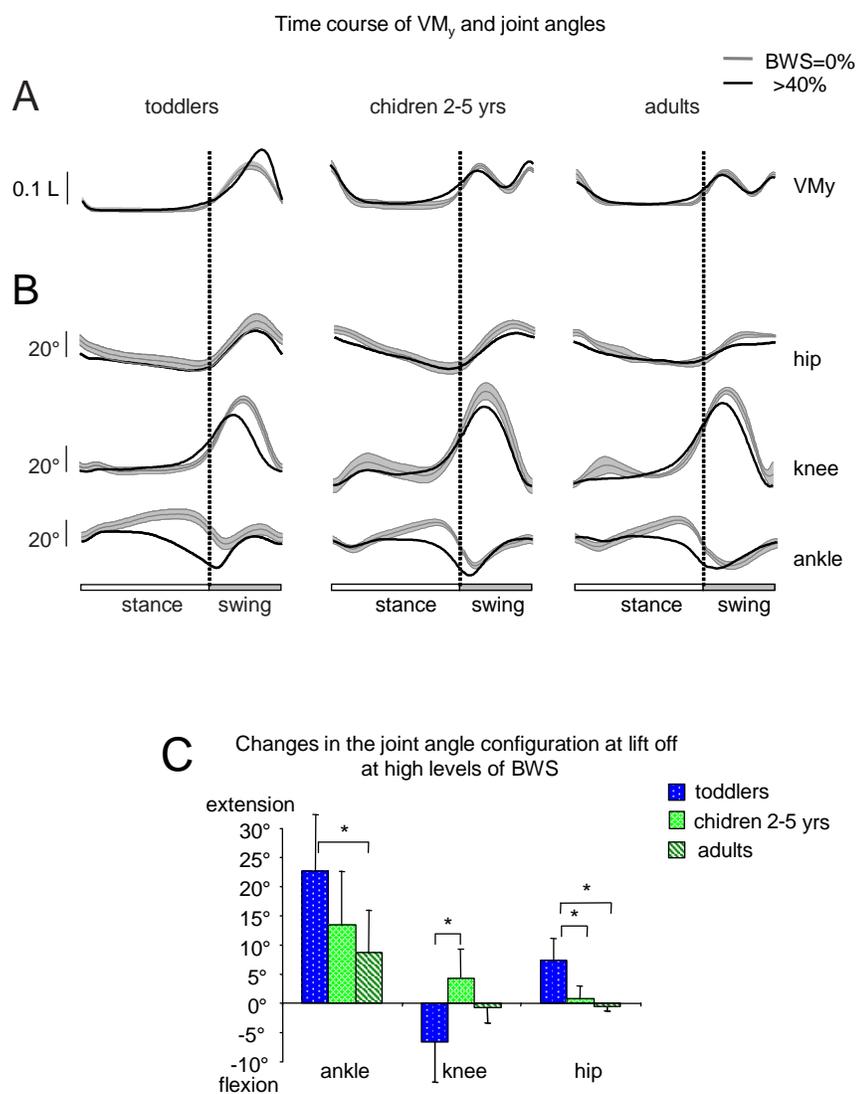


Figura 4.12: **A.** Spostamento verticale VM_y medio in funzione del tempo per bambini durante i primi passi ("toddlers"), bambini tra 2÷5 anni e adulti (gruppo dei 5 adulti vedi Tab. 4.1) durante il cammino in due condizioni di supporto BWS= 0% (in grigio \pm SE) e BWS> 40% (linea in nero). **B.** Angoli articolari medi dell'anca, del ginocchio e del piede, nei tre gruppi di soggetti in esame durante il cammino in due condizioni di supporto BWS= 0% (in grigio \pm SE) e BWS> 40% (linea in nero). La linea verticale tratteggiata indica l'istante di transizione dalla fase di appoggio, alla fase di pendolamento del passo. **C.** Cambiamenti degli angoli articolari (\pm SD) all'inizio della fase di pendolamento ad alti livelli di BWS rispetto alla condizione di cammino senza supporto. Gli asterischi indicano quando le differenze sono significative ($p < 0.05$).

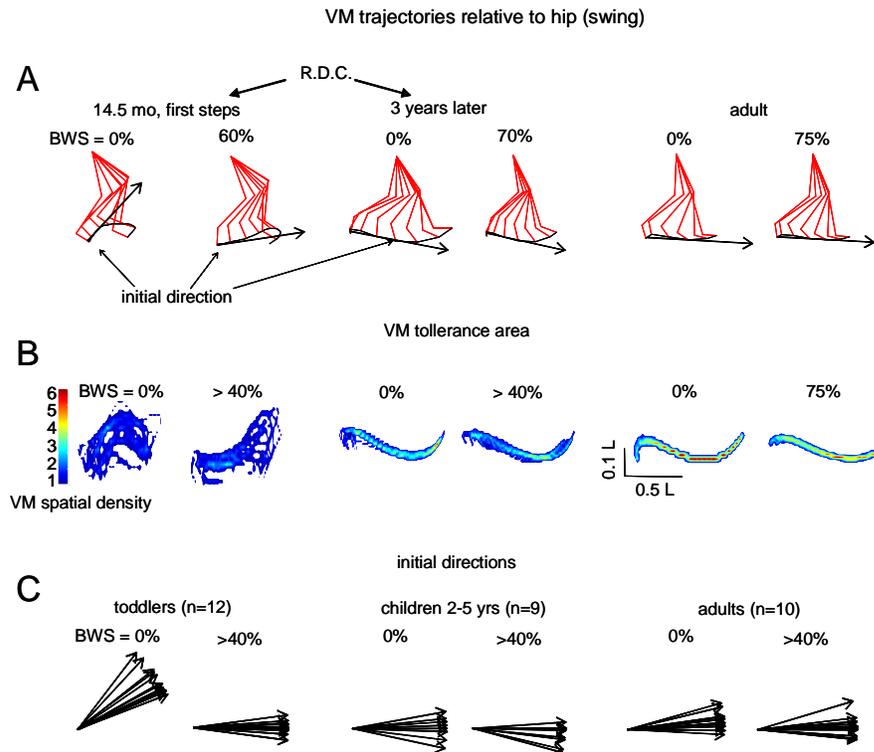


Figura 4.13: Analisi traiettorie del piede rispetto all'anca. **A.** Esempi di diagrammi a stick di un passo del soggetto R.D.C. durante i primi passi e 3 anni dopo i primi passi e un adulto rappresentativo rispetto alla posizione istantanea dell'anca, durante la fase di pendolamento a due livelli di BWS (0% e 60%; 0% e 70%; 0% e 75%). Le frecce indicano la direzione iniziale del primo 30% della fase di pendolamento. **B.** Grafici delle aree di tolleranza di VM per i diversi soggetti e nelle diverse condizioni di BWS durante la fase di pendolamento di circa $10 \div 15$ passi. La scala dei colori al lato indica il grado di densità (equivalentemente la variabilità). **C.** Direzioni iniziali medie delle traiettorie di VM rispetto all'anca dei diversi gruppi in esame a BWS= 0% e BWS> 40%.

iniziale" (\pm deviazione standard circolare) rispetto all'orizzontale assume i seguenti valori: $32 \pm 9^\circ$, nella condizione di cammino senza supporto, e $0 \pm 4^\circ$ nella condizione di cammino con un sollevamento del peso tra $40 \div 90\%$; mentre nei bambini più grandi abbiamo rispettivamente: $0 \pm 7^\circ$ e $-5 \pm 6^\circ$, e per gli adulti: $4 \pm 6^\circ$ e $-1 \pm 6^\circ$ (vedi Fig. 4.13). Nella condizione di cammino senza supporto (BWS= 0%) questo angolo, nei bambini durante i primi passi ($32 \pm 9^\circ$), è significativamente diverso da quello ottenuto per gli adulti e i bambini più grandi ($p < 0.001$, Watson U^2 test); tale valore così alto indica un elevato sollevamento del piede all'inizio della fase di pendolamento, mentre ad alti livelli di BWS, le differenze che si riscontrano con le rispettive direzioni nel caso degli adulti e dei bambini più grandi, sono minori

(confronto in Fig.C 4.13).

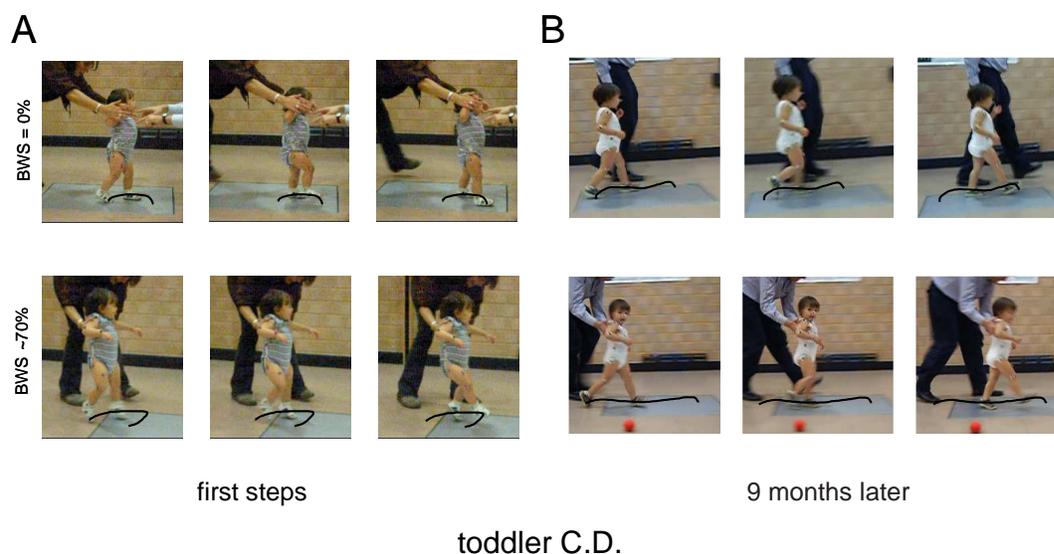


Figura 4.14: Fotogrammi in diverse fasi durante la fase di swing di due esperimenti fatti sul soggetto C.D. in momenti del suo sviluppo motorio: durante i primi passi di cammino indipendente (A) e 9 mesi dopo i primi passi (B). La linea continua in nero rappresenta la ricostruzione del movimento del VM durante la fase di pendolamento.

In Fig. 4.14 è mostrato un bambino, C.D., in due diverse sessioni sperimentali di registrazione, durante i primi passi (14 mesi di età) e 9 mesi dopo i primi passi (23 mesi di età), in due situazioni di BWS= 0% e BWS~ 70%; le diverse immagini mostrano tre diversi momenti della fase di pendolamento: l'inizio, la fase centrale e la fase finale, e sovrapposto, con una linea continua nera, la ricostruzione della traiettoria del piede, ed in questo modo è possibile subito osservare la differente strategia, che abbiamo descritto fin qui, e come tale comportamento peculiare nei bambini durante i primi passi ad alti livelli di BWS, e invece sparisca quando il bambino ha qualche mese di esperienza di cammino indipendente.

Per finire, sono presentati in Fig. 4.15 i risultati per i diversi gruppi di soggetti, riassunti in Tab. 4.1. I bambini più grandi (età 2 ÷ 5 anni), presentano delle caratteristiche legate al controllo e al movimento del piede abbastanza mature, mentre, i bambini del gruppo degli IWK "intermediate walkers" (cioè bambini con poca esperienza di cammino indipendente: tra 1.5 ÷ 5 mesi di esperienza), mostrano

solo un parziale miglioramento; questi risultati confermano il principio, che più volte abbiamo esposto, e cioè per raggiungere un controllo ed una coordinazione efficiente, è necessario almeno qualche mese di esperienza di cammino indipendente.

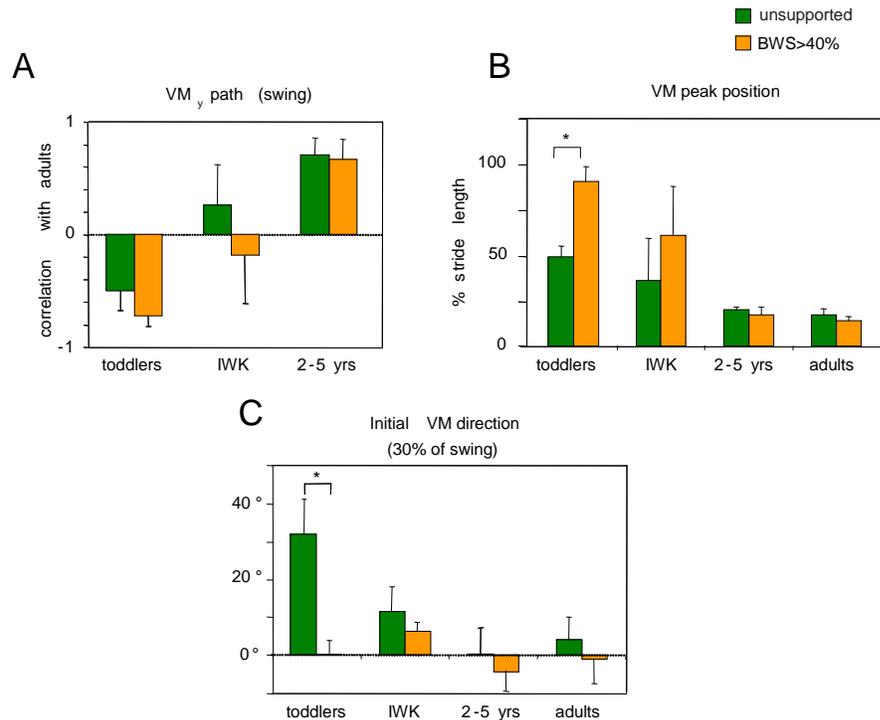


Figura 4.15: Effetto del BWS nei diversi gruppi di soggetti: "toddlers" durante i primi passi, IWK "intermediate walkers", bambini con 1.5 ÷ 5 mesi di esperienza di cammino indipendente e bambini tra 2 ÷ 5 anni di età, nelle due condizioni di cammino senza supporto (■) e cammino con livello di BWS > 40% (■). **A.** Coefficiente di correlazione tra le serie temporali VM_y dei bambini e il corrispondente valore medio negli adulti. **B.** Posizione relativa del picco in percentuale rispetto alla lunghezza del passo. **C.** Direzione iniziale media della fase di pendolamento della traiettoria di VM. Gli asterischi in figura mostrano le situazioni in cui le differenze sono significative ($p < 0.05$).

4.4 Discussione

Lo studio presentato in questo capitolo conferma la nozione, ormai condivisa in letteratura, che i bambini, anche in età precoce, sono in grado di adattarsi alle modifiche che intervengono nell'ambiente, e quindi possono camminare a differenti livelli di BWS. L'analisi della coordinazione inter-segmentale (rotazione del

piano di covarianza, Fig. 4.6) mostra un comportamento simile in tutti i soggetti al variare dei livelli di BWS, che ci suggerisce una riorganizzazione in ampiezza e fase tra i segmenti in moto, simile rispetto alle condizioni di sollevamento. Inoltre, in questo studio, abbiamo potuto ulteriormente confermare i risultati esposti nel precedente capitolo (pubblicati in Ivanenko *et al.* 2005 [83]) di analisi nella situazione di stabilizzazione del tronco (e basso livello di BWS). In tale situazione sperimentale, in cui in cui il bambino ancora supporta almeno il 70% del suo peso corporeo (cioè $BWS < 30\%$) non si evidenziano significative modificazione nella strategia usata dal bambino (cioè resta una strategia ed una coordinazione molto simile a quella di "cammino sul posto con progressione in avanti").

Il principale risultato presentato in questo capitolo, è che, a differenza dei bambini più grandi, che presentano una maggiore maturazione e esperienza di cammino indipendente, e degli adulti, i bambini durante i primi passi di cammino indipendente presentano una risposta sistematica e caratteristica, in risposta a cambiamenti del carico di peso corporeo sugli arti. Questo comportamento caratteristico si può brevemente schematizzare con un maggiore sollevamento del piede, un movimento di scalciamiento e considerevoli differenze nella direzione iniziale del piede ad alti livelli di BWS. Il punto su cui vorrei soffermarmi maggiormente è questo: la performance motoria mostrata al variare della quantità di peso corporeo scaricato, è stata osservata in tutti i nostri bambini all'inizio del loro cammino indipendente. Infatti i bambini che già presentano qualche mese di esperienza di cammino (IWK tra $1.5 \div 5$ mesi dopo i primi passi) mostrano solo un parziale miglioramento delle caratteristiche della traiettoria del piede.

4.4.1 Considerazioni metodologiche

Benchè l'importanza dei segnale sensoriali nella regolazione dell'attività locomotoria è stata riconosciuta da molto tempo, è da pochi anni che è stato fatto uno sforzo per delineare più in dettaglio i meccanismo neuronali alla base di questo aspetto. Questi ultimi studi hanno confermato l'influenza dei propriocettori nelle reti centrali di generazione di movimenti ritmici, nella regolazione della tempistica delle transizioni tra le fasi, e di rinforzo della generazione dell'attività dei motoneuroni; ma la comprensione del modo in cui i segnali sensoriali interagiscono con i siti centrali di generazione di pattern ritmici restano molto complessi (Pearson 1995 [132]). Nella fase di appoggio, le afferenze, sia dai muscoli che dalla pelle, in grado di riconoscere il carico, facilitano la generazione dell'estensione e inibiscono quella della flessione. Nei bambini piccoli, la forma del piede e l'ossificazione delle ossa sono ancora immature all'età di 1anno (Bertsch *et al.* 2004 [17]; Hallemsans *et al.* 2006 [71]). Quando l'arto è in contatto con la superficie di supporto e carica il peso del corpo, diversi recettori vengono attivati, come per esempio gli organi tendinei del Golgi, i fusi neuromuscolari e i recettori cutanei del piede (Duysens

et al. 2000 [47]). Anche per la regolazione della locomozione, potrebbe essere importante la distribuzione spazio-temporale del carico sullo suola del piede, è stato precedentemente riportato che questa non interferisce in modo drastico nel controllo del piede negli adulti (Ivanenko *et al.* 2002 [86]): anche nei casi limiti testati di BWS= 95%, e, BWS= 100% con il contatto attraverso una superficie morbida (tipo gomma piuma) interposta tra il piede e il terreno, il minimo contatto con il terreno che si ha con la punta del piede è sufficiente ad avviare il programma centrale di un accurato controllo del movimento negli adulti. Queste scoperte ci suggeriscono che la caratteristica distribuzione del carico nelle suole (Halleman *et al.* 2004 [73]; Bertsch *et al.* 2004 [17]) e il tipo di cammino nei bambini che risulta essere "non-plantigrade", non possono essere considerate le ragioni principali per le differenze di tipo adattativo, che si osservano tra i bambini durante i primi passi e gli adulti.

Si potrebbe discutere che il movimento caratteristico e ampliato, che si osserva nei bambini durante i primi passi ad alti livelli di BWS, sia un semplice effetto delle modificazioni nel movimento del tronco che lo sperimentatore impone al bambino, nel momento in cui esegue la pratica manuale del sollevamento. Le repliche che facciamo a questa critica, come possibile spiegazione dell'effetto mostrato, sono le seguenti:

- per primo, lo stesso tipo di procedura di sollevamento manuale è stato applicata anche a bambini più grandi e agli adulti, e nonostante questo, le risposte dei soggetti alla modificazione del carico di peso corporeo restava invariata
- inoltre, l'ampiezza delle oscillazioni verticali dell'anca nei bambini durante i primi passi, non presentava cambiamenti significativi legati al BWS, e l'angolo medio del tronco mostra dei comportamenti simili con il BWS rispetto a tutti i gruppi di bambini
- infine, il movimento del piede, mostrato rispetto alla posizione istantanea dell'anca (vedi Fig. 4.13), presenta lo stesso comportamento di quello osservato nello spazio (vedi Fig. 4.11)

Un'ultima osservazione interessante è che, quando il tronco viene tenuto con le mani, per esempio quando viene applicata una bassa forza verticale di sollevamento ($BWS < 20\%$), i movimenti osservati nelle gambe e nel piede, sono simili a quelli registrati durante il cammino senza supporto (Ivanenko *et al.* 2005 [83]), rendendo improbabile l'ipotesi che l'effetto che osserviamo ad alti livelli di BWS sia semplicemente dovuto al semplice contatto sensoriali delle mani con il tronco del bambino. Come ultimo punto, osserviamo che il fenomeno presentato in questo capitolo (Fig. 4.1, 4.10), non è dovuto ad un semplice "after-effect" della variazione provvisoria di carico (Lam *et al.* 2003b [104]), poichè abbiamo mostrato

che tale effetto persiste per più passi consecutivi eseguiti ad alti livelli di BWS. Per queste ragioni, pensiamo che il caratteristico movimento osservato nei bambini durante i primi passi ad alti livelli di BWS, sia principalmente dovuto alla riduzione non-specifica del carico gravitazionale durante l'appoggio.

4.4.2 Effetto del BWS sul controllo motorio del piede nei bambini

Perchè i bambini così piccoli sono così interessanti? Quando il bambino lascia la mano del genitore, e comincia a fare i primi passi da solo, presenta un cammino molto caratteristico; una persona qualunque, sarebbe in grado di riconoscere che si tratta dei primi passi di un bambino, anche solo guardando il video della ricostruzione a segmenti fatta dal sistema di acquisizione di VICON (quindi in una situazione in cui si è completamente privati delle informazioni visive che identificano il soggetto che cammina), la situazione descritta è rappresentata in Fig. 4.16. Il cammino dei bambini, nel primo periodo di cammino indipendente, è caratterizzato da considerevoli oscillazioni del tronco (Assaiante *et al.* 1993 [10]; Bril e Brenière 1993 [25]; Roncevalles *et al.* 2001 [140]), una posizione delle braccia ampia e sollevate e nessun movimento oscillatorio delle braccia accompagna i passi (Sutherland *et al.* 1980 [154]), alta variabilità tra i passi (Clark *et al.* 1988 [38]), immaturità nelle caratteristiche della traiettoria del piede e nella coordinazione inter-segmentale (Cheron *et al.* 2001a, b [36], [37]; Ivanenko *et al.* 2004, 2005 [82], [83]). In particolare, questi primi passi, si manifestano tipicamente come passi di piccola lunghezza, spostamenti verticali dell'anca disordinati e variabili, passi "non-plantigrade" (non c'è il classico tocco del tallone all'inizio dell'appoggio del piede a terra e il movimento del CoP che scorre lungo il piede fino alla punta), e il singolo massimo nella traiettoria del piede durante la fase di swing.

Si potrebbe discutere sul fatto che questo modello evolutivo adottato è l'ottimo per i bambini alle prime fasi di cammino indipendente; l'alto sollevamento del piede durante la fase di oscillazione del passo, è un comportamento assunto dagli adulti nella condizione di cammino quando devono superare un ostacolo, quindi si può speculare sul fatto che i bambini, in questo stato della loro maturità e capacità di controllo dei movimenti, non sono in grado di stabilire dove si trova il pavimento e, per superare possibili ostacoli ed evitare cadute, adottano questa particolare strategia che rappresenta per loro un ottimo punto di partenza per spostarsi da un punto all'altro in posizione eretta, senza cadere e per evitare di trascinare i piedi (assenza dell'attività dei dorsi-flessori, osservati nel cammino sul treadmill dei bambini molto piccoli nella transizione tra appoggio-pendolamento, Yang *et al.* 2004 [175]).

Il fenomeno potrebbe anche riflettere la generazione del riflesso flessorio che

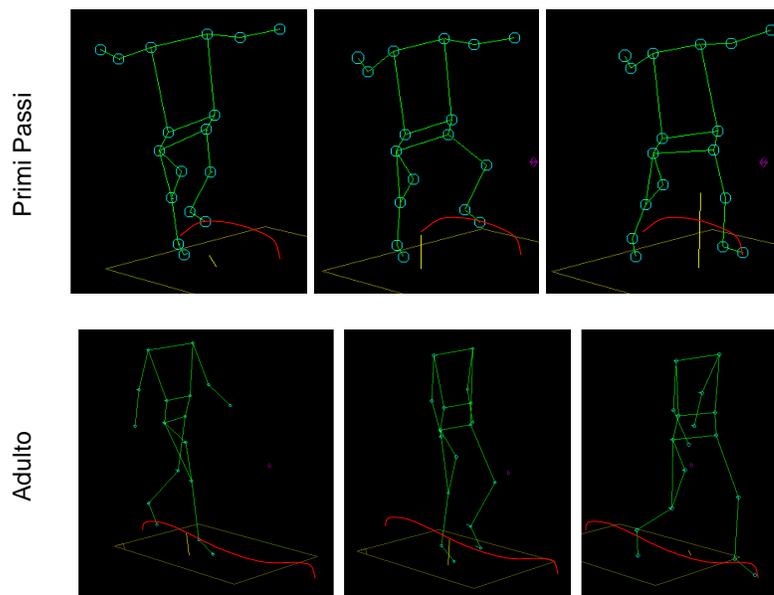


Figura 4.16: Fotogrammi a stick (ottenute dalla registrazione del sistema ViCON) di un bambino durante i primi passi e di un adulto nella fase di pendolamento del passo. La linea continua in rosso rappresenta la traiettoria del piede nella fase di pendolamento.

è "preferito e facilitato" nei bambini molto piccoli (Yakovenko *et al.* 2005 [172]), che viene in seguito sostituito da un controllo maturo, con l'esperienza di cammino. Per esempio, il riflesso flessorio e il riflesso dell'appoggio⁸ sembrano essere importanti componenti della marcia del neonato (Zelazo *et al.* 1972 [181]; Forssberg 1985 [57]). Come abbiamo detto nell'introduzione di questa tesi, la flessione dell'anca domina tutto il periodo iniziale della vita di un neonato, durante la marcia automatica (fino a 4 settimane dopo la nascita), durante tutto il primo anno di vita del bambino, fino all'inizio del cammino indipendente (Thelen 1981 [158]; Forssberg 1985 [57]; Yang *et al.* 1998 [177]; Lamb e Yang 2000 [105]; Pang e Yang 2001 [127]; Okamoto *et al.* 2003 [124]). L'iper-flessione relativa dell'anca e del ginocchio, è leggermente ridotta nei bambini se li confrontiamo con i passi dei neonati, ma una componente è ancora presente prima del momento in cui il bambino compie i primi passi indipendentemente (Forssberg 1985 [57]). Lo dimostra il fatto che l'ampiezza del movimento della coscia, è relativamente molto più ampio rispetto a quello della tibia e al movimento del piede, e l'effetto di questo movimento si ripercuote su una forma del "gait-loop" molto più allargata nell'analisi

⁸Questo riflesso ("placing reflex") si presenta tenendo il bambino in posizione eretta, e facendo toccare la faccia dorsale del piede contro la parte inferiore di una superficie orizzontale; questo causa la flessione per l'estensione della gamba del bambino e che successivamente posiziona il piede in piano.

della coordinazione inter-segmentale (vedi anche Cheron 2001a,b [36], [37]).

Oltre questo particolare comportamento relativo alla traiettoria del piede durante il cammino senza supporto, i nostri dati indicano un differente adattamento rispetto agli adulti e ai bambini più grandi al variare del carico di supporto (vedi Fig. 4.11, 4.13, 4.15). A bassi livelli di BWS (< 30%) la traiettoria del piede si presenta simile a quella adottata durante il cammino senza supporto, in accordo con i risultati presentati nel capitolo precedente⁹ e pubblicate nel lavoro Ivanenko *et al.* 2005 [83]. Ad alti livelli di BWS, la componente dell'effetto flessorio, presente nella fase iniziale del pendolamento (o cammino sul posto SIP visto), decresce in modo significativo con l'aumento della percentuale di peso corporeo sollevamento, diventando un movimento molto più simile allo "scalciamento", con un sollevamento alla fine della fase del pendolamento. Se si accettano termini come stereotipe o primitive motorie nei neonati (Thelen 1981 [158]), in questo caso abbiamo un passaggio da una componente motoria "cammino sul posto SIP", durante il cammino senza supporto, ad una componente di "scalciamento", durante il cammino ad alti livelli di BWS.

Ancora non siamo in grado di conoscere l'esatta natura, o quale meccanismo di trasmissione di informazione, influenzi la forma della traiettoria del piede, e il legame di questa con la diminuzione di carico sul piede in questa categoria di bambini. E' stato ipotizzato che questa popolazione di soggetti molto piccoli siano dei buoni gruppi di soggetti per studiare il controllo afferente nel cammino dell'uomo, prima che le influenze cerebrali siano completamente sviluppate (Yang *et al.* 1998 [177]), e che intervengano alcuni meccanismi di tipo adattativo che pensiamo possano risiedere in strutture sottocorticali. Per esempio, i gatti spinalizzati, non riescono a compensare la denervazione cutanea, mentre nei gatti intatti, con un controllo soprasspinale normale, possono facilmente adattarsi alla perdita delle informazioni cutanee legate al carico (Bouyer e Rossignol 2003 [21]). Perciò, non possiamo escludere la possibilità che il fenomeno osservato rifletta un controllo soprasspinale non bene sviluppato del posizionamento del piede in questi bambini, poichè le vie discendenti (Kinney *et al.* 1988 [97]; Paus *et al.* 1999 [128]; Yang *et al.* 2006 [174]) e i ritardi di conduzione delle informazioni centrali, sono ancora immaturi all'inizio del cammino indipendente.

L'attività planta-flessoria alla caviglia è un'importante fattore, che contribuisce all'inizio della fase di pendolamento alla fine dell'appoggio (Neptune *et al.* 2001 [121]), e la sua immaturità può in caso riorganizzare il programma motorio compensando la flessione dell'anca o facendo eseguire passi corti, come accade nei pazienti (Nadeau *et al.* 1999 [120]) e negli anziani (Winter *et al.* 1990 [170]). Nei bambi-

⁹In questo lavoro abbiamo studiato l'instabilità nel cammino dei bambini durante i primi passi, e per fare questo abbiamo praticate delle manovre sperimentali di stabilizzazione del tronco; queste manovre erano controllate in modo tale che al massimo la forza verticale applicata durante la registrazione del cammino fosse inferiore al 20 - 30% del peso corporeo.

ni piccoli, virtualmente non viene generata nessuna potenza all'articolazione della caviglia prima del "foot-off" (Forssberg 1985 [57]; Hallemans *et al.* 2005 [72]). L'argomentazione che potrebbe essere fatta in proposito, e che la limitata forza muscolare potrebbe non essere il fattore principale della percezione di sollevamento e propulsione in avanti. Per esempio, quando si esce da una situazione in cui si è camminato dentro l'acqua, o dopo aver nuotato, si ha la percezione che il proprio corpo sia molto più pesante, ed inizialmente risulta essere difficile camminare, anche se la forza assoluta dei muscoli non viene alterata. Questo implica che il "body weight bearing" richiede un appropriato comportamento posturale e di coordinazione. Come per il cammino durante i primi passi, anche ad alti livelli di BWS (che richiede molta meno attività di *plantarflexor* per la propulsione), i bambini muovono le gambe in modo diverso rispetto agli adulti e ai bambini più grandi (mostrando una dinamica differente e un movimento caratteristico del piede, vedi Fig. 4.8, 4.10, 4.11). Studi precedenti hanno mostrato che i bambini di questa età, sono in grado di portare pesi aggiuntivi (Adolph e Avolio 2000 [3]). Noi suggeriamo che il caratteristico comportamento "idiosincratico" dei bambini, potrebbe essere il risultato di un'immatura interazione piede-supporto, e la mancanza di un appropriato comportamento pendolare degli arti inferiori e del CoM, piuttosto che un effetto del sottosviluppo muscolare. L'esperienza di cammino indipendente e la pratica è un forte promotore di miglioramenti posturali e locomotori, nei bambini che camminano indipendentemente per la prima volta.

Capitolo 5

Conclusioni

*Quando ti metterai in viaggio per Itaca
devi augurarti che la strada sia lunga,
fertile in avventure e in esperienze.[..]
Soprattutto, non affrettare il viaggio;
fa che duri a lungo, per anni,
e che da vecchio metta piede sull'isola,
tu, ricco dei tesori accumulati per strada
senza aspettarti ricchezze da Itaca.[..]*

Costantino Kavafis, Itaca

L'idea di base che ha ispirato questo lavoro di ricerca è stata indagare alcuni aspetti fondamentali legati allo sviluppo del cammino indipendente nel bambino.

Nonostante le forti somiglianze riscontrate nel controllo sensoriale dei movimenti locomotori nei bambini molto piccoli e negli adulti (Yang *et al.* 2006 [174]) e dei movimenti ritmici in generale (Zehr 2005 [179]), guardando una rappresentazione dello schema di un cammino (per esempio guardando un diagramma a stick dei passi), privato di qualsiasi riferimento che possa far capire se il soggetto è un adulto o un bambino, siamo perfettamente in grado di distinguere un *pattern* maturo da un *pattern* "primitivo" relativo ai primi passi del bambino.

A questo punto, dopo tutte le analisi e le discussioni presentate nel corso di questa lavoro, siamo in grado di rispondere alla domanda che ha aperto questa tesi e cioè " *Che cosa c'è di speciale nei primi passi del bambino?*"

Molti studi hanno enfatizzato l'esistenza di iniziali stereotipie nei neonati (Thelen 1981 [158]) e una grande variabilità nelle loro performance motorie. E' stato inoltre suggerito che il *pattern* locomotorio primitivo, visto in questi bambini, sia essenzialmente spinale data la forte immaturità mostrata nei tratti sopraspinali

(Yang e Gorassini 2006 [174]) e che rappresenta la base sulla quale si sommano le caratteristiche fornite dagli input sopraspinali, come per esempio lo sviluppo del cammino indipendente. Ad ogni modo, benchè i tratti corticospinali e gli altri tratti sono fortemente immaturi in questi bambini, ci si potrebbe ancora chiedere se veramente il cammino nei bambini, come si pensa, sia maggiormente implementato dalle strutture spinali; infatti, in questa situazione, potrebbe accadere che il ricorso ai tratti immaturi sopraspinali sia molto più forte nei bambini che negli adulti. Per far fronte ad un scarso equilibrio e alla forte instabilità nel cammino, il sistema di controllo potrebbe richiedere l'intervento di un numero maggiore di strutture cerebrali. Anche se il cammino negli adulti è un atto motorio altamente automatico, i tentativi iniziali fatti dal bambino, di camminare senza supporto, hanno poco in comune con il cammino automatico adottato dagli adulti. Infatti, durante i nostri esperimenti, è stato sorprendente vedere come questi bambini traballanti da una parte all'altra, come se fossero ubriachi, riuscissero a raggiungere la loro meta senza cadere.

All'inizio della locomozione senza supporto i bambini presentano un forte problema di instabilità. In letteratura esiste un consenso generale sul fatto che l'acquisizione del controllo dell'equilibrio è uno dei fattori che maggiormente influenza il primo periodo dello sviluppo delle abilità motorie. Un equilibrio instabile potrebbe infatti riorganizzare la coordinazione del *pattern*, ed aumentare la variabilità cinematica nel cammino dei bambini, esattamente come avviene nel caso degli adulti nelle condizioni di cammino instabile o durante il cammino in un terreno accidentato. Infatti, i bambini, mostrano molte delle caratteristiche proprie di un cammino instabile (come per esempio le gambe posizionate con una base molto larga, passi corti e bassa velocità di progressione).

Per verificare l'ipotesi che sia proprio la forte instabilità il fattore determinante che nasconde una coordinazione inter-segmentale matura e/o un uso efficiente del movimento del centro di massa del corpo durante i primi passi, abbiamo eseguito delle manovre sperimentali (come per esempio stabilizzando il tronco e tenendo per la mano il bambino durante il cammino) che riducono i problemi legati all'instabilità e perciò aumentano la familiarità del bambino con il cammino. Anche a seguito, quindi, di un cammino più stabile, il *pattern* mostrato dal bambino continua a presentare le medesime caratteristiche cinematiche del cammino senza supporto. Le considerazioni fatte nell'analisi di questo aspetto ci portano a ipotizzare che, la cinematica nel cammino dei bambini durante i primi passi non è una semplice conseguenza dell'instabilità posturale.

Inoltre, i bambini durante la prima fase di cammino indipendente non adottano il meccanismo pendolare, ma, tale meccanismo si sviluppa dopo qualche mese di locomozione indipendente insieme alla coordinazione inter-segmentale; per questa ragione, il meccanismo del pendolo inverso, sembrerebbe non essere una carat-

teristica "evoluzionisticamente" innata nell'uomo ma piuttosto, una legge che si apprende attraverso l'esperienza del cammino indipendente.

Altro aspetto che è stato largamente analizzato nel corso di questa ricerca, è stato lo studio del ruolo del peso corporeo nei bambini, durante i primi passi indipendenti. Sulla Terra, il peso corporeo rappresenta un parametro molto importante per ogni sistema locomotorio, e di conseguenza quei meccanismi del controllo motorio che sono legati a questo aspetto, come per esempio quelli di controllo del carico del peso sul piede, giocano un ruolo essenziale nella locomozione. A differenza degli adulti, che, anche ad elevate percentuali di sollevamento del peso corporeo, mantengono un alto controllo della traiettoria del piede, i bambini durante i primi passi presentano una risposta motoria degli arti inferiori che si modifica significativamente per sollevamenti di oltre il 40% del peso corporeo. La traiettoria del piede, durante la fase di pendolamento, passa da una strategia che si compone di "cammino-sul-posto" (*Stepping in Place*, SIP) più progressione in avanti, nella condizione di locomozione indipendente, ad una strategia che si compone di un movimento del piede di "scalciamento" durante il cammino ad alti livelli di sollevamento del peso corporeo. Questo significa che il sistema di controllo cinematico negli adulti compensa molto bene il peso corporeo, mentre, nei bambini durante i primi passi di cammino indipendente non esiste questo tipo di compensazione a causa della forte immaturità nelle interazioni piede-supporto.

La nostra proposta nell'analisi dei primi passi di cammino indipendente, è che questo *pattern* primitivo, rappresenta un'ottima strategia di partenza, o di transizione, adattata allo stadio iniziale del sistema di controllo che ancora non ha sviluppato bene una rappresentazione interna sia della superficie di supporto nello spazio che della posizione precisa del piede. Per queste ragioni, un "*gait-non-plantigrade*" con un alto sollevamento del piede (componente motoria di cammino sul posto) potrebbe essere una strategia sicura e semplice per non inciampare o cadere, e per ridurre l'effetto della resistenza involontaria del piede ("*foot drag*") e l'assenza di attività di dorsiflessione, che è stata osservata nella transizione tra la fase di appoggio e la fase di pendolamento durante il cammino sul treadmill in questi bambini (Yang *et al.* 2004 [175]), e che è probabilmente sono dovute ad un controllo sopraspinale immaturo nel cammino (Yang e Gorassini 2006 [174]).

Nel corso dello sviluppo del cammino indipendente, i parametri legati alla locomozione mostrano dei significativi cambiamenti; di seguito sono riportati schematicamente alcuni aspetti e parametri che abbiamo studiato:

- lo sviluppo del meccanismo pendolare
- l'emergenza di una relazione di covarianza stabile nella coordinazione degli arti inferiori
- l'andamento della velocità di progressione

- la variabilità tra i passi
- un movimento reciproco delle braccia piuttosto che la posizione di guardia adottata dai bambini
- un "plantigrade-gait" con la presenza dell'evento "contatto del tallone a terra"
- un controllo maturo nella traiettoria del piede durante la fase di pendolamento
- la stabilizzazione del tronco
- compensazione del peso corporeo dal programma locomotorio

tali modificazioni che intervengono in questi parametri possono essere rappresentate graficamente in funzione del tempo trascorso dai primi passi (vedi Fig. 5.1) e le curve di sviluppo mostrano che i cambiamenti più significativi avvengono durante i primi mesi di cammino indipendente.

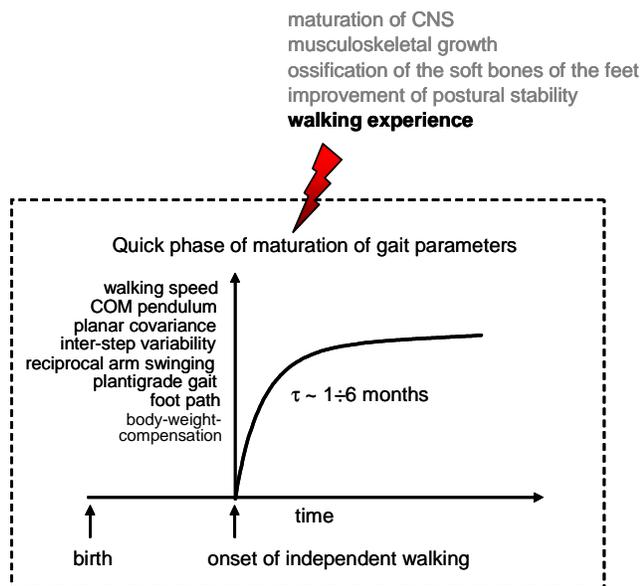


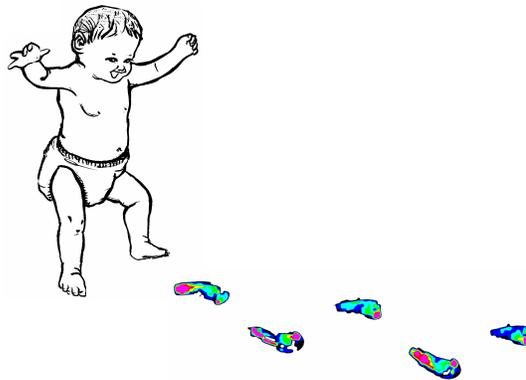
Figura 5.1: Sviluppo del cammino indipendente nei bambini. I cambiamenti più significativi nei parametri legati al cammino, avvengono nei primi mesi di cammino indipendente. La costante di tempo τ è molto piccola (dell'ordine di qualche mese), per molti parametri locomotori.

Possiamo concludere che l'esperienza di cammino indipendente agisce come un *trigger* funzionale nella maturazione della locomozione. Infatti analizzare gli

aspetti legati al cammino, in funzione del livello di maturazione, piuttosto che dell'età anagrafica, mostra in modo più accurato i miglioramenti posturali e del *gait* nel bambino. Analogamente a quello che accade nell'apprendimento di altre abilità motorie, la rapida maturazione della locomozione nel bambino, si accompagna sempre ad una equivalente rapida riduzione della variabilità cinematica. L'alta variabilità, infatti, potrebbe rispecchiare le prove che il sistema nervoso centrale fa per esplorare una grande gamma di differenti soluzioni cinematiche durante lo sviluppo, e l'esperienza di cammino indipendente, in questo contesto, potrebbe accelerare l'abilità del sistema motorio di identificare la soluzione più ottimale.

Infatti, in questo periodo della loro vita, molti bambini ignorano quasi completamente i loro giocattoli, e mostrano come unico interesse quello di esplorare il mondo, ed in qualche modo esplorare le loro nuove abilità locomotorie, spostandosi in modo indipendente da una parte all'altra.

Questo lavoro di ricerca ci ha dato la possibilità di indagare degli aspetti estremamente interessanti nel campo della neurofisiologia dello sviluppo locomotorio; abbiamo tentato di rispondere a quesiti che ci hanno permesso di comprendere, una seppur minima parte, di cosa accade nel bambino quando per la prima volta cammina in un campo gravitazionale in modo indipendente. Questo gettò le base per le ulteriori analisi e i futuri studi nel campo del controllo motorio nel bambino.



Appendice A

Appendici matematiche

Dinamica inversa: La dinamica inversa è una branca specializzata della meccanica, che getta un ponte tra le aree della cinematica e della dinamica. E' il processo mediante il quale, forze e momenti di forza, sono indirettamente determinati dalla cinematica e dalle proprietà inerziali del corpo in movimento. In teoria la dinamica inversa potrebbe anche essere applicata ai corpi fermi, ma di solito viene applicata ai corpi in movimento.

La tecnica della dinamica inversa in biomeccanica è di sviluppo relativamente recente. I primi studi furono condotti da Elftman 1949; in questi studi, non solo furono calcolate le forze nette ed i momenti di forza durante il cammino (1949a) e successivamente sulla corsa (1950), ma anche la potenza prodotta dai momenti di forza (1949b). Più tardi Bresler e Frankel 1955 [24] estesero il tipo di approccio, per includere l'analisi tridimensionale al calcolo delle forze nette e dei momenti delle articolazioni degli arti inferiori.

I momenti di forza, sono il risultato netto di forza muscolare, forza dei legamenti e d'attrito, agenti per alterare la rotazione angolare dell'articolazione. Nel cammino normale, gli angoli alle articolazioni non raggiungono mai i loro limiti estremi, e la forza d'attrito è minima. Perciò, il momento netto, può essere interpretato come dovuto solo alla forza muscolare. Per poter calcolare i momenti di forza è necessario che un solo piede entri in contatto con la piattaforma di forza.

Dalla piattaforma di forza si ricavano le forze di contatto a terra del piede, applicate al centro di pressione (CoP). Dalle costanti antropometriche si ricavano i momenti d'inerzia e la posizione dei centri di massa di ogni segmento, in questo modo si individua il punto in cui è applicata la forza peso del segmento in esame. In Fig.A.1 è schematizzato il segmento piede, con i vettori forza e momenti coinvolti nei calcoli. Usando il principio di D'Alembert sui corpi in movimento, le forze interne (o i momenti) alle articolazioni possono essere espresse direttamente in termini di reazioni di forza (F), di forze di gravità (mg) e forze inerziali (I).

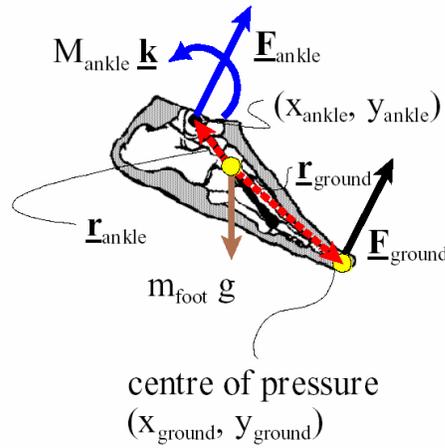


Figura A.1: *Free-Body Diagrams* del piede in cui sono mostrate tutte le forze e i momenti agenti.

Utilizzando la cinematica, le reazioni di forza a terra e le eq.ⁿⁱ di Newton-Eulero si può scrivere:

$$\sum F_x = m \cdot \sum a_x \quad \text{Newton direzione orizzontale} \quad (\text{A.1})$$

$$\sum F_z = m \cdot \sum a_z \quad \text{Newton direzione verticale} \quad (\text{A.2})$$

$$\sum M = I \cdot \ddot{\alpha} \quad \text{Formula di Eulero} \quad (\text{A.3})$$

dove con I viene indicato il momento d'inerzia e con $\ddot{\alpha}$ l'accelerazione angolare del segmento.

I dati d'ingresso per questo tipo di approccio sono la forza di contatto a terra nel piano sagittale, il centro di pressione, i dati antropometrici dei soggetti (tipo lunghezza dei segmenti, massa dei segmenti posizioni relative ai centri di massa dei segmenti e momenti d'inerzia) e il modello cinematico (Bresler e Frankel 1950 [24] e Winter 1991 [169]).

Diverse assunzioni sono fatte in questo modello:

- le giunzioni abbiano poco attrito
- i segmenti possono essere considerati rigidi con tutta la massa concentrata nei loro centri di massa
- l'attrito dell'aria è trascurabile

ma che in genere nell'approssimazione di normale locomozione sono accettabili.

Il segmento del piede è considerato un'unico segmento rigido tra la caviglia e il marker che individua il 5° metatarso.

Le eq.ⁿⁱ utilizzate per calcolare i momenti alle articolazioni degli arti inferiori (caviglia, ginocchio e anca) e le rispettive forze articolari sono le seguenti quantità valide per il segmento i :

$$\begin{cases} F_{xp} = ma_x - F_{xd} & ; & F_{zp} = ma_z + mg - F_{zd} \\ M_p = I_z \ddot{\alpha} - M_d - F_{xp}(z_p - z_{CM}) + F_{zp}(x_{CM} - x_p) + F_{xd}(z_{CM} - z_d) + \\ & - F_{zd}(x_d - x_{CM}) \end{cases} \quad (\text{A.4})$$

indicando con x_{CM} e z_{CM} le coordinate rispettivamente orizzontale e verticale del centro di massa e con F_p e F_d le forze articolari dei punti prossimale e distale del segmento i in esame.

Viene calcolato il momento netto "Support Moment" M_s dato dalla somma algebrica dei momenti alla caviglia, al ginocchio e all'anca (considerando positivo il momento estensivo).

Acronimi

- **CPG** = *Central Pattern Generators*, generatori centrali di schemi motori
- **GMs** = *General Movements*, movimenti di tipo globali
- **PCI** = *Cerebral Palsy*, paralisi cerebrale infantile
- **LGH** = *Left gleno-humeral*, trochite dell'omero sinistro
- **LELB** = *Left elbow*, gomito sinistro
- **LWRI** = *Left wrist*, polso sinistro
- **LIL** = *Left anterosuperior iliac crest*, cresta iliaca antero-posteriore sinistra
- **LGT** = *Left greater trochanter*, grande trocantere del femore sinistro
- **LLE** = *Left lateral femur epicondyle*, epicondilo laterale del femore sinistro
- **LLM** = *Left lateral malleolus*, malleolo laterale sinistro
- **LVM** = *Left fifth metatarso-phalangeal*, V metatarso del piede sinistro
- **RGH** = *Right gleno-humeral*, trochite dell'omero destro
- **RELB** = *Right elbow*, gomito destro
- **RWRI** = *Right wrist*, polso destro
- **RIL** = *Right anterosuperior iliac crest*, cresta iliaca antero-posteriore destra
- **RGT** = *Right greater trochanter*, grande trocantere del femore destro
- **RTH** = *Right thigh*, coscia destra
- **RLE** = *Right lateral femur epicondyle*, epicondilo laterale del femore destro
- **RLM** = *Right lateral malleolus*, malleolo laterale destro

- **RVM** = *Right fifth metatarso-phalangeal*, V metatarso del piede destro
- **CoM** = *Centre of Mass*, centro di massa del corpo
- **GRFs** = *Ground Reaction Forces*, forze di contatto
- **EMG** = *Electromyogram*, elettromiografia
- **SIP** = *Stepping In Place*, cammino sul posto
- **RF** = *Rectus Femoris*, retto femorale
- **HS** = *Hamstring*, gruppo muscolare posteriore della coscia (bicipite femorale, semitendinoso)
- **TA** = *Tibialis Anterior*, tibiale anteriore
- **GC** = *Gastrocnemius*, gastrocnemio
- **CoP** = *Center of Pressure*, centro di pressione
- **SS** = *Single Support*, fase del passo di singolo-supporto, in cui una sola gamba è poggiata a terra
- **FC** = *Foot-Contact*, contatto del piede a terra
- **TO** = *Toe-Off*, evento quando il piede si solleva da terra
- **SS** = *Single-Support*, porzione di tempo all'interno del passo quando un solo piede è in contatto con la terra
- **BWS** = *Body Weight Support*, pratica di sollevamento del peso corporeo
- **LO** = *Lift off*, istante iniziale della fase di pendolamento del passo, quando il piede viene sollevato da terra
- **TD** = *Touch down*, istante fine della fase di pendolamento del passo, quando il piede tocca la terra
- **IWK** = *intermediate walkers*, bambini con poca esperienza di cammino indipendente: tra 1.5 ÷ 5 mesi di esperienza
- **CV** = *Coefficient of Variation*, coefficienti di varianza

Indice analitico

- Attrattore, 12
- Bipedismo, 4
- Central Pattern Generators (CPGs),
42
- Coordinazione inter-segmentale, 53
- Froude Number, 87
- Grasping, 32
- Immaturità dei centri soprasspinali nei
bambini, 36
- Ontogenia e Filogenia, 4
- Organizzazione anatomico-funzionale matura
del cammino, 37
- PCI Paralisi Cerebrale Infantile, 18
- Pendolo Inverso, 61
- Pendolo semplice, 62
- Piano di covarianza, 54
- Reaching, 32
- Riflessi posturali, 26
- Riflessi primitivi, 20
- Sistema di sgravio, 57
- Stereotipie, 31
- Teoria dei sistemi dinamici, 11
- Teoria del maturazionismo, 10
- Teoria dell'elaborazione dell'informazione,
10

Bibliografia

- [1] Gesell A. *Infancy and Human Growth*. Macmillan, 1928.
- [2] K.E. Adolph. Learning in the development of infant locomotion. *Monogr Soc Res Child Dev.*, 62(3):I–VI, 1–158, 1997.
- [3] K.E. Adolph and A.M. Avolio. Walking infants adapt locomotion to changing body dimensions. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 26(3):1148–1166, 2000.
- [4] K.E. Adolph, B. Vereijken, and P.E. ShROUT. What changes in infant walking and why. *Child Dev*, 74(2):475–497, 2003.
- [5] A.N. Ahn, E. Furrow, and A.A. Biewener. Walking and running in the red-legged running frog, *kassina maculata*. *J Exp Biol.*, 207:399–410, 2004.
- [6] R.M. Alexander. Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiol Rev.*, 69(4):1199–1227, 1989.
- [7] K. Amunts, V. Istomin, A. Schleicher, and K. Ziller. Postnatal development of the human primary motor cortex: a quantitative cytoarchitectonic analysis. *Anat. Embryol.*, 192:557–571, 1995.
- [8] O. Andersson and S. Grillner. Peripheral control of the cat’s step cycle. i. phase dependent effects of ramp-movements of the hip during fictive locomotion. *Acta Physiol Scand.*, 113(1):89–101, Sep 1981.
- [9] Andre-Thomas and S. Autgarden. *Locomotion from pre- to post-natal life: How the newborn begins to acquire psychosensory functions*, volume Clinics in Developmental Medicine Vol.24. Spastics Society Medical Education and Information Unit in association with W. Heinemann Medical Brooks, Lavenham Press, UK, 1966.
- [10] C. Assaiante and B. Amblard. Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children: Influence of visual cues. *Experimental Brain Research*, 93(3):499–515, 1993.

-
- [11] C. Assaiante, B.Thomachot, and R. Aurenty. Hip stabilization and lateral balance control in toddlers during the first four months of autonomous walking. *Neuroreport.*, 4(7):875–8, 1993.
- [12] H. Barbeau, D.A. McCrea, M.J. O’Donovan, S. Rossignol, W.M. Gril, and M.A. Lemay. Tapping into spinal circuits to restore motor function. *Brain Res Brain Res Rev.*, 30(1):27–51, Jul 1999. Review.
- [13] L. Barraquer-Bordas. What does the babinski sign have to offer 100 years after its description? *Rev. Neurol. (Paris)*, 154(1):22–7, 1998.
- [14] G.J. Bastien, N.C. Heglund, and B. Schepens. The double contact phase in walking children. *J Exp Biol.*, 206:2967–78., 2003.
- [15] W. Berger, E. Altenmueller, and V Dietz. Normal and impaired development of children’s gait. *Hum Neurobiol.*, 3(3):163–70, 1984.
- [16] N. Bernstein. *The co-ordination and regulation of movements*. Pergamon Press, Oxford, 1967.
- [17] C. Bertsch, H. Unger, W. Winkelmann, and D. Rosenbaum. Evaluation of early walking patterns from plantar pressure distribution measurements. first year results of 42 children. *Gait Posture*, 19(3):235–42, Jun 2004.
- [18] L. Bianchi, D. Angelini, and F. Lacquaniti. Individual characteristics of human walking mechanics. *Pflugers Arch.*, 436(3):343–56, 1998.
- [19] L. Bianchi, D. Angelini, G.P. Orani, and F. Lacquaniti. Kinematic co-ordination in human gait: relation to mechanical energy cost. *J. Neurophysiol.*, 79:2155–2170, 1998.
- [20] N.A. Borghese, L. Bianchi, and F. Lacquaniti. Kinematic determinants of human locomotion. *J. Physiol.*, 194:863–879, 1996.
- [21] L.J. Bouyer and S. Rossignol. Contribution of cutaneous inputs from the hindpaw to the control of locomotion. ii. spinal cats. *J Neurophysiol*, 90(6):3640–3653, 2003.
- [22] D.M. Bramble and D.E. Lieberman. Endurance running and the evolution of *Homo*. *Nature*, 432:345–352, 2004.
- [23] Y. Breniere and B. Bril. Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. *Exp Brain Res.*, 121(3):255–62, 1998.

- [24] E. Bresler, , and J.B. Frankel. The force and moments in the leg during level walking. *J Appl Mech*, 72:27–36, 1950.
- [25] B. Bril and Y. Brenière. *Posture and independent locomotion in early childhood: learning to walk or learning dynamic postural control? In The development of coordination infancy.* Elsevier, Amsterdam, savelsbergh gjp, pp337-358 edition, 1993.
- [26] B.A. Brody, H.C. Kinney, A.S. Kloman, and F.H. Gilles. Sequence of central nervous system myelination in human infancy. i. an autopsy study of myelination. *J. Neuropathol. Exp. Neurol.*, 46:283–301, 1987.
- [27] T. G. Brown. On the activities of the central nervous system of the un-born foetus of the cat; with a discussion on the question whether progression (walking, etc.) is learnt complex. *J. Physiol*, 49, 1915.
- [28] T.G. Brown. The intrinsic factors in the act of progression. in the mammal. *Proc R Soc Lond Ser B.*, 84:308–319, 1911.
- [29] C. Capaday. The special nature of human walking and its neural control. *Trends Neurosci.*, 25:370–376, 2002.
- [30] G.A. Cavagna, P. Franzetti, and T. Fuchimoto. The mechanics of walking in children. *J Physiol*, 343:323–329, 1983.
- [31] G.A. Cavagna and M. Kaneko. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol.*, 268(2):467–81, Jun 1977.
- [32] G.A: Cavagna, F.P. Saibene, and R. Margaria. External work in walking. *J Appl Physiol*, Jan(18):1–9, 1963.
- [33] G.A. Cavagna, H. Thys, and A. Zamboni. The sources of external work in level walking and running. *J. Physiol.*, 262:639–657, 1976.
- [34] G.A. Cavagna, P.A. Willems, and N.C. Heglund. The role of gravity in human walking, pendular energy exchange, external work and optimal speed. *J Physiol*, 528:657–668, 2000.
- [35] R. Cham and M.S. Redfern. Changes in gait when anticipating slippery floors. *Gait Posture.*, 15(2):159–71, 2002.
- [36] G. Cheron, A. Bengoetxea, E. Bouillot, F. Lacquaniti, and B. Dan. Early emergence of temporal co-ordination of lower limb segments elevation angles in human locomotion. *Neurosci Lett.*, 308(2):123–7, 2001.

- [37] G. Cheron, E. Bouillot, and B. Dan. Development of a kinematic coordination pattern in toddler locomotion: planar covariation. *Exp Brain Res*, 137:455–466, 2001.
- [38] J.E. Clark, J. Whital, and S.J. Phillips. Human interlimb coordination: the first 6 months of independent walking. *Dev Psychobiol.*, 21(5):445–56, 1988.
- [39] J.E. Clark and J. Whital. *What is motor development? The lessons of history*. Quest, 1989.
- [40] G. Courtine and M. Schieppati. Tuning of a basic coordination pattern constructs straight-ahead and curved walking in humans. *J Neurophysiol*, 91(4):1524–35., Apr 2004.
- [41] B.L. Davis and P.R. Cavanagh. Simulating reduced gravity: a review of biomechanical issues pertaining to human locomotion. *Aviat Space Environ Med.*, 64:557–566, 1993.
- [42] J.I.P. de Vries and B.F. Fong. Normal fetal motility: an overview. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 27:701–711, 2006.
- [43] J.I.P de Vries, G.H.A. Visser, and H.F.R. Prechtl. The emergence of fetal behaviour. i. qualitative aspects. *Early Hum. Dev.*, 7:301–322, 1982.
- [44] J.I.P de Vries, G.H.A. Visser, and H.F.R. Prechtl. *Fetal motility in the first half of pregnancy. In Continuity of Neural Functions from Prenatal to Postnatal Life*. Edited by H.F.R. Prechtl. Clinics in Development medicine, Spasties International Medical Publications, Oxford, 1984. pp. 46-64.
- [45] M.H. Dickinson, C.T. Farley, R.J. Full, M.A. Koehl, R. Kram, and S Lehman. How animals move: an integrative view. *Science*, 288:100–6, Apr 2000.
- [46] V. Dietz. Proprioception and locomotor disorders. *Nat Rev Neurosci.*, (3(10)):781–90, 2002.
- [47] V. Dietz and G. Colombo. Effects of body immersion on postural adjustments to voluntary arm movements in humans: role of load receptor input. *J Physiol.*, 15(497):849–56, 1996.
- [48] N. Dominici, Y.P. Ivanenko, and F. lacquaniti. Control of foot trajectory in walking toddlers: adaptation to load changes. *J.Neurophysiol*, 2007. In Press.

- [49] J.M. Donelan and R. Kram. The effect of reduced gravity on the kinematics of human walking: a test of the dynamic similarity hypothesis for locomotion. *J Exp Biol.*, 200:3193–31201, 1997.
- [50] J. Duysens, F. Clarac, and H. Cruse. Load-regulating mechanisms in gait and posture: comparative aspects. *Physiol. Rev.*, 80:83–133, 2000.
- [51] J. Duysens and K.G. Pearson. Inhibition of flexor burst generation by loading ankle extensor muscles in walking cats. *Brain Res.*, 187(2):321–32., 1980.
- [52] V.R. Edgerton and R.R. Roy. Invited review: gravitational biology of the neuromotor systems: a perspective to the next era. *J Appl Physiol.*, 89:1224–1231, 2000.
- [53] J.A. Eyre, S. Miller, G.J. Clowry, E.A. Conway, and C. Watts. Functional corticospinal projections are established prenatally in the human foetus permitting involvement in the development of spinal motor centres. *Brain*, 123:51–64, 2000.
- [54] J.A. Eyre, S. Miller, and V. Ramesh. Constancy of central conduction delays during development in man: investigation of motor and somatosensory pathways. *J Physiol*, 434:441–452, 1991.
- [55] C.T. Farley and T.C. Ko. Mechanics of locomotion in lizards. *J Exp Biol.*, 200:2177–2188, 1997.
- [56] CT Farley and TA McMahon. Energetics of walking and running: insights from simulated reduced-gravity experiments. *J Appl Physiol.*, 73:2709–2712, 1992.
- [57] L. Finch, H. Barbeau, and B. Arsenault. Influence of body weight support on normal human gait: development of a gait retraining strategy. *Phys Ther.*, 71(11):842–55; discussion 855–6, 1991.
- [58] R. Fitzpatrick, D. Burke, and S.C. Gandevia. Task-dependent reflex responses and movement illusions evoked by galvanic vestibular stimulation in standing humans. *J Physiol.*, 478:363–72, 1994.
- [59] T.W. Flynn, P.K. Canavan, P.R. Cavanagh, and J.H. Chiang. Plantar pressure reduction in an incremental weight-bearing system. *Phys Ther.*, 77(4):410–416, 1997.
- [60] H. Forssberg. Ontogeny of human locomotor control. i. infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Exp Brain Res.*, 57(3):480–93, 1985.

- [61] H. Forssberg. Neural control of human motor development. *Curr Opin Neurobiol*, 9:676–682, 1999.
- [62] S.M. Garn. *De genetica medica, part II*. Gedda L. Rome: Gregor Mendel Institute, 1966. pp. 415-434.
- [63] E.M. Glaser and D.S. Ruchkin. *Principles of neurobiological signal analysis*. Academic Press. New York, 1976.
- [64] L. Goodman, M.A. Riley, S Mitra, and M.T. Turvey. Advantages of rhythmic movements at resonance: minimal active degrees of freedom, minimal noise, and maximal predictability. *J Mot Behav*, 32(1):3–8, Mar 2000.
- [65] GE Goslow. Electrical activity and relative length changes of dog limb muscles as a function of speed and gait. *J Exp Biol.*, 94:15–42, 1981.
- [66] R. Grasso, Y.P. Ivanenko, M. Zago, M. Molinari, and G. Scivoletto and F. Lacquaniti. Recovery of forward stepping in spinal cord injured patients does not transfer to untrained backward stepping. *Exp Brain Res.*, 157:377–382, 2004.
- [67] R. Grasso, Y.P. Ivanenko, M. Zago, M. Molinari, G. Scivoletto, V. Castellano, V. Macellari, and F. Lacquaniti. Distributed plasticity of locomotor pattern generators in spinal cord injured patients. *Brain*, 127:1019–34, 2004.
- [68] R. Grasso, M. Zago, and F. Lacquaniti. Interactions between posture and locomotion: motor patterns in humans walking with bent posture versus erect posture. *J. Neurophysiol.*, 83:288–300, 2000b.
- [69] T.M. Griffin, N.A. Tolani, and R. Kram. Walking in simulated reduced gravity: mechanical energy fluctuations and exchange. *J Appl Physiol.*, 86(1):383–390, 1999.
- [70] S. Grillner. Control of locomotion in bipeds, tetrapods and fish. *Handbook of Physiology. The Nervous System. Motor Control*. Bethesda, MD: Am. Physiol. Soc., sect. 1, vol.2, part 1:1179–1236, 1981.
- [71] S. Grillner, P. Wallèn N. Dale, L. Brodin, J. Buchanan, and R. Hill. Transmitters, membrane properties and network circuitry in the control of locomotion in the lamprey. *Trends Neurosci.*, 10:34–41, 1987.
- [72] V.S. Gurfinkel, Y.S. Levik, O.V. Kazennikov, and V.A. Selionov. Locomotor-like movements evoked by leg muscle vibration in humans. *Eur J Neurosci.*, 10:1608–1612, 1998.

- [73] H. Haken. *Synergetics: An Introduction : Nonequilibrium Phase Transitions and Self-Organization in Physics, Chemistry, and Biology*. Springer Series in Synergetics, Berlin: Springer, 3rd ed. edition, 1983.
- [74] A. Hallemans, D. De Clercq, S. Van Dongen, and P. Aerts P. Changes in foot-function parameters during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait Posture*, 23(2):142–148, 2006.
- [75] A. Hallemans, D. De Clercq, B. Otten, and P. Aerts. 3d joint dynamics of walking in toddlers. a cross-sectional study spanning the first rapid development phase of walking. *Gait Posture*, 22(2):107–118, 2005.
- [76] A. Hallemans, P. Aerts and B. Otten, P.P. De Deyn, and D. De Clercq. Mechanical energy in toddler gait. a trade-off between economy and stability? *J Exp Biol*, 207(14):2417–31, 2004.
- [77] S.J. Harkema. Neural plasticity after spinal cord injury: application of locomotor training to the rehabilitation of walking. *Prog. Clin. Neurosci.*, 7:455–468, 2003.
- [78] S.J. Harkema, S.L. Hurley, U.K. Patel, P.S. Requejo, B.H.Dobkin, and V.R. Edgerton. Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. *J Neurophysiol.*, 77(2):797–811, 1997.
- [79] N.C. Heglund, G.A. Cavagna, and C.R. Taylor. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. iii. energy changes of the centre of mass as a function of speed and body size in birds and mammals. *J Exp Biol.*, 97:41–56, 1982.
- [80] S. Hesse, M. Konrad, and D. Uhlenbrock. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(4):421–7, Apr 1999.
- [81] G.W. Hiebert, P.J. Whelan, A. Prochazka, and K.J.Pearson. Contribution of hindlimb flexor muscle afferents to the timing of phase transitions in the cat step cycle. *J. Neurophysiol.*, 75:1126–1137, 1996.
- [82] S.M. Ho. Rhythmic motor activity and interlimb co-ordination in the developing pouch young of a wallaby (*macropus eugenii*). *J. Physiol.*, 501:623–636, 1997.
- [83] K.G. Holt, E. Saltzman, C.L. Ho, M. Kubo, and B.D. Ulrich. Discovery of the pendulum and spring dynamics in the early stages of walking. *J Mot Behav*, 38(3):206–218, 2006.

- [84] Y.P. Ivanenko, G. Cappellini, N. Dominici, R.E. Poppele, and F. Lacquaniti. Coordination of locomotion with voluntary movements in humans. *J. Neurosci.*, 25(31):7238–7253, 2005
<http://www.jneurosci.org/cgi/content/full/25/31/7238>.
- [85] Y.P. Ivanenko, N. Dominici, G. Cappellini, B. Dan, G. Cheron, and F. Lacquaniti. Development of pendulum mechanism and kinematic coordination in walking toddlers. *J Exp Biol.*, 207:3797–3810, 2004
<http://jeb.biologists.org/cgi/content/full/207/21/3797>.
- [86] Y.P. Ivanenko, N. Dominici, G. Cappellini, and F. Lacquaniti. Kinematics in newly walking toddlers does not depend upon postural stability. *J Neurophysiol.*, 94(1):754–763, 2005
<http://jn.physiology.org/cgi/content/full/94/1/754>.
- [87] Y.P. Ivanenko, N. Dominici, and F. Lacquaniti. Development of independent walking in toddlers. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, April 2007.
- [88] Y.P. Ivanenko, R. Grasso, and F. Lacquaniti. Neck muscle vibration makes walking humans accelerate in the direction of gaze. *J Physiol*, 525 (Pt 3):803–814, 2000.
- [89] Y.P. Ivanenko, R. Grasso, V. Macellari, and F. Lacquaniti. Control of foot trajectory in human locomotion: role of ground contact forces in simulated reduced gravity. *J. Neurophysiol.*, 87:3070–3089, 2002.
- [90] Y.P. Ivanenko, R.E. Poppele, and F. Lacquaniti. Spinal cord maps of spatiotemporal alpha-motoneuron activation in humans walking at different speeds. *J Neurophysiol.*, 95:602–18, 2006.
- [91] Y.P. Ivanenko, V.L. Talis, and O.V. Kazennikov. Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans. *Eur J Neurosci.*, 11(2):647–54, 1999.
- [92] J.L. Jensen. The puzzles of motor development: How the study of developmental biomechanics contributes to the puzzle solutions. *Infant and Child Development*, 14:501–511, 2005.
- [93] J.L. Jensen, K. Schneider, B.D. Ulrich, R.F. Zernicke, and E. Thelen. Adaptive dynamics of the leg movement patterns of human infants: I. the effects of posture on spontaneous kicking. *J Mot Behav*, 26(4):303–312, 1994.
- [94] R.K. Jensen. Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children. *J. Biomech.*, 5:359–368, 1986.

- [95] K. Kamm, E. Thelen, and J.L. Jensen. A dynamical systems approach to motor development. *Phys Ther.*, 70:763–75, 1990.
- [96] J.A.S. kelso, K.G. Holt, P.N. Kugler, and M.T. Turvey. *On the concept of coordinative structures as dissipative structures: II Empirical lines of convergence*. Tutorials in motor behavior. New York: North-Holland, g.e.stelmach and j. requin edition, 1980.
- [97] F.P. Kendall, E.K. McCreary, and P.G. Provance. *Muscles. Testing and Function.*, volume Williams and Wilkins. Baltimore, MD, 1993.
- [98] H.C. Kinney, B.A. Brody, A.S. Kloman, and F.H. Gilles. Sequence of central nervous system myelination in human infancy. *J Neuropath Exp Neurol*, 47:217–234, 1988.
- [99] J. Konczak and J. Dichgans. The development toward stereotypic arm kinematics during reaching in the first 3 years of life. *Exp Brain Res*, 117:346–354, 1997.
- [100] P.N. Kugler, J.A.S Kelso, and M.T Turvey. *On the concept of coordinative structures as dissipative structures: I Empirical lines of convergence*. Tutorials in motor behavior. New York: North Holland, g.e.stelmach and j. requin edition, 1980.
- [101] P.N. Kugler, J.A.S. Kelso, and M.T. Turvey. *On the control and coordination of naturally developing systems*. The development of movement control and co-ordination. New York: Wiley, j. a. s. kelso and j. e. clark edition, 1982.
- [102] F. Lacquaniti, R. Grasso, and M. Zago. Motor patterns in walking. *News Physiol Sci*, 14:168–174, 1999.
- [103] F. Lacquaniti, Y.P. Ivanenko, and M. Zago. Kinematic control of walking. *Arch Ital Biol.*, 140(4):263–272, 2002.
- [104] T. Lam, C. Wolstenholme, M. van der Linden, M.Y. Pang, and J.F. Yang. Stumbling corrective responses during treadmill-elicited stepping in human infants. *J Physiol.*, 553(Pt 1):319–31, 2003.
- [105] T. Lam, C. Wolstenholme, and J.F. Yang. How do infants adapt to loading of the limb during the swing phase of stepping? *J Neurophysiol*, 89(4):1920–1928, 2003b.
- [106] T. Lamb and J.F. Yang. Could different directions of infant stepping be controlled by the same locomotor central pattern generator? *J Neurophysiol*, 83(5):2814–2824, 2000.

- [107] P. Lasko-McCarthy, A. Beuter, and E. Bide. Kinematic variability and relationships characterizing the development of walking. *Dev Psychobiol.*, 23(8):809–37, 1990.
- [108] M.D. Leakey and R.L. Hay. Pliocene footprints in the laetoli beds at laetoli, northern tanzania. *Nature*, 278:317–323, March 1979.
- [109] A. Ledebt and B. Bril. Acquisition of upper body stability during walking in toddlers. *Dev Psychobiol.*, 36(4), 2000.
- [110] C.R. Lee and C.T. Farley. Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *J Exp Biol*, 201(Pt 21):2935–44, Nov 1998.
- [111] T.M. Lejeune, P.A. Willems, and N.C. Heglund. Mechanics and energetics of human locomotion on sand. *J Exp Biol.*, 201 (Pt 13):2071–80, 1998.
- [112] R. Margaria. *Biomechanics and energetics of muscular exercise*. Clarendon Press, Oxford, 1976.
- [113] G. McCollum, C. Holroyd, and A.M. Castelfranco. Forms of early walking. *J. Theor. Biol.*, 176:373–390, 1995.
- [114] M.B. McGraw. *Growth: A study of Johnny and Jimmy*. Appleton-Century Co., New York, 1935.
- [115] H.B. Menz, S.R. Lord, and R.C. Fitzpatrick. Age-related differences in walking stability. *Age Ageing.*, 32(2):137–42, 2003.
- [116] A.E. Minetti, L.P. Ardigo, F. Saibene, S. Ferrero, and A. Sartorio. Mechanical and metabolic profile of locomotion in adults with childhood-onset gh deficiency. *Eur J Endocrinol*, 142(1):35–41, Jan 2000.
- [117] A.E. Minetti, F. Saibene, L.P. Ardigo, G. Atchou, F. Schena, and G. Ferretti. Pygmy locomotion. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 68(4):285–90, 1994.
- [118] S. Mochon and T.A. McMahon. Ballistic walking. *J Biomech.*, 13(1):49–57, 1980.
- [119] G.D. Muir, J.M. Gosline, and J.D. Steeves. Ontogeny of bipedal locomotion: walking and running in the chick. *J Physiol*, 493(Pt 2):589–601, Jun 1996.
- [120] K. Muller, V. Homberg, and H.G. Lenard. Magnetic stimulation of motor cortex and nerve roots in children. maturation of cortico-motoneuronal projects. *EEG Clin. Neurophysiol.*, 81:63–70, 1991.

- [121] S. Nadeau, D. Gravel, A.B. Arsenault, and D. Bourbonnais. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin Biomech*, 14(2):125–135, 1999.
- [122] R.R Neptune, S.A. Kautz, and F.E. Zajac. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech*, 34(11):1387–1398, 2001.
- [123] D.J. Newman, H.L. Alexander, and B.W. Webbon. Energetics and mechanics for partial gravity locomotion. *Aviat Space Environ Med.*, 65(9):815–23, 1994.
- [124] T. Okamoto, K. Okamoto, and P.D. Andrew. Electromyographic study of newborn stepping in neonates and young infants. *Electromyogr Clin Neurophysiol.*, 41(5):289–96, 2001.
- [125] T. Okamoto, K. Okamoto, and P.D. Andrew. Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking. *Gait Posture*. 2003 Feb;17(1):18-27., 17(1):18–27, 2003.
- [126] G.N. Orlovsky, T.G. Deliagina, and S. Grillner. *Neural control of locomotion from mollusc to man*. Oxford Univ. Press, Oxford, UK, 1999.
- [127] Y. Ouchi, H. Okada, E. Yoshikawa, S. Nobezawa, and M. Futatsubashi. Brain activation during maintenance of standing postures in humans. *Brain.*, 122 (Pt 2):329–38, 1999.
- [128] M.Y. Pang and J.F. Yang. Interlimb co-ordination in human infant stepping. *J Physiol.*, 533(Pt 2):617–25, 2001.
- [129] T. Paus, A. Zijdenbos, K. Worsley, D.L. Collins, J. Blumenthal, J.N. Giedd, J.L. Rapoport, and A.C. Evans. Structural maturation of neural pathways in children and adolescents: in vivo study. *Science*, 283(5409):1908–11, 1999.
- [130] V. Payne and L.D. Isaacs. *Human Motor Development: A Lifespan Approach*. Blacklick, OH: McGraw Hill Companies, 6 edition, 2005.
- [131] K. Pearson and J. Gordon. *Locomotion*, volume Principles of neural science of Kandel ER, Schwartz JH and Jessell TM. McGraw-Hill, New York, 2000. p.737-755.
- [132] K.G. Pearson. Common principles of motor control in vertebrates and invertebrates. *Annu. Rev. Neurosci.*, 16:265–297, 1993.

- [133] K.G. Pearson. Proprioceptive regulation of locomotion. *Curr Opin Neurobiol*, 5:786–791, 1995.
- [134] R. Poppele and G. Bosco. Sophisticated spinal contributions to motor control. *Trends Neurosci.*, May; 26(5):269–76, 2003.
- [135] H.F.R. Prechtl. State of the art of a new functional assessment of the young nervous system. an early predictor of cerebral palsy. *Early Hum. Dev.*, 50:1–11, 1997.
- [136] H.F.R. Prechtl. *The importance of fetal movements. In Neurophysiology and Neuropsychology of Motor Development.* Edited by Connolly KJ, Forsberg H. London: Mac Keitg Press, 1997;42-53.
- [137] R.C. Wagenaar R.E. Van Emmerik and E.E. Van Wegen. Interlimb coupling patterns in human locomotion: are we bipeds or quadrupeds? *Ann N Y Acad Sci.*, 860:539–542, 1998.
- [138] E.P. Richardson. *Myelination in the human central nervous system.*, volume Histology and histopathology of the nervous system. Haymaker W., Adams R.D., Springfield (IL), thomas edition, 1982. pp. 146-173.
- [139] S.R. Robinson and W.P. Smotherman. Fundamental motor patterns of the mammalian fetus. *J. Neurobiol*, 23:1574–1600, 1992.
- [140] M.N. Roncesvalles, M.H. Woollacott, and J.L. Jensen. The development of compensatory stepping skills in children. *J Mot Behav*, 32(1):100–111, Mar 2000.
- [141] M.N. Roncesvalles, M.H. Woollacott, and J.L. Jensen. The development of compensatory stepping skills in children. *J Mot Behav*, 32:100–111, 2001.
- [142] F. Saibene and A.E. Minetti. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol.*, Jan;88((4-5)):297–316, 2003.
- [143] B. Schepens, G.J. Bastien, N.C. Heglund, and P.A. Willems. Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *J Exp Biol.*, 207:587–96., 2004.
- [144] M.A. Schmuckler. *Perception-action coupling in infancy*, volume The development of coordination in infancy. Amsterdam: Elsevier Science, savelsburgh gjp edition, 1993. pp. 137-173.

- [145] K. Schneider and R.F. Zernicke. Mass, center of mass and moment of inertia estimates for infant limb segments. *J. Biomech.*, 25:145–148, 1992.
- [146] G. Scivoletto, Y.P. Ivanenko, B. Morganti, R. Grasso, M. Zago, F. Lacquaniti, J. Ditunno, and M. Molinari. Plasticity of spinal centers in spinal cord injury patients: new concepts for gait evaluation and training. *Neurorehab. and Neural Repair*, 2007. In Press.
- [147] S.H. Scott and D.A. Winter. Biomechanical model of the human foot: kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *J Biomech.*, 23:1091–1104, 1993.
- [148] W.J. Sharrard. The segmental innervation of the lower limb muscles in man. *Ann R Coll Surg Engl.*, 35:106–22, 1964.
- [149] C.S. Sherrington. Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. *J Physiol.*, 40:28–121, 1910.
- [150] M.L. Shik, F.V. Severin, and G.N. Orlovsky. Control of walking and running by means of electrical stimulation of the mesencephalon. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.*, 26(5):549, 1969.
- [151] M.M. Shirley. *The first two years: A study of twenty-five babies*, volume 1: Postural and locomotor development. Minneapolis: University of Minnesota Press, 1931.
- [152] I.A. Solopova, O.V. Kazennikov, N.B. Deniskina, Y.S. Levik, and Y.P. Ivanenko. Postural instability enhances motor responses to transcranial magnetic stimulation in humans. *Neurosci Lett.*, 337(1):25–8, 2003.
- [153] L. Sundermier, M. Woollacott, N. Roncevalles, and J. Jensen. The development of balance control in children: comparisons of emg and kinetic variables and chronological and developmental groupings. *Exp Brain Res.*, 136(3):340–50, 2001.
- [154] D. Sutherland, R. Olshen, E. Biden, and M. Wyatt. *The development of mature walking*, volume Clinics in Devel Med 104/105. Mackeith Press: Oxford Blackwell Scientific Pubs. Ltd, Philadelphia., 1988.
- [155] D.H. Sutherland, R. Olshen, L. Cooper, and S.L. Woo. The development of mature gait. *J Bone Joint Surg Am.*, 62(3):336–53, 1980.
- [156] L. Tesio, D. Lanzi, and C. Detrembleur. The 3-d motion of the centre of gravity of the human body during level walking. i. normal subjects at low

- and intermediate walking speeds. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(2):77–82, Mar 1998.
- [157] E. Thelen. Rhythmical stereotypies in normal human infants. *Animal Behavior*, 27:699–715, 1979.
- [158] E. Thelen. readmill-elicited stepping in seven-month-old infants. *Child Dev*, 57(6):1498–1506, 1986.
- [159] E. Thelen. Kicking, rocking and waving: contextual analysis of rhythmical stereotypies in normal human infants. *Anim Behav*, 29(1):3–11, 1991.
- [160] E. Thelen and D.W. Cooke. Relationship between newborn stepping and later walking: a new interpretation. *Dev Med Child Neurol.*, 29(3):380–93, 1987.
- [161] E. Thelen, D.A. Fisher, and R. Ridley-Johnson. The relationship between physical growth and a newborn reflex. *Infant Behavior and Development*, 7:479–493, 1984.
- [162] E. Thelen and L.B. Smith. *A dynamical system approach to the development of cognition and action*. London: Bradford Brook, 1994.
- [163] E. Thelen, B.D. Ulrich, and J.L. Jensen. *Development of posture and gait across the life span*. Woollacott M, Shumway-Cook A, University of South; Carolina, 1989.
- [164] C.L. Vaughan. Theories of bipedal walking: an odyssey. *J Biomech.*, Apr;36(4):513–23, 2003.
- [165] M. Visintin, H. Barbeau, and N. Korner-Bitensky N.E. Mayo. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke*, 29(6):1122–8, Jun 1998.
- [166] S.R. Wiener-Vacher, A. Ledebt, and B. Bril. Changes in otolith vor to off vertical axis rotation in infants learning to walk. preliminary results of a longitudinal study. *Ann NY Acad Sci*, 781:709–71, 1996.
- [167] P.A. Willems, G.A. Cavagna, and N.C. Heglund. External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol.*, 198:379–93, 1995.
- [168] D. A. Winter. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Phys Ther*, 72(1):45–53, 1992.

- [169] D.A. Winter. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. Waterloo Biomechanics Press, Waterloo, Ontario, 1991.
- [170] D.A. Winter, A.E. Patla J.S. Frank, and S.E. Walt. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther*, 70(6):340–347, 1990.
- [171] N. Yaguramaki and T. Kimura. Acquirement of stability and mobility in infant gait. *Gait Posture*., 16(1):69–77, 2002.
- [172] S. Yakovenko, D.A. McCrea, K. Stecina, and A. Prochazka. Control of locomotor cycle durations. *J Neurophysiol*, 94(2):1057–1065, 2005.
- [173] S. Yakovenko, V. Mushahwar, V. VanderHorst, G. Holstege, and A. Prochazka. Spatiotemporal activation of lumbosacral motoneurons in the locomotor step cycle. *J Neurophysiol*., 87(3):1542–53, 2002.
- [174] J.F. Yang and M. Gorassini. Spinal and brain control of human walking: implications for retraining of walking. *Neuroscientist*, 12(5):379–389, 2006.
- [175] J.F. Yang, T. Lam, M.Y.C. Pang, E. Lamont, and K. Musselman. Infant stepping: a window to the behaviour of the human pattern generator for walking. *Can J Physiol Pharmacol*, 82:662–674, 2004.
- [176] J.F. Yang, E.V. Lamont, and M.Y. Pang. Split-belt treadmill stepping in infants suggests autonomous pattern generators for the left and right leg in humans. *J Neurosci*, 25(29):6869–6876, 2005.
- [177] J.F. Yang, M.J. Stephens, and R. Vishram. Infant stepping: a method to study the sensory control of human walking. *J. Physiol.*, 507(3):927–937, 1998.
- [178] V. Zatsiorsky, V. Seluyanov, and Chugunova L. *In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method.*, volume pp. 186–202. *Biomechanics of Human Movement: Applications in Rehabilitation, Sports and Ergonomics*, edited by N. Berme and A. Cappozzo. Worthington, OH: Bertec, 1990.
- [179] P.R. Zehr. Neural control of rhythmic human movement: the common core hypothesis. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, 31(1):54–60, 2005.
- [180] P.R. Zelazo. The development of walking: new findings and old assumptions. *J Mot Behav.*, 15(2):99–137, 1983.

- [181] P.R. Zelazo, Zelazo N.A., and S. Kolb. "walking" in the newborn. *Science*, 176:314–315, 1972.
- [182] R.F. Zernicke, R.J. Gregor, and B.J. Cratty. Balance and visual proprioception in children. *Hum. Mov. Sci.*, 8:1–13, 1982.

Articoli

Development of pendulum mechanism and kinematic coordination from the first unsupported steps in toddlers

Yuri P. Ivanenko¹, Nadia Dominici^{1,2}, Germana Cappellini¹, Bernard Dan³, Guy Cheron³ and Francesco Lacquaniti^{1,2,4,*}

¹Department of Neuromotor Physiology, IRCCS Fondazione Santa Lucia, via Ardeatina 306, 00179 Rome, Italy, ²Department of Neuroscience, University of Rome Tor Vergata, Via Montpellier 1, 00133 Rome, Italy, ³ISEPK, Université Libre de Bruxelles, Brussels 1050, Belgium and ⁴Centre of Space Bio-medicine, University of Rome Tor Vergata, Via Raimondo 8, 00173 Rome, Italy

*Author for correspondence at address 1 (e-mail: lacquaniti@caspur.it)

Accepted 29 July 2004

Summary

The inverted pendulum model in which the centre of mass of the body vaults over the stance leg in an arc represents a basic mechanism of bipedal walking. Is the pendulum mechanism innate, or is it learnt through walking experience? We studied eight toddlers (about 1 year old) at their first unsupported steps, 18 older children (1.3–13 years old), and ten adults. Two infants were also tested repeatedly over a period of 4 months before the onset of independent walking. Pendulum mechanism was quantified from the kinematics of the greater trochanter, correlation between kinetic and gravitational potential energy of the centre of body mass obtained from the force plate recordings, and percentage of recovery of mechanical energy. In toddlers, these parameters deviated significantly ($P < 10^{-5}$) from those of older children and adults, indicating that the pendulum mechanism is not implemented at the onset of unsupported locomotion. Normalising the speed with the Froude number showed that the percentage of recovery of mechanical energy in

children older than 2 years was roughly similar to that of the adults (less than 5% difference), in agreement with previous results. By contrast, the percentage of recovery in toddlers was much lower (by about 50%). Pendulum-like behaviour and fixed coupling of the angular motion of the lower limb segments rapidly co-evolved toward mature values within a few months of independent walking experience. Independent walking experience acts as a functional trigger of the developmental changes, as shown by the observation that gait parameters remained unchanged until the age of the first unsupported steps, and then rapidly matured after that age. The findings suggest that the pendulum mechanism is not an inevitable mechanical consequence of a system of linked segments, but requires active neural control and an appropriate pattern of inter-segmental coordination.

Key words: locomotion, gravity, pendulum, child.

Introduction

Spatiotemporal dynamics of normal walking in human adults is governed by general principles, including mechanisms of propulsion, stability, kinematic coordination and mechanical energy exchange (Alexander, 1989; Capaday, 2002; Dietz, 2002; Lacquaniti et al., 1999; Poppele and Bosco, 2003; Saibene and Minetti, 2003; Vaughan, 2003; Winter, 1991). One basic mechanism of walking is represented by the inverted pendulum model in which the centre of mass (COM) of the body vaults over the stance leg in an arc (Cavagna et al., 1963, 1976). Kinetic energy in the first half of the stance phase is transformed into gravitational potential energy, which is partially recovered as the COM falls forward and downward in the second half of the stance phase. Recovery of mechanical energy by the pendulum mechanism depends on speed, amounting to a maximum of about 65% around the natural preferred speed (Cavagna et al., 1976).

The principle of dynamic similarity states that geometrically similar bodies that rely on pendulum-like mechanics of movement have similar gait dynamics at the same Froude number, i.e. all lengths, times and forces scale by the same factors (Alexander, 1989). The Froude number (Fr) is given by $Fr = V^2 g^{-1} L^{-1}$, where V is the average speed of locomotion, g the acceleration of gravity, and L the leg length. Fr is directly proportional to the ratio between the kinetic energy and the gravitational potential energy needed during movement. Dynamic similarity implies that the recovery of mechanical energy in subjects of short height, such as children (Cavagna et al., 1983; Schepens et al., 2004), Pygmies (Minetti et al., 1994) and dwarfs (Minetti et al., 2000), is not different from that of normal sized adults at the same Fr . No overt violations of the pendulum mechanism have been reported so far for legged walking on land. It has been demonstrated not only in

humans, but also in a wide variety of animals that differ in body size, shape, mass, leg number, posture or skeleton type, including monkeys, kangaroos, dogs, birds, lizards, frogs, crabs and cockroaches (Ahn et al., 2004; Alexander, 1989; Dickinson et al., 2000; Farley and Ko, 1997; Goslow et al., 1981; Heglund et al., 1982).

The pendulum mechanism might arise from the coupling of neural oscillators with mechanical oscillators, muscle contraction intervening sparsely to re-excite the intrinsic oscillations of the system when energy is lost. But is the pendulum mechanism an innate property of the interaction between the motor patterns and the physical properties of the environment? Or is it acquired with walking experience in the developing child? Previous studies have demonstrated conclusively that the mechanics of walking of children 2–12 years old, in particular the pendular recovery of energy at each step, is very similar to that of the adults when the walking speed is normalised with the Froude number (Bastien et al., 2003; Cavagna et al., 1983; Schepens et al., 2004), though in younger children (from 2 weeks to 6 months after the onset of independent walking) the mechanical energy exchange occurs to a lesser degree (Hallemans et al., 2004). However, to the best of our knowledge, the pendulum mechanism has not been investigated in toddlers who are just beginning independent, unsupported locomotion, roughly around 1 year of age. At that time, toddlers are faced with the novel task of transporting their body in the upright position against full gravitational load. If the pendulum mechanism were an innate property, one would expect to discover it at the onset of unsupported locomotion.

Here we studied walking mechanics in toddlers at their first unsupported steps and in older children (overall age range, 1–13 years). We report that the pendulum mechanism is not implemented by newly walking toddlers, but it develops over the first few months of independent locomotion along with the inter-segmental kinematic coordination. Thus we argue that the pendulum mechanism is not innate, but is learnt through walking experience.

Materials and methods

Subjects

Twenty-six healthy children (13 females and 13 males), 11–153 months of age, and 10 healthy adults [5 females and 5 males, 28 ± 7 (mean \pm s.d.) years old] participated in this study. Informed consent was obtained from all the adults and from the parents of the children. The procedures were approved by the ethics committee of the Santa Lucia Institute and of the University Children Hospital Queen Fabiola, and conformed with the Declaration of Helsinki. The specific laboratory setting and the experimental procedures were adapted to the children so as to result in absent or minimal risk, equal or lower to that of walking at home. Both a parent and an experimenter were always beside the younger children to prevent them from falling. We recorded the very first unsupported steps of eight toddlers (five females and three males), who started to walk at 11, 11, 12.5, 13, 14, 14.5, 14.5 and 15 months, respectively.

Daily recording sessions were programmed around the parents' expectation of the very first day of independent walking, until unsupported locomotion was recorded. When we succeeded in recording this event, the same child was recorded again in order to follow the early maturation of the walking cycle pattern. Supported steps of two of these toddlers (1 male and 1 female) were also recorded between 1.5 and 4 months before the onset of unsupported walking. The other 18 children spanned the range of 0.5–141 months of unsupported walking experience. Information about the age at which each child started independent locomotion was provided by the parents.

Walking conditions

For the recording of the very first steps, one parent initially held the child by hand. Then, the parent started to move forward, leaving the child's hand and encouraging her/him to walk unsupported on the floor. For each subject, about ten trials were recorded under similar conditions. Children generally performed 2–3 steps on the force platform in each trial. They were encouraged to look straightforward and to walk as naturally as possible. Short trials (up to 3 min, depending on endurance and tolerance) were recorded with rest breaks in between. The mean walking speed in toddlers was 1.4 ± 0.7 km h⁻¹ (mean \pm s.d.). Adult subjects were asked to walk at a natural, freely chosen speed (on average it was 3.8 ± 0.4 km h⁻¹), and in additional trials at faster speeds (7.3 ± 0.8 km h⁻¹) and lower speeds (2.4 ± 0.8 km h⁻¹).

Two infants were recorded between 1.5 and 4 months before the onset of unsupported walking while they walked firmly supported by the hand of one of their parents.

Data recording

Kinematics of locomotion (Fig. 1A) was recorded at 100 Hz by means of either the ELITE (BTS, Milan, Italy) or the VICON (Oxford, UK) motion analysis systems. The position of selected points was recorded by attaching passive infrared reflective markers (diameter 1.5 cm or 1.4 cm, for the ELITE and the VICON, respectively) to the skin overlying the following bony landmarks on the right side of the body (Fig. 1A): gleno-humeral joint (GH), the tubercle of the anterosuperior iliac crest (IL), greater trochanter (GT), lateral femur epicondyle (LE), lateral malleolus (LM), and fifth metatarso-phalangeal joint (VM). In half of the children we measured kinematics bilaterally (with the VICON system).

In children and at low speeds in adults, the ground reaction forces (GRFs; F_x , F_y and F_z) under both feet (Fig. 1C) were recorded at 1000 Hz by a force platform (0.9 m \times 0.6 m; Kistler 9287B, Zurich, Switzerland). At natural, higher speeds in adults, the GRFs under each foot were recorded separately by means of two force platforms (0.6 m \times 0.4 m; Kistler 9281B), placed at the centre of the walkway, spaced by 0.2 m between each other in both the longitudinal and the lateral directions. Because of the longitudinal spacing between the two platforms, the left foot could step onto the first platform and the right foot could step onto the second platform. The lateral spacing between the platforms ensured that one foot only stepped on

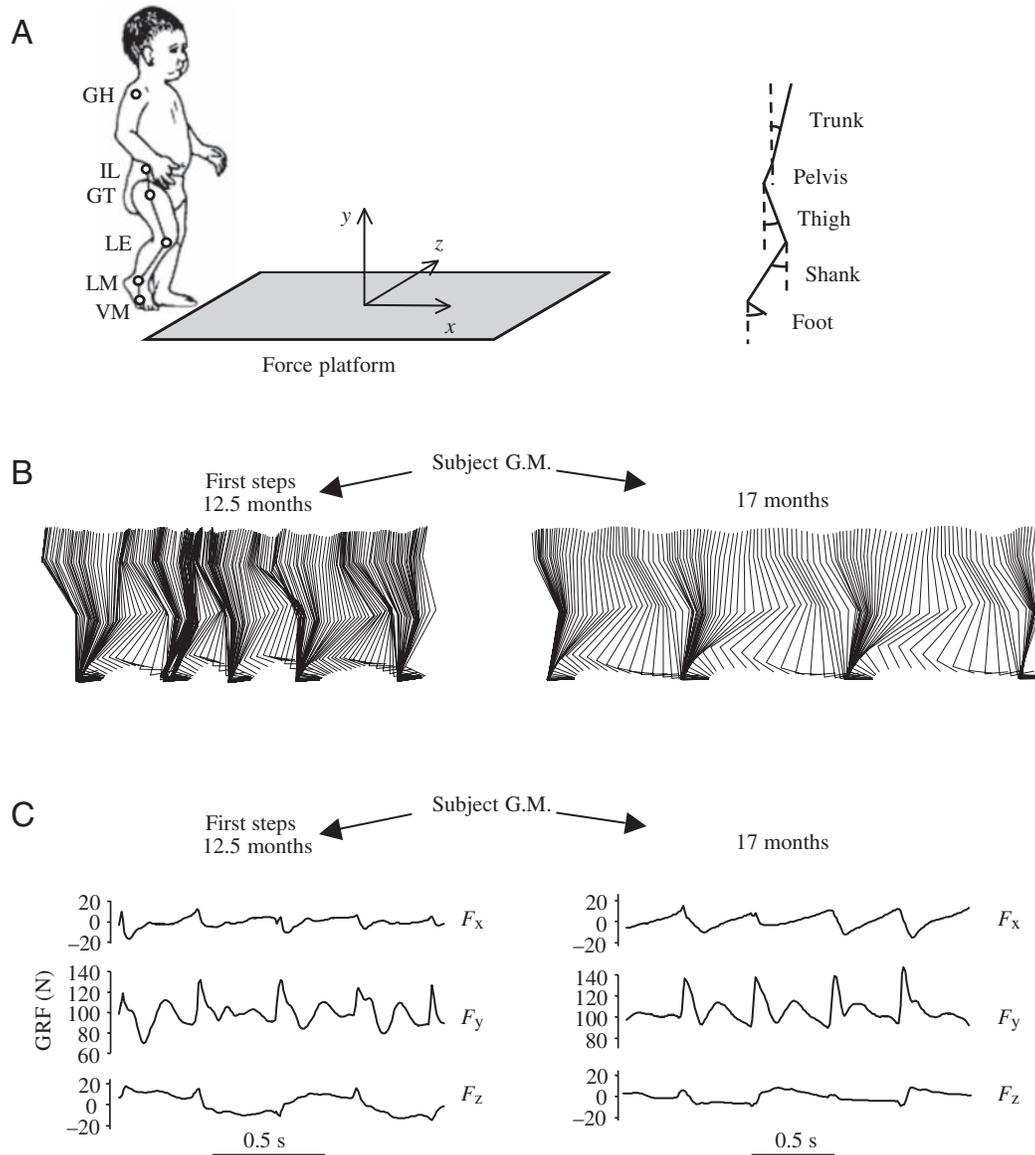


Fig. 1. Kinematic and kinetic recordings. (A) Experimental setup. Kinematic data were measured by monitoring markers on the gleno-humeral joint (GH), ilium (IL), greater trochanter (GT), lateral femur epicondyle (LE), lateral malleolus (LM), and fifth metatarso-phalangeal joint (VM). Trunk, pelvis, thigh, shank and foot are the limb segments identified by these markers. Elevation angles were computed relative to the vertical. Ground reaction forces were measured by force platforms along x, y, z axes. (B) Sagittal stick diagrams and (C) force platform measurements at two stages of early walking in the same child (subject G.M.): at 12.5 months (first independent steps), and at 17 months.

each of them. Sampling of kinematic and kinetic data was synchronized.

At the end of the recording session, anthropometric measurements were taken on each subject. These included the mass (m) and stature of the subject, the length and circumference of the main segments of the body (17 segments, according to the procedure of Schneider and Zernicke 1992).

Data analysis

Systematic deviations of gait trajectory relative to the x -direction of the recording system were corrected by rotating the x, z axes by the angle of drift computed between start and

end of the trajectory. In the following, we will denote the variables in the forward direction with the subscript f , in the lateral direction with the subscript l and in the vertical direction with the subscript v . The body was modelled as an interconnected chain of rigid segments: GH–IL for the trunk, IL–GT for the pelvis, GT–LE for the thigh, LE–LM for the shank, and LM–VM for the foot (Fig. 1A). The main limb axis was defined as GT–LM. The elevation angle of each segment (including the limb axis) corresponds to the angle between the segment projected on the sagittal plane and the vertical (positive in the forward direction, i.e. when the distal marker falls anterior to the proximal one). In addition to the absolute

elevation angles, the relative angles of flexion–extension between two adjacent limb segments were also computed. The abduction angle corresponds to the angle between the segment projected on the frontal plane and the vertical (positive in the lateral direction). Walking speed was measured by computing the mean velocity of the horizontal IL marker movement. The length of the lower limb (L) was measured as thigh (GT–LE) plus shank (LE–LM) length.

Gait cycle duration was defined as the time interval T between two successive maxima of the elevation angle of the main limb axis of the same limb, and stance phase as the time interval between the maximum and minimum values of the same angle (Borghese et al., 1996). Thus, a gait cycle (stride) referred to a cyclic movement of one leg, and equalled two steps. When subjects stepped on the force platforms, these kinematic criteria were verified by comparison with foot strike and lift-off measured from the changes of the vertical force around a fixed threshold. In general, the difference between the time events measured from kinematics and the same events measured from kinetics was less than 3%. However, the kinematic criterion sometimes produced a significant error in the identification of stance onset in toddlers, due to an unusual forward foot overshoot at the end of swing (since the trajectory of the foot differed from that of adults: sometimes the toe reached its maximal height in front of the body and then the foot just hit the ground; see Forssberg, 1985). In such cases, foot contact was determined using a relative amplitude criterion for the vertical displacement of the VM marker (when it elevated by 7% of the limb length from the floor). In all experiments data from each gait cycle were time interpolated to fit a normalized 200-points time base.

Inter-segmental coordination

The inter-segmental coordination was evaluated in position space as previously described (Borghese et al., 1996; Bianchi et al., 1998a). In adults, the temporal changes of the elevation angles at the thigh, shank and foot covary during walking. When these angles are plotted one vs the others in a 3-D graph, they describe a path that can be fitted (in the least-square sense) by a plane over each gait cycle. Here, we studied the development of the gait loop and its associated plane in children. To this end, we computed the covariance matrix of the ensemble of time-varying elevation angles (after subtraction of their mean value) over each gait cycle. The three eigenvectors \mathbf{u}_1 – \mathbf{u}_3 , rank-ordered on the basis of the corresponding eigenvalues, correspond to the orthogonal directions of maximum variance in the sample scatter. The first two eigenvectors \mathbf{u}_1 , \mathbf{u}_2 , lie on the best-fitting plane of angular covariation. The third eigenvector (\mathbf{u}_3) is the normal to the plane and defines the plane orientation. For each eigenvector, the parameters u_{it} , u_{is} and u_{if} correspond to the direction cosines with the positive semi-axis of the thigh, shank and foot angular coordinates, respectively. The orientation of the covariation plane in each child was compared both across all steps and with the mean orientation of the corresponding plane of all the adults.

Kinetic and potential energies of the COM in the sagittal plane

To compare our data with those previously obtained in children by Cavagna et al. (1983) and Schepens et al. (2004), we used a similar method to compute the changes of the instantaneous kinetic and potential energies of the COM from the force platform data. The vertical (F_v) and forward (F_f) components of the ground reaction forces (Fig. 1C) were used to calculate the vertical (a_v) and forward (a_f) acceleration of the COM, respectively:

$$F_f = ma_f \quad (1)$$

and

$$F_v - P = ma_v, \quad (2)$$

where m is the body mass and P is the body weight (mg).

Equations 1 and 2 were integrated digitally in order to obtain the changes in the vertical (V_v) and forward (V_f) velocity of the COM:

$$V_f = \frac{1}{m} \cdot \int F_f dt + c \quad (3)$$

$$V_v = \frac{1}{m} \cdot \int (F_v - P) dt + c, \quad (4)$$

where c is a constant.

The integration constants were found by calculating the mean speed of the IL marker over the analysed stride on the assumption that this parameter is equal to the mean speed of the COM; this is reasonable since the location of the ilium marker is close to the COM and the displacements of the COM within the body are small. The mean vertical velocity (integration constant) was taken equal to zero on the assumption that upward and downwards vertical displacements are equal.

Equation 4 was integrated to obtain the vertical displacement of the COM (h):

$$h = \int V_v dt + c. \quad (5)$$

The integration constant is arbitrary and was taken equal to 0. The instantaneous potential energy (E_p) was calculated as $E_p = mgh$. The instantaneous kinetic energy (E_k) of the COM was calculated as $E_k = \frac{1}{2}mV_f^2 + \frac{1}{2}mV_v^2$. Environmental forces other than gravity (such as air resistance) can be neglected in low speed locomotion (Cavagna and Kaneko, 1977), and were not considered here. The cross-correlation function ($R_{\alpha\beta}$) between E_k and E_p waveforms was computed to quantify their phase shift ϕ by means of the following formula:

$$R_{\alpha\beta}(\Delta) = \frac{\int \alpha(t) \cdot \beta(t + \Delta) dt}{\sqrt{\int \alpha^2(t) dt \cdot \int \beta^2(t) dt}}, \quad (6)$$

where α and β are the two waveforms (after subtraction of the respective means) and Δ is the time lag between the two signals. The numerator corresponds to the power of the common signal in α and β , and it is scaled to the product of total signal power (i.e. the autocovariance at 0 lag, the

denominator) so that the cross-correlation ranges from -1 to 1 . A peak detection algorithm was used to determine the lowest (negative) correlation peak and its corresponding time lag ϕ . By convention, positive ϕ values indicate a lead of E_k waveform relative to E_p waveform, whereas negative values indicate a lag. Phase shift ϕ was expressed in percent of gait cycle.

Positive external work and recovery of mechanical energy

The total mechanical energy of the COM (E_{ext}) was the sum of E_k and E_p waveforms over a stride. The positive external work (W_{ext}) was the sum of the increments in E_{ext} over a stride (Cavagna et al., 1976). Similarly W_v and W_f were the positive vertical and forward works, respectively, obtained by the summation, over a stride, of all the increases in vertical ($mgh + \frac{1}{2}mV_v^2$) and forward ($\frac{1}{2}mV_f^2$) energies of the COM. To minimise errors due to noise, the increments in mechanical energy were considered to represent positive work actually done only if the time between two successive maxima was greater than 20 ms. For older children and adults, the records of E_k and E_p do not extend to the whole cycle. Therefore, we replaced a missing initial double support phase at the beginning of stance using the data from the double-support phase at the end of stance under the assumption of a symmetrical gait in older children and adults.

To estimate the ability to save mechanical energy, we used the percentage of recovery R (Cavagna et al., 1976):

$$R = \left(\frac{W_v + W_f - W_{\text{ext}}}{W_v + W_f} \right) \times 100. \quad (7)$$

Energy analysis in the frontal plane

The classical analysis of the inverted pendulum only involves sagittal components of body motion (Cavagna et al., 1976, 1983; Saibene and Minetti, 2003). In normal adults, it has been shown that the lateral component of kinetic energy of the COM is essentially negligible compared with the sagittal components (Tesio et al., 1998). In toddlers, however, the contribution of the lateral component might be higher due to postural instability in the frontal plane. Therefore, in addition to the measurements in the sagittal plane, we also computed the changes in total mechanical energy of COM including lateral E_k (Tesio et al., 1998), $E_p + \frac{1}{2}mV_f^2 + \frac{1}{2}mV_v^2 + \frac{1}{2}mV_l^2$, where V_l is the instantaneous velocity in the lateral direction. The mean lateral velocity (integration constant) was taken equal to zero on the assumption that left and right lateral displacements are equal. This is reasonable since systematic deviations of gait trajectory relative to the x -direction of the recording system and ground reaction forces (x and z) were corrected by rotating the x, z axes by the angle of drift computed between start and end of the trajectory. The percentage of recovery of total mechanical energy of COM (R_1) was computed as:

$$R_1 = \left(\frac{W_v + W_f + W_l - W_{\text{ext}}}{W_v + W_f + W_l} \right) \times 100, \quad (8)$$

where W_l (positive lateral work) was obtained by summing (over a stride) all the increases of lateral mechanical energy ($\frac{1}{2}mV_l^2$).

Positive internal work due to segment movements relative to COM

Here the methods were similar to those used by Willems et al. (1995). Mass (m_i), position of the centre of mass (\mathbf{r}_i), and moment of inertia (I_i) in the sagittal plane of each body segment i were derived using measured kinematics, anthropometric data taken on each subject (see above), and regression equations proposed by Schneider and Zernicke (1992) for infants less than 2 years, Jensen (1986) for older children, and Zatsiorsky et al. (1990) for adults. Seven body segments were included in the analysis of internal work: HAT (head, arms and trunk), thigh, shank and foot of right and left lower limbs. We computed the angular velocity (ω_i) of each segment and the translational velocity (\mathbf{v}_i) of its centre of mass relative to COM. COM position was derived as:

$$\text{COM} = \frac{\sum_i^n m_i \cdot \bar{\mathbf{r}}_i}{\sum_i^n m_i}. \quad (9)$$

The kinetic energy of each segment ($E_{k,i}$) due to its translation relative to COM and its rotation was then computed as the sum of its translational and rotational energy: $E_{k,i} = \frac{1}{2}m_i\mathbf{v}_i^2 + \frac{1}{2}I_i\omega_i^2$. The kinetic energy vs time curves of the segments in each limb were summed. The internal work due to the movements of the limbs and HAT was then calculated by adding the increments in their kinetic energy waveforms. As before, the increments in kinetic energy were considered to represent positive work actually done only if the time between two successive maxima was greater than 20 ms. Net internal work (W_{int}) was finally estimated as the sum of internal work for each limb and for the HAT. This procedure allowed energy transfers between segments of the same limb, but disallowed any energy transfers between different limbs and trunk (Schepens et al., 2004; Willems et al., 1995).

We could not measure the internal work made by one leg against the other during double contact (Bastien et al., 2003), because infants stepped on one platform only. However, this work contributes less than 10% of total power spent during walking both in adults and children (Schepens et al., 2004). Also, the internal mechanical work done for stretching the series elastic components of the muscles during isometric contractions, to overcome antagonistic co-contractions, viscosity and friction, cannot be directly measured.

Age-related changes

The time course of changes of kinematic and kinetic parameters as a function of age was fitted by an exponential function: $y = -a \cdot e^{-t/\tau} + b$, where y was the specific parameter under investigation, t was the time since onset of unsupported walking, τ was the time constant, and a, b , two constants. To avoid an unrealistic fit due to the dispersion of data

corresponding to the very first steps in toddlers, data were fitted using the mean value at $t=0$.

Statistics

Statistical analysis (Student's unpaired t -tests and analysis of variance, ANOVA) was used when appropriate. Reported results are considered significant for $P < 0.05$. Statistics on correlation coefficients was performed on the normally distributed, Z -transformed values. Spherical statistics on directional data (Mardia, 1972) were used to characterize the mean orientation of the normal to the covariation plane (see above) and its variability across steps. To assess the variability, we calculated the angular standard deviation (called spherical angular dispersion) of the normal to the plane.

Results

Hip kinematics

In walking adults, the hip vaults over the stance leg as an inverted pendulum (Fig. 2A). Both hips are simultaneously lifted during mid-stance of the load-bearing leg, twice in each gait cycle. As a result, we found two peaks in the temporal profile of vertical hip position (GT_y and IL_y) over each gait cycle, in coincidence with mid-stance of the right and left leg, respectively (Fig. 2B, rightmost panel). The amplitude of these two peaks was similar, indicating comparable bilateral lift of the hip. Fourier series expansion of GT_y revealed a clear dominance of the second harmonic (Fig. 2C). The percent of GT_y variance explained was $13 \pm 7\%$ (mean \pm s.d., $N=10$) and $80 \pm 7\%$ for the first and second harmonic, respectively. In

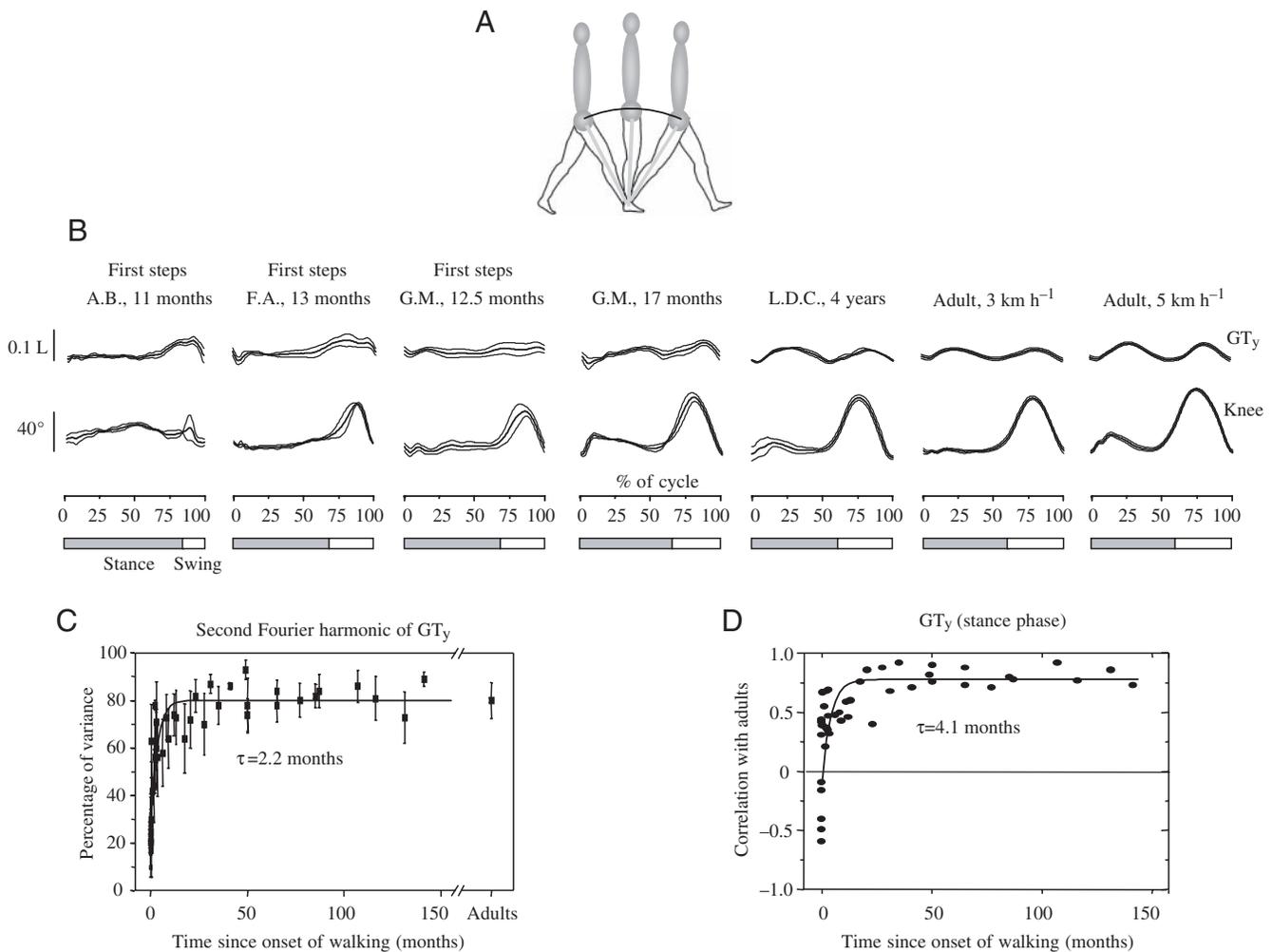


Fig. 2. Kinematics of the pendulum mechanism. (A) Schematic representation of the inverted pendulum: the hip vaults over the stance limb. (B) Ensemble averages (\pm s.d., $N=5$ steps) of vertical hip displacement (GT_y) and knee joint angle in children of different age, and in a representative adult walking at two different speeds (right panels). Data are plotted vs the normalised gait cycle. Each record begins with the right foot strike. GT_y is expressed in relative units (normalised by the limb length L). (C) Percent of variance (\pm s.d.) of GT_y data explained by the second Fourier harmonic is plotted as a function of the time after the onset of independent walking. The values for the adult group were obtained by computing the mean (\pm s.d.) from the pooled data obtained for walking at natural, freely chosen speed (on average, 3.8 ± 0.4 km h⁻¹). (D) Correlation coefficient between GT_y data in children and the corresponding ensemble average in adults during stance. For both C and D, the time course of changes with age was fitted by an exponential function ($r=0.93$ and 0.87 in C and D, respectively). τ , the corresponding time constant.

theory, the leg could be kept rigid in the inverted pendulum by locking the knee joint during stance (Fig. 2A). We found that the changes of knee joint angle were small at low speeds, but became appreciable at higher speeds ($>3 \text{ km h}^{-1}$, Fig. 2B). The peak-to-peak GT_y amplitude also increased monotonically with speed, being $0.023 \pm 0.003L$ (mean \pm s.d., $N=10$) at 1 km h^{-1} , $0.033 \pm 0.005L$ at 3 km h^{-1} , $0.050 \pm 0.007L$ at 5 km h^{-1} , and $0.068 \pm 0.014L$ at 7 km h^{-1} .

In toddlers at the onset of unsupported locomotion, GT_y oscillations were more variable from step to step than in adults. Their mean profile systematically differed from that of the adults (Fig. 2B, leftmost panels). Thus, the first peak in GT_y of the adults (corresponding to the stance phase of the ipsilateral leg) was absent in toddlers even though the knee joint was often locked during stance (Fig. 2B, subjects F.A. and G.M.). Instead, the GT_y peak corresponding to the second peak of the adults was generally present in toddlers and reflected a lift of the hip joint during swing relative to the contralateral hip joint of the load-bearing leg. This observation was confirmed during bilateral kinematic recordings and it also applied to the IL markers; therefore, it cannot depend on a misplacement of the GT marker relative to the centre of joint rotation. In toddlers, the percent of GT_y variance explained was $56 \pm 9\%$ (mean \pm s.d., $N=8$) and $22 \pm 4\%$ for the first and second harmonic, respectively, indicating a dominance of the first harmonic, in contrast with the dominance of the second harmonic in adults. The hip of the swinging limb was raised by a few centimetres above the hip of the contralateral load-bearing limb. Bilateral coordination of the two hip joints in toddlers, therefore, differs markedly from that of walking adults, and instead is

reminiscent of that observed for stepping in place in adults. A few months after the onset of unsupported locomotion, the first peak of GT_y at mid-stance became recognizable and was fully developed in older children (see central panels in Fig. 2B).

Age-related changes of kinematic parameters related to the pendulum mechanism are presented in Fig. 2C,D for the whole population of subjects. Both the power of the second harmonic of GT_y (Fig. 2C) and the correlation coefficient between GT_y in children and GT_y in adults (Fig. 2D) were low at the onset of unsupported walking and increased rapidly afterwards. Changes with age were fitted by an exponential function (see Materials and methods). The time constant was fast both for the changes of the second harmonic ($\tau=2.2$ months) and for the correlation with the ensemble average in adults ($\tau=4.1$ months).

Mechanical energy

The pendulum mechanism has both kinematic and kinetic consequences for walking (Alexander, 1989; Cavagna et al., 1976). We computed the changes of mechanical energy of COM from force platform recordings (see Materials and methods). In adults (Fig. 3B,C, rightmost panel), kinetic energy (E_k) tends to fluctuate out of phase with gravitational potential energy (E_p) and with vertical hip displacements. Between touch-down and mid-stance, the forward velocity of the COM decreases as the trunk arcs upwards over the stance foot. In this phase, E_k is converted to E_p . During the second half of the stance phase, the COM moves downwards as the forward velocity of the COM increases. In this phase, E_p is converted back into E_k . Energy exchange by the inverted pendulum mechanism reduces the mechanical work required from the

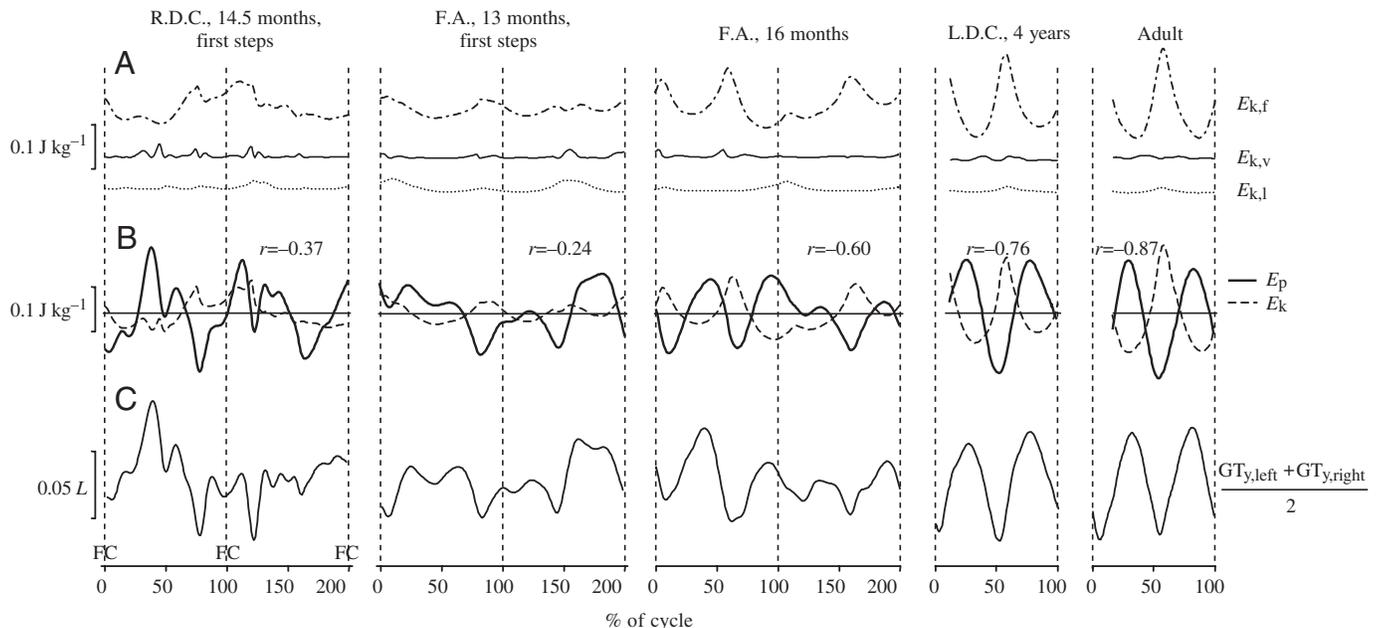


Fig. 3. Changes of vertical hip displacement $(GT_{y,left} + GT_{y,right})/2$ (C), gravitational potential energy (E_p) (B) and kinetic energy (E_k) (A,B) of COM during walking in children of different age, and in a representative adult. The upper three traces show the forward ($E_{k,f}$), vertical ($E_{k,v}$) and lateral ($E_{k,l}$) kinetic energies of COM. E_k (B) refers to the kinetic energy in the sagittal plane (sum of $E_{k,f}$ and $E_{k,v}$) that we used to characterize the classic pendulum behaviour in the sagittal plane. Dotted vertical lines correspond to foot contact (FC) of one leg. For older children and adults, the recordings of E_k and E_p do not extend to the whole cycle. Correlation coefficient between E_p and E_k is indicated for each trial.

muscular system by an amount that depends on walking speed (Cavagna et al., 1976). Positive work is necessary to push forward the COM during early and late stance, to complete the vertical lift during mid-stance, and to swing the limbs forward.

At the onset of unsupported locomotion, all toddlers failed to demonstrate a prominent energy transfer (Fig. 3B, leftmost panels). In general, the changes of E_p and E_k were very irregular, with a variable phase relation between each other. Peak-to-peak changes of E_k were often smaller than the corresponding changes of E_p (in part due to a low walking speed). A few weeks following the onset of unsupported locomotion, children started to display a clear pendulum-like exchange of E_p and E_k in each step (central panels in Fig. 3B).

To quantify this energy exchange over each step, we computed the correlation coefficient r between E_k and E_p waveforms, their phase shift ϕ , the percentage of energy recovery R (Equation 7), and the external work W_{ext} performed per unit distance and unit mass (Fig. 4A–D). In an ideal pendulum, E_k changes are exactly equal and opposite to E_p changes: thus $r=-1$, $\phi=0\%$, $R=100\%$ and $W_{\text{ext}}=0$. In our sample of adults walking at natural speed (3.8 ± 0.4 km h⁻¹), we found: $r=-0.85\pm 0.05$, $\phi=1.0\pm 1.7\%$, $R=64\pm 4\%$ and $W_{\text{ext}}=0.32\pm 0.04$ J kg⁻¹ m⁻¹. In toddlers at the onset of unsupported locomotion (1.4 ± 0.7 km h⁻¹), instead, we found: $r=-0.39\pm 0.15$, $\phi=-2.2\pm 8.5\%$, $R=28\pm 7\%$, and $W_{\text{ext}}=0.97\pm 0.20$ J kg⁻¹ m⁻¹. The mean values of these parameters in toddlers were significantly ($P<10^{-5}$, Student's unpaired t -test) different from those in adults, except for ϕ values. ϕ values exhibited a very large step-by-step variability

in toddlers: the mean s.d. of ϕ values computed over all steps in each toddler was $27.5\pm 6.2\%$, whereas it was $1.8\pm 0.9\%$ in adults. Percentage of energy recovery R computed from Equation 7 only includes the components in the sagittal plane. We also computed R_1 from Equation 8, including lateral components. The relative amplitude of changes in the kinetic energy in the lateral direction (Fig. 3A) was somewhat higher in the toddlers ($31\pm 10\%$ of total kinetic energy oscillations) than in the adults ($6\pm 3\%$), likely due to a higher instability in the lateral direction and/or a wider step width (Assaiante et al., 1993; Bril and Brenière, 1993). The values of the energy recovery R_1 were $65\pm 4\%$, and $36\pm 4\%$ in adults and toddlers, respectively. Also the internal work W_{int} performed per unit distance and unit mass was significantly ($P<10^{-5}$) higher in toddlers (0.74 ± 0.09 J kg⁻¹ m⁻¹) than in adults (0.27 ± 0.06 J kg⁻¹ m⁻¹) walking at natural speed (1.4 ± 0.7 km h⁻¹ in toddlers, 3.8 ± 0.4 km h⁻¹ in adults).

Age-related changes of parameters related to energy exchange are presented in Fig. 4A–D for the whole population of subjects. They were fitted by exponential functions with fast time constants (2.3–5.1 months, Fig. 4A,C,D), closely comparable to those computed for the changes of kinematic parameters (Fig. 2B,C). The changes of W_{int} (J kg⁻¹ m⁻¹) also were well fitted by an exponential (Fig. 4E, time constant of 2.8 months).

Relation with speed

In principle, the low recovery of mechanical energy of COM in toddlers could be due to their low height and low gait speed. It is known that at a given speed the net mass-specific mechanical work of locomotion is greater the smaller the

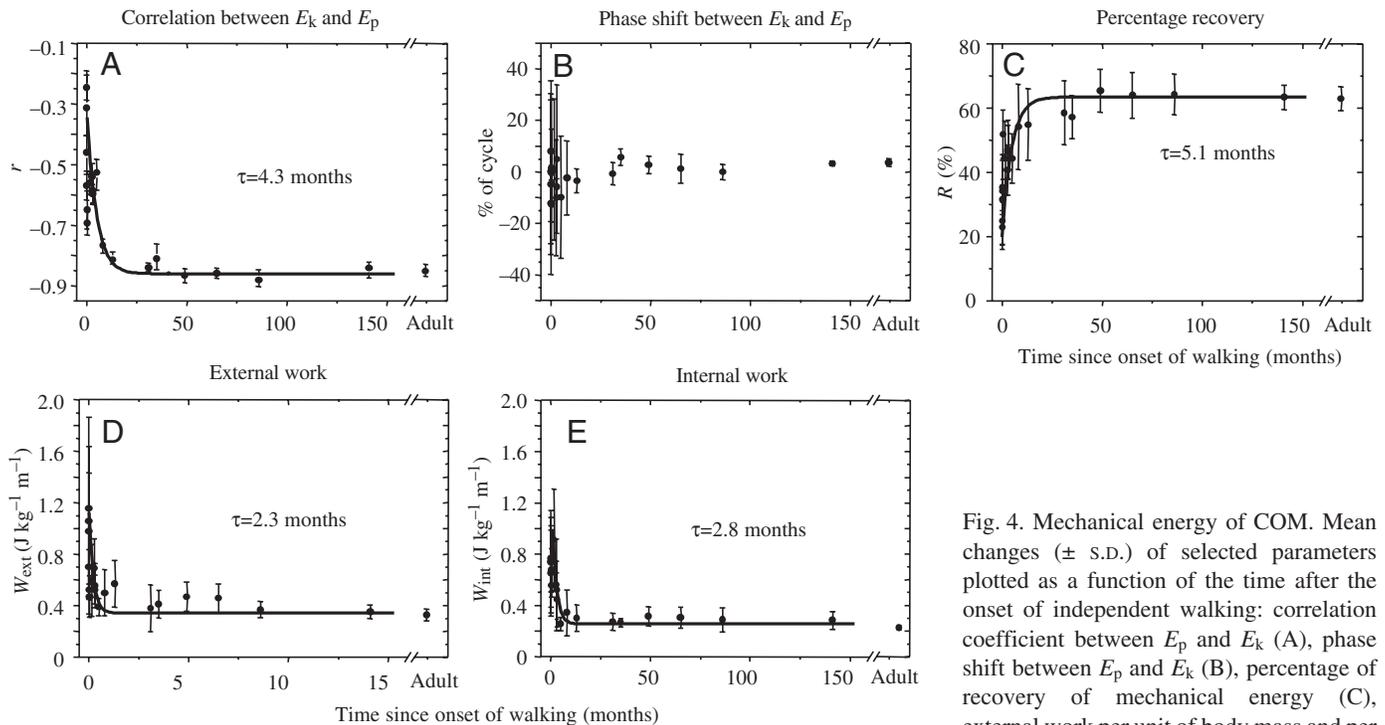


Fig. 4. Mechanical energy of COM. Mean changes (\pm s.d.) of selected parameters plotted as a function of the time after the onset of independent walking: correlation coefficient between E_p and E_k (A), phase shift between E_p and E_k (B), percentage of recovery of mechanical energy (C), external work per unit of body mass and per unit distance (W_{ext} ; D) and internal work per unit of body mass and per unit distance (W_{int} ; E). The time course of changes with age was fitted by an exponential function ($r=0.93$, 0.89 , 0.87 and 0.92 for A, C, D and E, respectively). Data refer to walking at natural speed.

height of the subject, and the slower the speed of locomotion (Alexander, 1989; Cavagna et al., 1983; Saibene and Minetti, 2003). The Froude number (Fr) is a dimension-less parameter suitable for the comparison of locomotion in subjects of different size walking at different speed (Alexander, 1989). Subjects with a dynamically similar locomotion are expected to output comparable values of mechanical power when walking with the same Fr . Thus, children between 2 and 12 years of age (Cavagna et al., 1983; Schepens et al., 2004), adult Pygmies (Minetti et al., 1994) and dwarfs (Minetti et al., 2000) have the same percentage of recovery R (Equation 7) of mechanical energy as normal-sized adults when they walk at the same Fr value. Typically, R peaks at $\approx 65\%$ at $Fr \approx 0.3$, and falls off at lower and higher Fr values (see fig. 10 in Saibene and Minetti, 2003).

Fig. 5A shows the R vs Fr function for our toddlers at the first unsupported steps, 1–5 months later, for children older than 2 years of age, and for adults (the data of children after the onset of independent locomotion, younger than 2 years of age are not shown). Adults walked at speeds that covered a wide range of Fr values, yielding an R vs Fr function comparable to published data (Saibene and Minetti, 2003). In general, the data points of older children roughly overlapped those of the adults, in agreement with previous results (Cavagna et al., 1983; Schepens et al., 2004). However, on average R values of children were slightly but significantly lower than those of the adults. Over the 0.07–0.42 range of Fr values, R was $62\pm 7\%$ in children and $65\pm 4\%$ in adults. Two-factor ANOVA on R values over that range of Fr values (discretised in 5 intervals) revealed a significant effect of subject group (children versus adults, $P < 0.03$), but no significant effect of Fr value ($P = 0.14$) or interaction ($P = 0.31$).

Toddlers at the first unsupported steps never walked faster than $Fr = 0.14$. Their data points fell systematically below those of both older children and adults for comparable values of Fr .

Over the 0.07–0.14 range of Fr values, R was $35\pm 8\%$ in toddlers and $61\pm 9\%$ in older children ($P < 10^{-7}$). As for the comparison with the adults, we performed a two-factor ANOVA on R values of toddlers and adults for the 0.04–0.14 range of Fr values (discretized in 5 intervals), and found a significant effect of both Fr value ($P < 10^{-7}$) and subject group (toddler vs adult, $P < 10^{-7}$), as well as a significant interaction ($P < 0.0005$) consistent with the lower slope of the R vs Fr function in toddlers than in adults (Fig. 5A).

As another index of energy exchange, we considered the values of the correlation coefficient r between E_k and E_p (see previous section) plotted vs Fr values (Fig. 5B). Once again, the data points of older children roughly overlapped those of the adults, whereas the data of toddlers were systematically different. Two-factor ANOVA on r values for the 0.04–0.14 range of Fr values showed a significant effect of subject group (toddler vs adults, $P < 10^{-6}$), but no significant effect of Fr value ($P = 0.89$) or interaction ($P = 0.45$).

It might be questioned how the equivalent speeds should be computed. Thus, the toddlers are not geometrically similar to the adults. The COM is located higher in the toddlers (approximately at the level of the sternum) than in the adults (approximately at the level of the ilium). Therefore, we verified whether the R values and the correlation coefficients between E_k and E_p would differ significantly in the toddlers and the adults after normalisation of the walking speed to the distance from supporting foot to COM rather than to the limb length. This procedure shifts the results for the toddlers and the adults towards lower Fr numbers. However, even following this normalization, the R values and the correlation coefficients r between E_k and E_p were significantly lower in the toddlers ($R = 28\pm 7\%$, $r = -0.39\pm 0.15$) than in the adults ($R = 54\pm 10\%$, $r = -0.81\pm 0.17$) over the 0.02–0.10 range of newly defined Fr values. In general in the paper we used the limb length normalisation since it is commonly accepted in the literature.

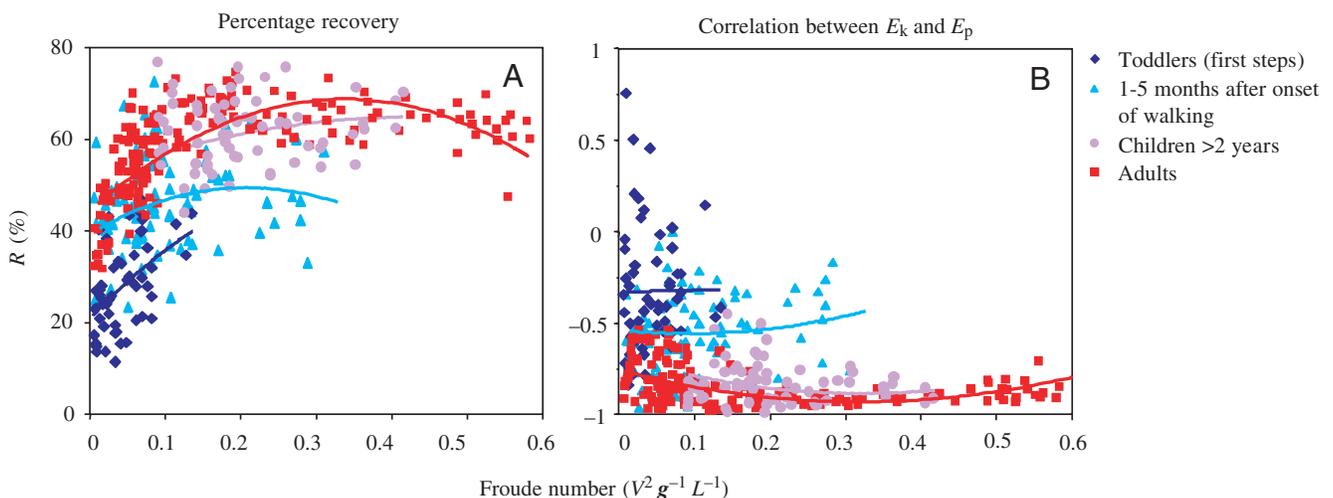


Fig. 5. Normalisation by the Froude number. Percentage of recovery of mechanical energy (A) and correlation coefficients between E_p and E_k (B) for toddlers at the first unsupported steps (blue), 1–5 months later (cyan), children older than 2 years of age (violet) and adults (red). Data points for individual steps are plotted as a function of Froude number ($Fr = V^2 g^{-1} L^{-1}$, where V is the average speed of locomotion, g the acceleration of gravity, and L the lower limb length). Continuous lines represent second-order-polynomial fittings.

Both the normalised speed (Froude number), the correlation coefficient between E_k and E_p and energy recovery increased with age, but 1–5 months after the onset of independent walking they were still lower than these values in adults or in older children (Fig. 5). The recovery of mechanical energy for this age group (1–5 months after the onset of independent walking) was similar to that reported by Hallemans et al. (2004).

Inter-segmental coordination

The position of the COM in space and therefore the pendulum mechanism depend on the combined rotation of all lower limb segments. During walking, the thigh, shank and foot swing back and forth (Fig. 6A), and in so doing they carry the trunk along and shift the COM. In adults, the temporal changes of the elevation angles of lower limb segments co-vary along a plane, describing a characteristic loop over each stride (Fig. 6B). The gait loop and its associated plane depend on the amplitude and phase of the coupled harmonic oscillations of each limb segment (Bianchi et al., 1998a).

In toddlers, the gait loop departed significantly from planarity and the mature pattern. Planarity was quantified by the percentage of variance accounted for by the third eigenvector (PV₃) of the data covariance matrix (Fig. 6C): the closer PV₃ is to 0, the smaller the deviation from planarity. PV₃ was significantly higher in toddlers ($4.3 \pm 3.5\%$) than in adults ($0.8 \pm 0.3\%$, $P < 0.001$ Student's unpaired *t*-test), in agreement with our previous findings (Cheron et al., 2001a,b). Also, because the amplitude of thigh movement was relatively higher with respect to that of shank and foot movements in toddlers, the gait loop was less elongated than in adults, as shown by the smaller contribution of the first eigenvector (PV₁). In toddlers, $PV_1 = 73.2 \pm 7.0\%$ and $PV_2 = 22.5 \pm 6.8\%$; in adults, $PV_1 = 85.9 \pm 1.5\%$ and $PV_2 = 13.3 \pm 1.5\%$. There were no systematic deviations in the orientation of the plane: the mean normal to the plane in toddlers was similar to that of the adults, but the individual values of plane orientation varied widely among toddlers (Fig. 6D). Moreover, the step-by-step variability of plane orientation (estimated as the angular dispersion of the plane normal) was considerably higher in

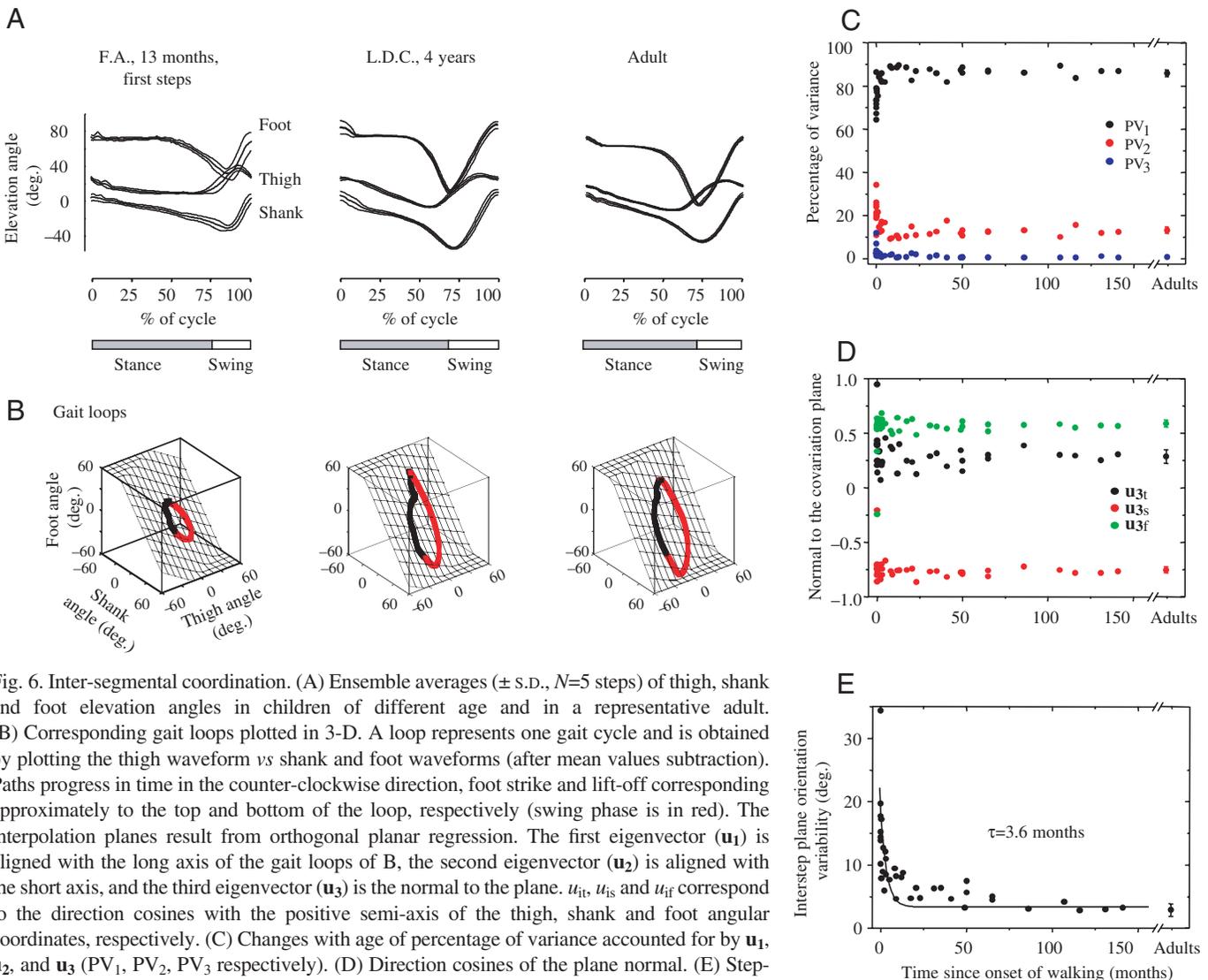


Fig. 6. Inter-segmental coordination. (A) Ensemble averages (\pm s.d., $N=5$ steps) of thigh, shank and foot elevation angles in children of different age and in a representative adult. (B) Corresponding gait loops plotted in 3-D. A loop represents one gait cycle and is obtained by plotting the thigh waveform *vs* shank and foot waveforms (after mean values subtraction). Paths progress in time in the counter-clockwise direction, foot strike and lift-off corresponding approximately to the top and bottom of the loop, respectively (swing phase is in red). The interpolation planes result from orthogonal planar regression. The first eigenvector (\mathbf{u}_1) is aligned with the long axis of the gait loops of B, the second eigenvector (\mathbf{u}_2) is aligned with the short axis, and the third eigenvector (\mathbf{u}_3) is the normal to the plane. u_{1t} , u_{1s} and u_{1f} correspond to the direction cosines with the positive semi-axis of the thigh, shank and foot angular coordinates, respectively. (C) Changes with age of percentage of variance accounted for by \mathbf{u}_1 , \mathbf{u}_2 , and \mathbf{u}_3 (PV₁, PV₂, PV₃ respectively). (D) Direction cosines of the plane normal. (E) Step-by-step variability of the plane normal (exponential fitting, $r=0.91$).

toddlers ($18.0 \pm 8.1^\circ$) than in adults ($2.9 \pm 1.0^\circ$, Fig. 6E), reflecting a high degree of instability in the phase relationship between the angular motion of different limb segments. When the data are compared across children at different ages, one notices that plane orientation stabilized rapidly after the onset unsupported locomotion. The time constant of the exponential function was 3.6 months.

An efficient pendulum mechanism also depends on inter-limb bilateral coordination in the direction of forward progression. When bilateral kinematic recording was available (see Materials and methods), we measured the phase shift between the maximum of the elevation angle of the main axis of left limb and the corresponding value of the right limb, expressed in percent of the gait cycle. Inter-limb phase should be 50% for symmetrical gait involving perfect inter-limb coordination. The measured phase was not significantly different from the ideal value either in toddlers ($48.7 \pm 2.1\%$) or in adults ($50.2 \pm 1.5\%$). However, toddlers exhibited a large step-by-step variability: the mean S.D. of phase values computed over all steps in each toddler was $6.7 \pm 3.9\%$, whereas it was $1.0 \pm 0.4\%$ in adults ($P < 0.0005$).

Toddlers also exhibited a greater amount of oscillations in the lateral direction (in the plane perpendicular to the direction of progression). The peak-to-peak amplitude of the adduction/abduction angle of the main axis of each limb over each stride was $14.9 \pm 3.5^\circ$ in toddlers, as compared with $5.3 \pm 1.3^\circ$ in adults ($P < 10^{-5}$).

Behaviour before the onset of unsupported locomotion

Progressive changes of gait kinematics and kinetics as a function of child age presumably depend on the neural maturation of central pathways that are important for postural and locomotor control. In addition, however, walking experience under unsupported conditions might act as a functional trigger of gait maturation. These two developmental factors lead to predictable differences in the time course of changes of gait parameters. If anatomical maturation were the only dominant factor, one would expect monotonic changes of gait parameters beginning before and continuing through

the age of the first unsupported steps. If, instead, walking experience under unsupported conditions acts as a functional trigger, one would expect that gait parameters remain more or less unchanged until the age of the first unsupported steps, and then rapidly mature after that age.

Evidence for the latter behaviour was observed in two infants who were tested repeatedly over a period between 4 months before and 13 months after the onset of independent walking (Fig. 7). The infants walked firmly supported by the hand of one of their parents before they could walk independently. In adults, hand support does not change gait parameters significantly, as shown in treadmill experiments where the subjects put their arms on the rollbars (Ivanenko et al., 2002). In infants, it could rather improve postural stability and gait kinematics. However, in all recording sessions performed before the onset of unsupported locomotion, both the pendulum-related pattern of vertical hip displacement and the pattern of inter-segmental coordination did not differ significantly from those recorded at the onset of unsupported locomotion. The percentage of variance accounted for by the second Fourier harmonic of the vertical GT displacement (denoting the double-peaked profile of pendular oscillations of COM, see Fig. 2B) exhibited inter-step variability but did not change systematically as a function of age up to the time of onset of unsupported locomotion, when it started to increase rapidly over the first few months of independent walking experience (compare Fig. 7A with Fig. 2C). A similar trend was exhibited by the step-by-step variability of plane orientation (compare Fig. 7B with Fig. 6E), and by the index of planarity (PV_3 , not shown).

Discussion

In the present study we compared several kinematic and kinetic parameters related to the pendulum mechanism in children of different age and in adults. The results obtained for children 2–13 years old are in agreement with several previous studies (Bastien et al., 2003; Cavagna et al., 1983; Schepens et al., 2004). The pendular recovery of mechanical energy at each

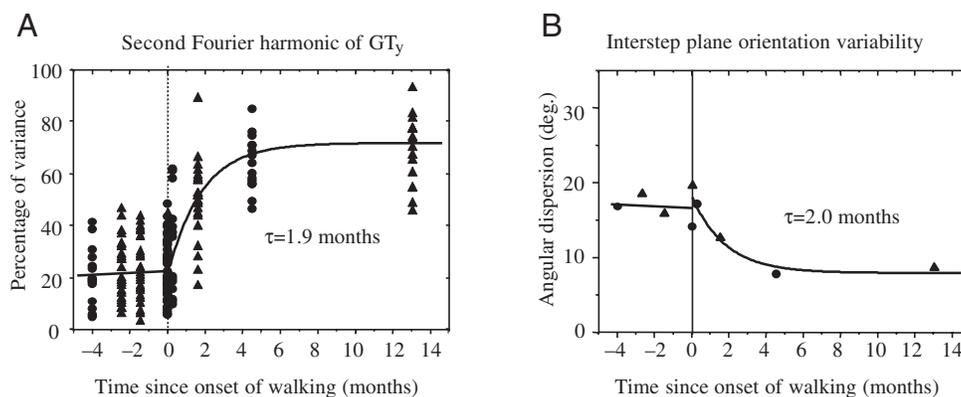


Fig. 7. Behaviour before and after the onset of independent walking. Percent of variance of GT_y data explained by the second Fourier harmonic (A) and step-by-step variability of the plane normal (B) are plotted for experimental sessions performed at different times before and after the first unsupported steps. Triangles, subject R.D.C. data; circles, subject G.M. data.

step is roughly similar to that of the adults when the walking speed is normalised with the Froude number.

We report for the first time that toddlers at the onset of unsupported locomotion do not implement the pendulum mechanism. Thus the vertical oscillations of the hip lack the sinusoidal pattern at twice the frequency of the gait cycle that is observed in mature gait (Winter, 1991). A partial energy exchange may occur during some portions of the gait cycle (probably as a consequence of physics; see also Hallemans et al., 2004); however, the 'classic' inverted pendulum behaviour of a stance limb is lacking at the transition to independent walking (Figs 2, 3A) and develops within a few months of unsupported walking experience. Also, the changes of gravitational potential energy and forward kinetic energy of COM are very irregular, with a variable phase relation between each other. Normalising the speed with the Froude number showed that the percentage of recovery of mechanical energy in toddlers is systematically lower than in older children and adults (independent of whether normalisation was performed to the limb length or to the distance between foot and COM). The percentage of energy recovery was somewhat higher in toddlers when the lateral component was included, probably due to a greater amount of oscillations in the lateral direction and/or a wider step width; nonetheless, it remained significantly lower than in adults. Lack of pendulum may reflect a basic immaturity of the inter-segmental kinematic coordination.

Determinants of the pendulum mechanism

The finding that toddlers can organize spontaneous walking without using the pendulum mechanism demonstrates that it is not an inevitable mechanical consequence of a system of linked segments, cross-coupled by passive inertial and visco-elastic forces. Instead it must result from active neural control. What are the determinants of the pendulum mechanism? The simplest model of the inverted-pendulum for adult walking consists of a rigid rotation of the COM around a fixed contact point *via* a stiff supporting limb. This model has been shown to be incorrect (Lee and Farley, 1998). During stance, the contact point between foot and ground translates forward, and the supporting limb is compressed especially at higher speeds (Lee and Farley, 1998; Winter, 1991). The trajectory of the COM in space and the pendulum behaviour also depend on other kinematic parameters, such as the stance-limb touchdown angle (Lee and Farley, 1998).

The deceiving simplicity of the pendulum behaviour hides the inherent complexity of its neural control (Lacquaniti et al., 1999). The problem is that the COM has no anatomical or functional autonomy. It is a virtual point lying somewhere close to the ilium, but this location changes as a function of body posture, load carrying, and non-proportional growth of different body segments in childhood. There is no sensory apparatus that monitors COM position directly, and computing exactly how much work needs to be done for its motion may not be an easy task for the nervous system. However, neglecting possible deformations of the trunk, COM position depends on the combined rotation of body and limb segments.

Thus if the nervous system encodes a controlled pattern of covariation between segment rotations, the motion of COM would be specified implicitly. Such a kinematic covariance between limb and body segment rotations has been found in adult locomotion. The temporal changes of the elevation angles in the sagittal plane co-vary along a characteristic gait loop constrained on a plane (Borghese et al., 1996; Lacquaniti et al., 1999). (In a similar vein, a kinetic covariance has been demonstrated between limb joint torques; Winter, 1991). The specific shape and orientation of the planar gait loop accurately reflect COM trajectory and its modifications as a function of body posture (Grasso et al., 2000). In addition, the planar orientation changes systematically with increasing walking speeds (Bianchi et al., 1998a), and accurately predicts the net mechanical power output at each speed by both trained and untrained subjects (Bianchi et al., 1998b). Finally, the planar gait loops of left and right lower limbs are coupled (Courtine and Schieppati, 2004), as predicted by the 'ballistic walking' model proposed by Mochon and McMahon (1980), in which the swing limb behaves like a compound pendulum, coupled with inverted pendulum of the stance limb.

In toddlers at the first unsupported steps, pendulum-like behaviour of the COM, stable planar covariance of the angular motion of the lower limb segments, and bilateral coordination in both sagittal and frontal directions are not in place. A lack of the pendulum behaviour was also found in chicks (Muir et al., 1996): young chicks do not innately use their leg as a rigid strut during the first 2 weeks of life and need to acquire the ability to walk in an energy efficient manner. In toddlers, both the pendulum-like behaviour of the COM and the fixed planar covariance come into play soon after the onset of independent walking, and co-evolve toward mature values within a few months. Development of the pendulum and of the planar covariance have both energetic and stability consequences, since one of the benefits of pendular rhythmic movements is cycle-to-cycle stability and reproducibility (Goodman et al., 2000). The percentage of recovery of mechanical energy increases significantly with walking experience, in parallel with a decrease of the step-by-step variability of kinematic and kinetic parameters.

Role of walking experience in learning the pendulum mechanism

Walking mechanics depends on the interaction between feedforward motor patterns and neural feedback, on the one hand, and the physical properties of the body and the environment, on the other hand (Dickinson et al., 2000). The present findings and previous results in infants indicate that this interaction requires an active tuning of the motor commands through learning. Basic features of locomotor control are present several months before a child can walk independently (Forssberg, 1985). Thus, infants 1–12 months old can step (either spontaneously or on a treadmill) at a speed modulated by peripheral inputs, in different directions (forward, backward, sideways), and with bilateral coordinated behaviour in response to external perturbations (Lamb and Yang, 2000;

Pang and Yang, 2001; Yang et al., 1998). There is strong evidence that the spinal network of central pattern generators (CPGs) is already in place at birth, and is rapidly integrated with proprioceptive feedback to generate appropriate rhythmic patterns for locomotion (Forssberg, 1985; Yang et al., 1998). On the other hand, when children start to walk without support, several other features of locomotion are still immature, such as the stride fluency, head and trunk stability, amplitude of hip flexion and coordination of lower limb movements (Assaiante et al., 1993; Berger et al., 1984; Brenière and Bril, 1998; Bril and Brenière, 1993; Cheron et al., 2001a,b; Forssberg, 1985; Sutherland et al., 1980). Spinal and brainstem networks are thought to be integrated with supra-segmental control as automatic stepping evolves into walking. In particular, the transition to unsupported walking requires that the control of stepping is integrated with postural control. In human locomotion, this integration depends on motor cortical control much more heavily than it does in other mammals (Capaday, 2002; Dietz, 2002), and descending cortico-spinal tracts are not mature at the age of 1 year (Paus et al., 1999). It is conceivable that, while the spinal CPG units driving different limb segments are operational at birth, the phase coupling between different units may need to be tuned by descending supra-spinal signal during development.

Progressive changes of gait kinematics and kinetics as a function of child age depend on the neural maturation of central pathways that are important for postural and locomotor control, as result from myelination of descending tracts (Paus et al., 1999) and from improved cognitive capacity to generate different associations and to access memory rapidly, which may in turn permit the necessary integrative capacity for balance and coordination to occur (Zelazo, 1983). In addition, however, walking experience under unsupported conditions acts as a functional trigger of gait maturation. By repeatedly testing two infants over a period between 4 months before and 13 months after the onset of independent walking, we showed that gait parameters remained unchanged until independent walking, and then rapidly matured after that age. The role of walking experience is stressed by two other observations. (1) Infants undergoing daily stepping exercise exhibit an earlier onset of independent walk than untrained infants (Zelazo et al., 1972). (2) In normal untrained children, the rapid developmental changes are clearly recognized when plotted relative to the time after the onset of independent walking, but they are blurred when plotted relative to the time after birth, because of the variability of the age of independent walk (Sundermier et al., 2001; Yaguramaki and Kimura, 2002).

List of symbols

a_f	forward acceleration of the COM
a_v	vertical acceleration of the COM
COM	centre of mass of the body
CPG	central pattern generator
E_{ext}	total mechanical energy of the COM

E_k	kinetic energy of the COM
$E_{k,i}$	kinetic energy of the i -th segment
E_p	potential energy of the COM
F_f	longitudinal (forward) GRF
Fr	Froude number
F_v	vertical GRF
g	gravitational acceleration
GH	gleno-humeral joint
GRF	ground reaction force
GT	greater trochanter
h	vertical displacement of the COM
HAT	head-arms-trunk segment
I_i	moment of inertia of the i -th segment
IL	tubercle of the anterosuperior iliac crest
L	leg length (thigh+shank)
LE	lateral femur epicondyle
LM	lateral malleolus
m	body mass
m_i	mass of the i -th segment
P	body weight
PV_1, PV_2, PV_3	percentage of variance accounted for by the third eigenvector of the covariance matrix
r	correlation coefficient
r_i	position of the centre of mass of the i -th segment
R	percentage recovery of mechanical energy in the sagittal plane through a pendular mechanism
R_1	percentage recovery of total mechanical energy through a pendular mechanism including the lateral component
$R_{\alpha\beta}$	cross correlation function
u_1, u_2, u_3	three eigenvectors of the covariance matrix
u_{it}, u_{is}, u_{if}	direction cosines for each eigenvector with the positive semi-axis of the thigh, shank and foot angular coordinates, respectively
V	walking speed
V_f	forward velocity of the COM
v_i	translational velocity of the centre of mass of the i -th segment relative to the COM
V_1	velocity of the COM in the lateral direction
VM	fifth metatarso-phalangeal joint
V_v	vertical velocity of the COM
W_{ext}	external work
W_f	positive forward work
W_{int}	internal work required to accelerate the body segments relative to the COM
W_l	positive lateral work
W_v	positive vertical work
ϕ	phase shift between E_p and E_k
τ	time constant of an exponential fitting
Δ	time lag between the two signals
ω_i	angular velocity of the i -th segment

We thank Paul Demaret, Marie-Pierre Dufief and Dario Prissinotti for technical assistance. The financial support of

Italian Health Ministry, Italian University Ministry (PRIN and FIRB projects), and Italian Space Agency is gratefully acknowledged.

References

- Ahn, A. N., Furrow, E. and Biewener, A. A. (2004). Walking and running in the red-legged running frog, *Kassina maculata*. *J. Exp. Biol.* **207**, 399-410.
- Alexander, R. M. (1989). Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiol. Rev.* **69**, 1199-1227.
- Assaiante, C., Thomachot, B. and Aurenty, R. (1993). Hip stabilization and lateral balance control in toddlers during the first four months of autonomous walking. *Neurorep.* **4**, 875-878.
- Bastien, G. J., Heglund, N. C. and Schepens, B. (2003). The double contact phase in walking children. *J. Exp. Biol.* **206**, 2967-2978.
- Berger, W., Altenmüller, E. and Dietz, V. (1984). Normal and impaired development of children's gait. *Human Neurobiol.* **3**, 163-170.
- Bianchi, L., Angelici, D., Orani, G. P. and Lacquaniti, F. (1998a). Kinematic co-ordination in human gait: relation to mechanical energy cost. *J. Neurophysiol.* **79**, 2155-2170.
- Bianchi, L., Angelici, D. and Lacquaniti, F. (1998b). Individual characteristics of human walking mechanics. *Pflugers Arch.* **436**, 343-356.
- Borghese, N. A., Bianchi, L. and Lacquaniti, F. (1996). Kinematic determinants of human locomotion. *J. Physiol.* **494**, 863-879.
- Brenière, Y. and Bril, B. (1998). Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. *Exp. Brain Res.* **121**, 255-262.
- Bril, B. and Brenière, Y. (1993). Posture and independent locomotion in early childhood: learning to walk or learning dynamic postural control? In *The Development of Coordination in Infancy* (ed. G. J. P. Savelsbergh), pp. 337-358. Amsterdam: Elsevier.
- Capaday, C. (2002). The special nature of human walking and its neural control. *Trends Neurosci.* **25**, 370-376.
- Cavagna, G. A. (1975). Force platforms as ergometers. *J. Appl. Physiol.* **39**, 174-179.
- Cavagna, G. A., Pranzetti, P. and Fuchimoto, T. (1983). The mechanics of walking in children. *J. Physiol.* **343**, 323-339.
- Cavagna, G. A. and Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J. Physiol.* **268**, 467-481.
- Cavagna, G. A., Saibene, F. P. and Margaria, R. (1963). External work in walking. *J. Appl. Physiol.* **18**, 1-9.
- Cavagna, G. A., Thys, H. and Zamboni, A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *J. Physiol.* **262**, 639-657.
- Cheron, G., Bengoetxea, A., Bouillot, E., Lacquaniti, F. and Dan, B. (2001a). Early emergence of temporal co-ordination of lower limb segments elevation angles in human locomotion. *Neurosci. Lett.* **308**, 123-127.
- Cheron, G., Bouillot, E., Dan, B., Bengoetxea, A., Draye, J. P. and Lacquaniti, F. (2001b). Development of a kinematic coordination pattern in toddler locomotion: planar covariation. *Exp. Brain Res.* **137**, 455-466.
- Courtine, G. and Schieppati, M. (2004). Tuning of a basic coordination pattern constructs straight-ahead and curved walking in humans. *J. Neurophysiol.* **91**, 1524-1535.
- Dickinson, M. H., Farley, C. T., Full, R. J., Koehl, M. A., Kram, R. and Lehman, S. (2000). How animals move: an integrative view. *Science* **288**, 100-106.
- Dietz, V. (2002). Proprioception and locomotor disorders. *Nat. Rev. Neurosci.* **3**, 781-790.
- Farley, C. T. and Ko, T. C. (1997). Mechanics of locomotion in lizards. *J. Exp. Biol.* **200**, 2177-2188.
- Forssberg, H. (1985). Ontogeny of human locomotor control. I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Exp. Brain Res.* **57**, 480-493.
- Goodman, L., Riley, M. A., Mitra, S. and Turvey, M. T. (2000). Advantages of rhythmic movements at resonance: minimal active degrees of freedom, minimal noise, and maximal predictability. *J. Motil. Behav.* **32**, 3-8.
- Goslow, G. E. Jr, Seeherman, H. J., Taylor, C. R., McCutchin, M. N. and Heglund, N. C. (1981). Electrical activity and relative length changes of dog limb muscles as a function of speed and gait. *J. Exp. Biol.* **94**, 15-42.
- Grasso, R., Zago, M. and Lacquaniti, F. (2000). Interactions between posture and locomotion: motor patterns in humans walking with bent posture versus erect posture. *J. Neurophysiol.* **83**, 288-300.
- Hallems, A., Aerts, P., Otten, B., De Deyn, P. P. and De Clercq, D. (2004). Mechanical energy in toddler gait. A trade-off between economy and stability? *J. Exp. Biol.* **207**, 2417-2431.
- Heglund, N. C., Cavagna, G. A. and Taylor, C. R. (1982). Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. III. Energy changes of the centre of mass as a function of speed and body size in birds and mammals. *J. Exp. Biol.* **97**, 41-56.
- Ivanenko, Y. P., Grasso, R., Macellari, V. and Lacquaniti, F. (2002). Control of foot trajectory in human locomotion: role of ground contact forces in simulated reduced gravity. *J. Neurophysiol.* **87**, 3070-3089.
- Jensen, R. K. (1986). Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children. *J. Biomech.* **19**, 359-368.
- Lacquaniti, F., Grasso, R. and Zago, M. (1999). Motor patterns in walking. *News Physiol. Sci.* **14**, 168-174.
- Lamb, T. and Yang, J. F. (2000). Could different directions of infant stepping be controlled by the same locomotor central pattern generator? *J. Neurophysiol.* **83**, 2814-2824.
- Lee, C. R. and Farley, C. T. (1998). Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *J. Exp. Biol.* **201**, 2935-2944.
- Mardia, K. V. (1972). *Statistics of Directional Data*. London: Academic Press Inc.
- Minetti, A. E., Ardigo, L. P., Saibene, F., Ferrero, S. and Sartorio, A. (2000). Mechanical and metabolic profile of locomotion in adults with childhood-onset GH deficiency. *Eur. J. Endocrinol.* **142**, 35-41.
- Minetti, A. E., Saibene, F., Ardigo, L. P., Atchou, G., Schena, F. and Ferretti, G. (1994). Pygmy locomotion. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **68**, 285-290.
- Mochon, S. and McMahon, T. A. (1980). Ballistic walking. *J. Biomech.* **13**, 49-57.
- Muir, G. D., Gosline, J. M. and Steeves, J. D. (1996). Ontogeny of bipedal locomotion: walking and running in the chick. *J. Physiol.* **493**, 589-601.
- Pang, M. Y. and Yang, J. F. (2001). Interlimb co-ordination in human infant stepping. *J. Physiol.* **533**, 617-625.
- Paus, T., Zijdenbos, A., Worsley, K., Collins, D. L., Blumenthal, J., Giedd, J. N., Rapoport, J. L. and Evans, A. C. (1999). Structural maturation of neural pathways in children and adolescents: in vivo study. *Science* **238**, 1908-1911.
- Poppele, R. and Bosco, G. (2003). Sophisticated spinal contributions to motor control. *Trends Neurosci.* **26**, 269-276.
- Saibene, F. and Minetti, A. E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.* **88**, 297-316.
- Schepens, B., Bastien, G. J., Heglund, N. C. and Willems, P. A. (2004). Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *J. Exp. Biol.* **207**, 587-596.
- Schneider, K. and Zernicke, R. F. (1992). Mass, center of mass, and moment of inertia estimates for infant limb segments. *J. Biomech.* **25**, 145-148.
- Sundermier, L., Woollacott, M., Roncesvalles, N. and Jensen, J. (2001). The development of balance control in children: comparisons of EMG and kinetic variables and chronological and developmental groupings. *Exp. Brain Res.* **136**, 340-350.
- Sutherland, D. H., Olshen, R., Cooper, L. and Woo, S. L. (1980). The development of mature gait. *J. Bone Joint Surg.* **62**, 336-353.
- Tesio, L., Lanzi, D. and Detrembleur, C. (1998). The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. I. Normal subjects at low and intermediate walking speeds. *Clin. Biomech.* **13**, 77-82.
- Vaughan, C. L. (2003). Theories of bipedal walking: an odyssey. *J. Biomech.* **36**, 513-523.
- Willems, P. A., Cavagna, G. A. and Heglund, N. C. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *J. Exp. Biol.* **198**, 379-393.
- Winter, D. A. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. Waterloo, Ontario: Waterloo Biomechanics Press.
- Yaguramaki, N. and Kimura, T. (2002). Acquisition of stability and mobility in infant gait. *Gait Posture* **16**, 69-77.
- Yang, J. F., Stephens, M. J. and Vishram, R. (1998). Infant stepping: a method to study the sensory control of human walking. *J. Physiol.* **507**, 927-937.
- Zatsiorsky, V., Seluyanov, V., Chugunova, L. (1990). In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method. In *Biomechanics of Human Movement: Applications in Rehabilitation, Sports and Ergonomics* (ed. N. Berme and A. Cappozzo), pp. 186-202. Worthington, OH: Bertec.
- Zelazo, P. R., Zelazo, N. A. and Kolb, S. (1972). 'Walking' in the newborn. *Science* **176**, 314-315.
- Zelazo, P. R. (1983). The development of walking: new findings and old assumptions. *J. Motil. Behav.* **15**, 99-137.

Kinematics in Newly Walking Toddlers Does Not Depend Upon Postural Stability

Yuri P. Ivanenko,¹ Nadia Dominici,^{1,2} Germana Cappellini,¹ and Francesco Lacquaniti^{1,2,3}

¹Department of Neuromotor Physiology, IRCCS Fondazione Santa Lucia, Rome; ²Department of Neuroscience, University of Rome Tor Vergata; and ³Centre of Space Biomedicine, University of Rome Tor Vergata, Rome, Italy

Submitted 24 January 2005; accepted in final form 17 February 2005

Ivanenko, Yuri P., Nadia Dominici, Germana Cappellini, and Francesco Lacquaniti. Kinematics in newly walking toddlers does not depend upon postural stability. *J Neurophysiol* 94: 754–763, 2005. First published February 23, 2005; doi:10.1152/jn.00088.2005. When a toddler starts to walk without support, gait kinematics and electromyographic (EMG) activity differ from those of older children and the body displays considerable oscillations due to poor equilibrium. Postural instability clearly affects motor patterns in adults, but does instability explain why toddlers walk with a different gait? Here we addressed this question by comparing kinematics and EMGs in toddlers performing their first independent steps with or without hand or trunk support. Hand support significantly improved postural stability and some general gait parameters, reducing percent of falls, step width, lateral hip deviations and trunk oscillations. However, the kinematic and EMG patterns were unaffected by increased postural stability. In particular, the co-variance of the angular motion of the lower limb segments, the pattern of bilateral coordination of the vertical movement of the two hip joints, high variability of the foot path, the elliptic or single peak trajectory of the foot in the swing phase, and characteristic EMG bursts at foot contact remained idiosyncratic of toddler locomotion. Instead the toddler pattern shared fundamental features with adult stepping in place, suggesting that toddlers implement a mixed locomotor strategy, combining forward progression with elements of stepping in place. Furthermore, gait kinematics remained basically unchanged until the occurrence of the first unsupported steps and rapidly matured thereafter. We conclude that idiosyncratic features in newly walking toddlers do not simply result from undeveloped balance control but may represent an innate kinematic template of stepping.

INTRODUCTION

In contrast with humans, many animal species can stand and walk within hours after birth. To deal with an inherently unstable upright posture, bipedal human locomotion involves a significant dependence on descending pathways (Capaday 2002; Ivanenko et al. 2000; Orlovsky et al. 1999) that are not mature in infants at the age of 1 yr (Paus et al. 1999). One oft-cited hypothesis is that “what allows the infant to begin to walk independently at the end of the first year is not necessarily maturation of the stepping pattern but instead maturation of the system that enables successful balance control” (Pearson and Gordon 2000). Indeed, when supported, infants can step long before the time of the onset of independent walking (Forsberg 1985; Thelen and Cooke 1987; Yang et al. 1998; Zelazo 1983) at a speed modulated by peripheral sensory inputs, in different directions (forward, backward, sideways), and with appropriate

coordinated behavior in response to external perturbations (Lam et al. 2003; Lamb and Yang 2000; Pang and Yang 2001). Nevertheless, the question remains as to what extent immaturity of gait kinematics in toddlers is due to postural instability as opposed to immaturity of the generating networks. Few previous studies have dealt with the effects of postural stability on the development of walking and these have reported mainly the degree of variability in joint rotations or various phase characteristics (Clark et al. 1988; Lasko-McCarthy et al. 1990). However, direct quantitative demonstration of the effect of posture-stabilizing maneuvers on the global aspects of the toddler's gait, such as the inverted pendulum mechanism of walking (Cavagna et al. 1983), planar co-variance of the angular motion of the lower limb segments (Lacquaniti et al. 1999, 2002) or foot trajectory control (Ivanenko et al. 2002), is lacking.

When children start to walk without support, their bodies display considerable oscillations in different directions revealing postural instability (Assaiante et al. 1993; Bril and Brenière 1993; Yaguramaki and Kimura 2002). Postural instability in turn might affect the state of the control system, change reliance on vestibular (Fitzpatrick et al. 1994) or proprioceptive (Ivanenko et al. 1999) sensory cues, and strengthen participation of the cortical motor areas in equilibrium maintenance (Ouchi et al. 1999; Solopova et al. 2003). Therefore equilibrium instabilities could reorganize a coordination pattern and augment kinematic variability in walking toddlers as occurs in adults under unstable walking conditions (Cham and Redfern 2002; Lejeune et al. 1998; Menz et al. 2003). Subjects with a high risk of falling typically exhibit reduced temporospatial gait parameters and increased step timing variability, the features typical for toddlers. Moreover, drastic changes in lower extremity behavior might occur even when there is a perceived potential risk of falls (Cham and Redfern 2002). Therefore one can expect that postural instability represents a perturbing factor that changes the state of the control system and prevents the expression of the mature coordination pattern in toddlers.

Here we tested this hypothesis by attempting to stabilize the child's body and thus give the toddlers greater confidence in walking. In adults, hand contact with an external surface results in a significant decrease of trunk and limb segment oscillations when posture is unstable (Dickstein and Laufer 2004; Ivanenko et al. 1999; Jeka and Lackner 1994). In toddlers, hand support represents a common strategy used by the parent to prevent the

Address for reprint requests and other correspondence: Y. P. Ivanenko, Dept. of Neuromotor Physiology, IRCCS Fondazione Santa Lucia, via Ardeatina 306, 00179 Rome, Italy (E-mail: y.ivanenko@hsantalucia.it).

The costs of publication of this article were defrayed in part by the payment of page charges. The article must therefore be hereby marked “advertisement” in accordance with 18 U.S.C. Section 1734 solely to indicate this fact.

child's falls. We used a similar approach to increase postural stability in toddlers who were just beginning to walk independently. We also recorded walking at different speeds in adults (including stepping in place) and older children to highlight common kinematic principles that might be responsible for shaping the toddler's gait. To compare kinematic patterns, we used the methods developed earlier for adult's gait (Bianchi et al. 1998; Borghese et al. 1996; Ivanenko et al. 2002). The results show that at the moment of transition to independent walking, immaturity of inter-segmental coordination and high foot trajectory variability do not depend on postural imbalance. Instead, our data suggest that a few months of unsupported locomotion experience are apparently necessary for calibration of the innate stepping mechanics to the unconstrained walking conditions. We also argue that the precursor of the mature kinematic pattern consists of a locomotor strategy combining forward progression with elements of stepping in place.

METHODS

Subjects

We recorded surface locomotion in 7 toddlers (3 males, 4 females, 12–15 mo of age), 7 older children (2–7 yr old), and 10 healthy adults [5 females and 5 males, 28 ± 7 (SD) years old]. Informed consent was obtained from all the adults and from the parents of the children. The procedures were approved by the ethics committee of the Santa Lucia Institute and conformed with the Declaration of Helsinki. The laboratory setting and the experimental procedures were adapted to the children so as to result in absent or minimal risk, equal or lower to that of walking at home. Both a parent and an experimenter remained along side the younger children to prevent them from hurting themselves during falls. For the toddlers, daily recording sessions were programmed around the parents' expectation of the very first day of independent walking until unsupported locomotion was recorded.

Walking conditions

WALKING WITHOUT SUPPORT. For the recording of the very first steps, one parent initially held the toddler by hand. Then the parent started to move forward, leaving the toddler's hand and encouraging her or him to walk unsupported on the floor. For each subject, ~10 trials were recorded under similar conditions. Short trials (≤ 3 min, depending on endurance and tolerance) were recorded with rest breaks in between. Only sequences of steps executed naturally by the toddler (e.g., no stop between steps) and while looking forward, were considered to avoid initiation and braking phases and head movements due to looking in other directions. The mean walking speed in toddlers was 1.4 ± 0.7 km/h. Adult subjects were asked to walk at a natural, freely chosen speed (on average, 3.8 ± 0.4 km/h) and at lower speeds in additional trials and to step in place. Typically, we analyzed two to five consecutive step cycles in each trial for toddlers, older children, and adults.

WALKING WITH HAND CONTACT. One hand of the child was held in the hand of a parent, while the other parent (or an experimenter) encouraged the child to walk straight ahead. This condition was recorded in all seven toddlers and older children.

WALKING WITH TRUNK SUPPORT. As an alternative way to reduce the effects of postural instability on lower limb kinematics, in four toddlers, additional trials were recorded while an experimenter (or a parent) firmly held the trunk of the child with both hands and supplied only limited vertical force (typically <20 – 30% of the body weight, as estimated from the mean vertical force on the platform) during stepping attempts.

WALKING BEFORE THE ONSET OF UNSUPPORTED LOCOMOTION. Supported steps of four toddlers (2 males and 2 females) were also recorded between 1.5 and 4 mo before the onset of unsupported walking as well as after this event to follow the early gait maturation. The infants walked firmly supported by one or both hands of one of their parents.

Data recording

Bilateral kinematics of locomotion was recorded at a digitizing rate of 100 Hz by means of the VICON-612 motion analysis system (Oxford, UK). The positions of selected points on the body were recorded by attaching passive infrared reflective markers (diameter: 1.4 cm) to the skin overlying the following bony landmarks on both sides of the body: gleno-humeral joint (GH), the tubercle of the anterosuperior iliac crest (IL), greater trochanter (GT), lateral femur epicondyle (LE), lateral malleolus (LM), and fifth metatarsophalangeal joint (VM).

In children and in adults at low speeds, the ground reaction forces under both feet were recorded at 1,000 Hz by a force platform (0.9×0.6 m, Kistler 9287B, Zurich, Switzerland). Toddlers generally performed two to three steps on the force platform in each trial. At natural, higher speeds in adults, the ground reaction forces under each foot were recorded separately by means of two force platforms (0.6×0.4 m, Kistler 9281B), spaced by 0.2 m between each other in both the longitudinal and the lateral direction.

Electromyographic (EMG) activity was recorded by means of surface electrodes from the rectus femoris (RF), hamstring (HS), tibialis anterior (TA), and soleus-gastrocnemius (GC) muscles. EMG signals were preconditioned at the recording site (active electrodes from BTS, Milan, Italy or DelSys, Boston, MA), transmitted to the remote amplifier (bandwidth was 20–200 Hz), and sampled at 1,000 Hz. Some crosstalk from nearby muscles is inevitable in tiny limbs of young infants. Nevertheless, due to the low skin impedance and preconditioning at the recording site, no artifacts appeared due to movement of electrode cables and cross talk from the antagonistic muscles seems to be limited (Forssberg 1985; Okamoto et al. 2003; Sundermier et al. 2001). Sampling of kinematic, kinetic, and EMG data was synchronized.

Data analysis

We analyzed and separately presented the effect of support on postural stability and general gait characteristics (such as walking speed, percent of falls, step length and width, trunk oscillations) and on the kinematic patterns of walking (intersegmental coordination, EMG patterns, and foot trajectory control).

Deviations of gait trajectory relative to the x direction of the recording system were corrected by rotating the xz axes by the angle of drift computed between start and end of the trajectory. The body was modeled as an interconnected chain of rigid segments: GH-IL for the trunk, IL-GT for the pelvis, GT-LE for the thigh, LE-LM for the shank, and LM-VM for the foot. The main limb axis was defined as GT-LM. The elevation angle of each segment corresponds to the angle between the segment projected on the sagittal plane and the vertical (positive in the forward direction, i.e., when the distal marker falls anterior to the proximal one).

To evaluate trunk stability with respect to the vertical axis, we measured the peak-to-peak angular deviation of the long axis of the trunk in both sagittal and frontal planes. The long axis of the trunk was defined by connecting the midpoint of the two (left and right) IL markers with the midpoint of the two GH markers. Percent of falls was computed as the number of trials in which the toddlers fell divided by the total number of recording trials. Walking speed was measured by computing the mean velocity of the horizontal IL marker movement. The length of the lower limb (L) was measured as thigh (GT-LE) plus shank (LE-LM) length.

Gait cycle duration was defined as the time interval between two successive maxima of the elevation angle of the main limb axis of the same limb and stance phase as the time interval between the maximum and minimum values of the same angle (Borghese et al. 1996). Thus a gait cycle (stride) referred to a cyclic movement of one leg and equaled two steps. When subjects stepped on the force platforms, these kinematic criteria were verified by comparison with foot strike and lift-off measured from the changes of the vertical force around a fixed threshold. In general, the difference between the time events measured from kinematics and kinetics was <3%. However, the kinematic criterion sometimes produced a significant error in the identification of stance onset in toddlers if there was an unusual forward foot overshoot at the end of swing (cf. Forssberg 1985). In such cases, foot contact was determined using a relative amplitude criterion for the vertical displacement of the VM marker (when it was elevated to 7% of the limb length from the floor).

Raw EMG data were numerically high-pass filtered (cutoff: 30 Hz) to remove motion artifacts, rectified and then low-pass filtered with a zero-lag Butterworth filter (cutoff: 15 Hz). Data from several steps were ensemble-averaged after time-interpolation over individual gait cycles to a normalized 200-point time base.

The time-varying coordinates of the center of pressure (CoP) were derived from the force plate measurements. Step length (variation of CoP_x between 2 foot contacts with the floor) and width (variation of CoP_y) were calculated from the force plate data (Ledebt and Bril 2000) and normalized to the limb length. Duration of the single support phase (i.e., time of the step spent with only 1 foot on the ground) was normalized with respect to the duration of the step.

Ensemble averages with SD of kinematic variables were computed at each point of the normalized time base. The mean SD values were computed to characterize deviations of the individual step traces from the ensemble average.

Intersegmental coordination

The intersegmental coordination was evaluated in position space as previously described (Bianchi et al. 1998; Borghese et al. 1996). In adults, the temporal changes of the elevation angles at the thigh, shank, and foot co-vary during walking. When these angles are plotted one versus the others in a three-dimensional graph, they describe a path that can be fitted (in the least-square sense) by a plane over each gait cycle. Here, we studied the development of the gait loop and its associated plane in children. To this end, we computed the covariance matrix of the ensemble of time-varying elevation angles (after subtraction of their mean value) over each gait cycle. The three eigenvectors u_1 – u_3 , rank ordered on the basis of the corresponding eigenvalues, correspond to the orthogonal directions of maximum variance in the sample scatter. For each eigenvector, the parameters u_{it} , u_{is} , and u_{if} correspond to the direction cosines with the positive semi-axis of the thigh, shank, and foot angular coordinates, respectively. The first two eigenvectors u_1 – u_2 lie on the best-fitting plane of angular covariation. The third eigenvector (u_3) is the normal to the plane and defines the plane orientation.

Foot trajectory

The shape of the endpoint path was compared by computing the vertical excursion of the VM marker (during swing) and correlating it with the corresponding ensemble average in adults. VM trajectories were time-normalized over the swing phase duration.

Foot-trajectory variability

Foot-trajectory spatial variability in the sagittal plane was quantified in terms of spatial density and normalized tolerance area of VM, computed over the swing phase (Ivanenko et al. 2002). These indices describe the integrated variability of foot path, including variability in

both the vertical and horizontal directions. To compare subjects of different heights, VM trajectories (relative to the instantaneous position of GT) were first scaled by the limb length (in proportion to the mean limb length of adults) and then re-sampled in the space domain by means of linear interpolation of the x, y time series (1.5-mm steps) over all gait cycles. All steps (typically 7–15) from different trials under the same walking conditions were pooled together for this analysis.

Spatial density was calculated as the number of points falling in 1×1 cm² cells of the spatial grid divided by the number of step cycles. The density of each cell was depicted graphically by means of a color scale (empty cells were excluded): the lower the density (toward the blue in the color-coded scale), the greater the variability. Normalized tolerance area was derived as follows. The mean length of foot trajectory over the swing phase across all steps was calculated from the corresponding path integral. For every interval corresponding to 10% of the maximal horizontal excursion, we computed the two-dimensional 95%-tolerance ellipsis of the points within the interval. The typical number of points in each interval ranged from 500 to 1,200 (depending on the number of gait cycles). The areas of all tolerance ellipses were summed and normalized by the mean length of foot trajectory. This normalized area provides an estimate of the mean area covered by the points along 1 cm of path. A greater tolerance area indicates greater variability.

Statistics

Statistical analyses (Student's *t*-test) were used when appropriate. Reported results are considered significant for $P < 0.05$. Statistics on correlation coefficients was performed on the normally distributed, Z-transformed values. Spherical statistics on directional data were used to characterize the mean orientation of the normal to the co-variation plane (see preceding text) and its variability across steps. To assess the variability, we calculated the angular SD (called *spherical angular dispersion*) of the normal to the plane.

RESULTS

Effect of hand contact on postural stability and general gait characteristics

When children start to walk without support, their bodies display considerable oscillations due to postural instability: peak-to-peak sway of the trunk was $14.1 \pm 3.4^\circ$ in the sagittal plane and $9.5 \pm 1.9^\circ$ in the frontal plane, both values being significantly ($P < 10^{-5}$) higher than in adults (6.2 ± 0.8 and $2.7 \pm 0.6^\circ$, respectively). As a rule, toddlers take relatively few steps and readily fall. Percent of falls in the children was relatively large ($37 \pm 23\%$ in the recording trials).

At the onset of unaided walking, general gait parameters display high variability. There are considerable variable lateral trunk displacements (both GT and GH markers, Fig. 1B, left). To minimize disequilibrium, toddlers take short steps with a wide base of support and a prolonged time in double support (Fig. 2A) (see also Bril and Brenière 1993). The walking speed freely chosen by toddlers was considerably lower than in adults or in older children when expressed in dynamically equivalent terms—Froude number ($Fr = V^2 g^{-1} L^{-1}$, where V is the average speed of locomotion, g the acceleration of gravity, and L the limb length). The Froude number is a dimension-less parameter suitable for the comparison of locomotion in subjects of different size walking at different speeds, under the assumption of the gravity-related pendulum mechanism of movement (Cavagna et al. 1983). Fr was 0.04 ± 0.03 in

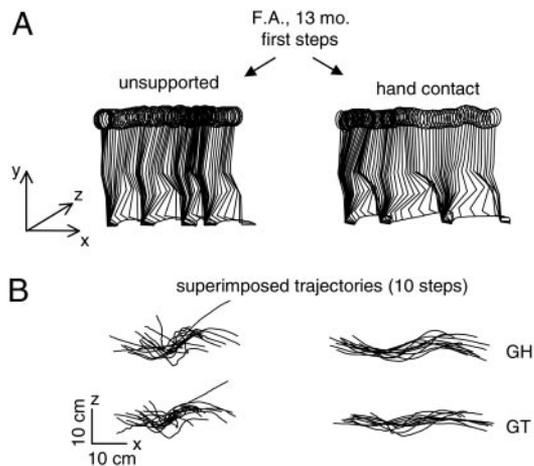


FIG. 1. An example of unsupported and supported walking. *A*: unilateral sagittal stick diagrams when the toddler walked unsupported (*left*) and with the hand held in the hand of a parent (*right*). *B*: superimposed trajectories of the right gleno-humeral (GH) and greater trochanter (GT) markers across 10 steps (after subtracting the mean values) in the horizontal plane for unsupported (*left*) and supported walking (*right*).

toddlers versus 0.21 ± 0.08 in adults and 0.23 ± 0.03 in older children (Fig. 2, *A* and *B*).

To improve postural stability, in a series of trials the child walked with a hand lightly held by the hand of one parent. The procedure resulted in minimal additional contact forces but gave the toddlers greater confidence in walking than without hand contact (as shown by their increased willingness to walk in the laboratory). In contrast to older children (Fig. 2*B*), the step length and the walking speed increased significantly and the step width decreased when walking with hand contact (Fig. 2*A*). The relative duration of the single support phase increased slightly but significantly in all toddlers. Trunk oscillations were significantly reduced: the reduction of sway in the sagittal plane amounted to 25% on average (Fig. 2*A*). Variability in the mediolateral GT oscillations, estimated as the mean SD from the ensemble averaged GT_z waveform, was also reduced (being $0.041 \pm 0.005 L$ with hand contact and $0.052 \pm 0.009 L$

without, where L is the limb length; Fig. 2*A*, *right*). Finally, percent of falls in these supported trials decreased drastically ($7 \pm 6\%$, Fig. 2*A*, *left*).

In summary, hand contact had a strong impact on general characteristics of infant's stepping (Fig. 2*A*). The same hand holding procedure in older children did not show any significant influence on these parameters (Fig. 2*B*).

Kinematic patterns of walking with and without hand contact

One question addressed in this study is whether postural instability represents a major factor inhibiting the expression of the mature stepping pattern in toddlers. To this end, we compared the kinematics of unaided unstable stepping with that of supported walking. Figure 3 shows a typical example of a stepping pattern in one adult and one toddler at the beginning of independent walking. Various general gait features are described in this figure.

First, in adults, the temporal changes of the elevation angles of lower limb segments co-vary along a plane, describing a characteristic loop over each stride (Fig. 3*A*, *far right*). In toddlers, the gait loop departed significantly from planarity and the mature pattern. Planarity was quantified by the percentage of variance accounted for by the third eigenvector (PV_3) of the data covariance matrix: the closer PV_3 is to 0, the smaller the deviation from planarity. PV_3 was significantly higher in toddlers ($3.1 \pm 0.7\%$) than in adults ($0.8 \pm 0.3\%$, $P < 0.001$ Student's unpaired *t*-test), in agreement with previous findings (Cheron et al. 2001b). Also because the amplitude of thigh movements was relatively higher with respect to that of shank and foot movements in toddlers, the gait loop was less elongated than in adults, as shown by the smaller contribution of the first eigenvector (PV_1). Moreover, the step-by-step variability of plane orientation (estimated as the angular dispersion of the plane normal) was considerably higher in toddlers ($16.1 \pm 2.4^\circ$) than in adults (2.9 ± 1.0). In toddlers, neither the percent of variance PV_1 , PV_2 , and PV_3 , nor the orientation of the co-variation plane changed significantly across the two postural support conditions (Fig. 4*A*, *right*). Furthermore, the

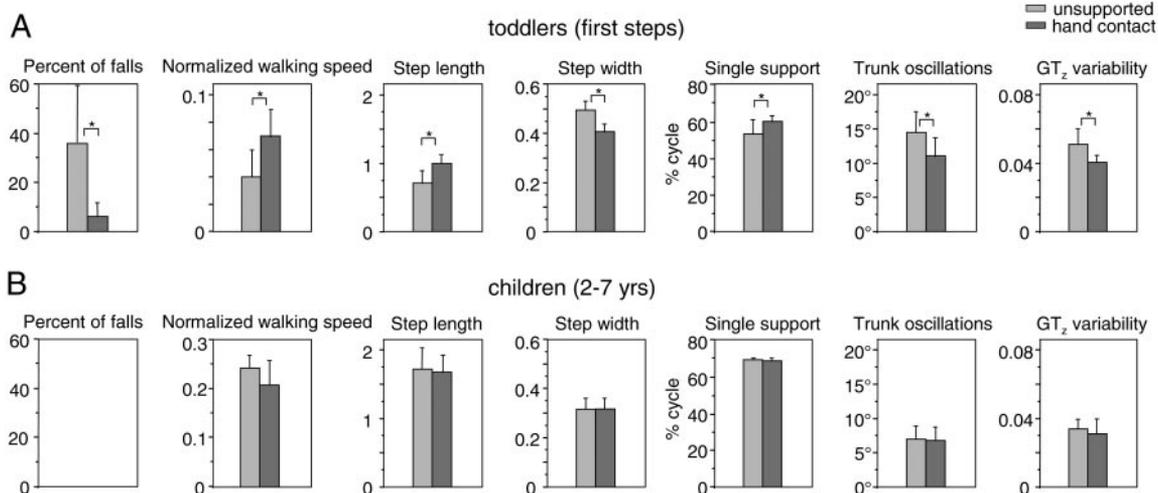


FIG. 2. Effect of hand contact on global gait parameters. *Left to right*: percent of falls, normalized walking speed (Froude number = $V^2 g^{-1} L^{-1}$), step length, step width, relative single support phase duration, peak-to-peak pitch trunk oscillations, and variability in the lateral displacement of GT across 10 steps (estimated as the mean SD from the ensemble average). Step length, step width, and GT_z lateral variability were normalized by the limb length to provide comparisons between children of different sizes. All parameters were significantly different in toddlers during walking with hand contact vs. unsupported walking. Older children (*B*) never fell during the test.

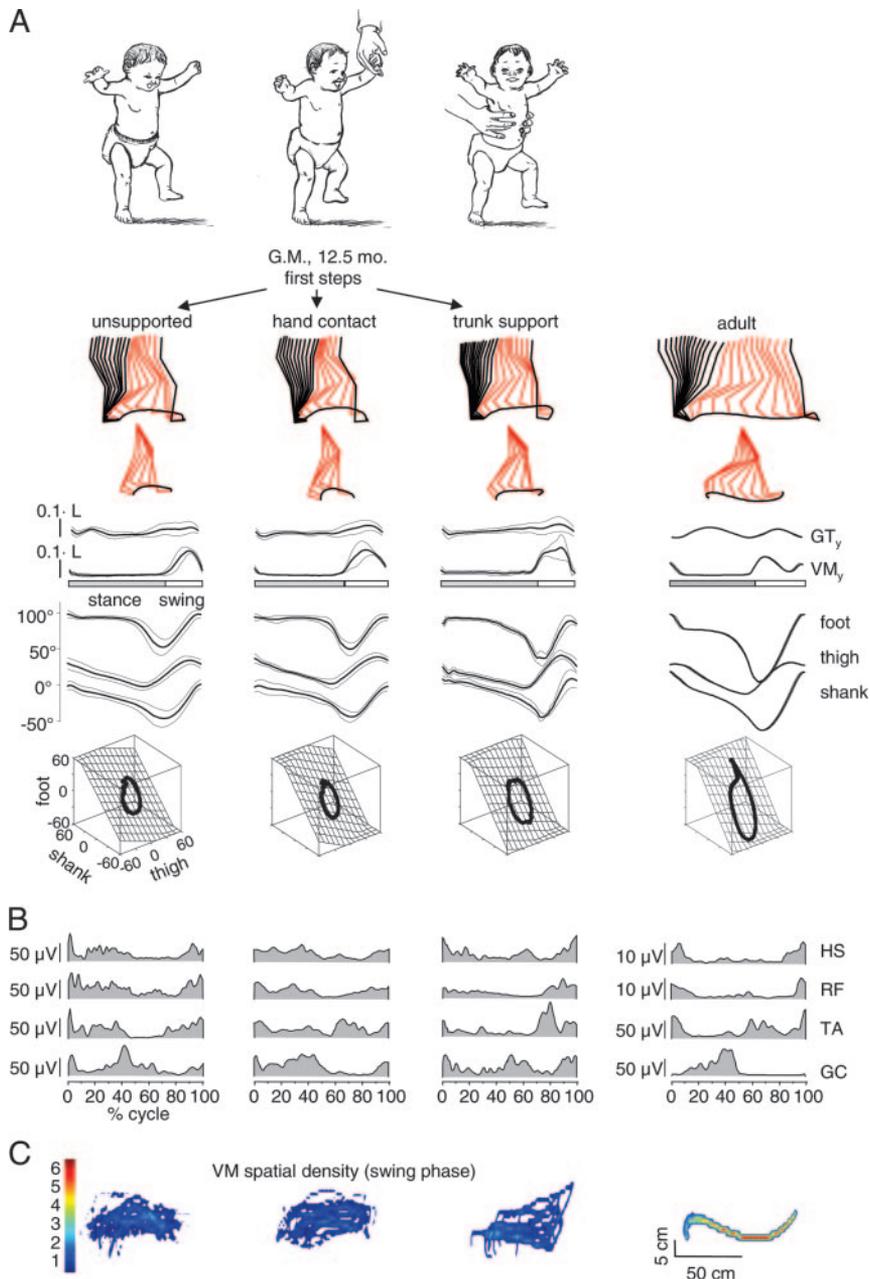


FIG. 3. An example of lower limb kinematics and electromyographic (EMG) activity in 1 toddler and in a representative adult. *A*, top to bottom: stick diagrams of 1 cycle (swing phase is in red), stick diagrams during swing relative to the instantaneous hip position, ensemble averages (\pm SD, $n = 5$ steps) of vertical hip displacement (GT_y), vertical foot displacement (VM_y), thigh, shank, and foot elevation angles and corresponding 3-dimensional gait loops. Data are plotted vs. the normalized gait cycle. GT_y and VM_y are expressed in relative units (normalized by the limb length L). A loop is obtained by plotting the thigh waveform vs. shank and foot waveforms (after subtracting mean values). Paths progress in time in the counter-clockwise direction, foot strike and lift-off corresponding approximately to the top and bottom of the loop, respectively. The interpolation planes result from orthogonal planar regression. *B*: ensemble averaged (across 5 steps) EMG activity. *C*: plots of spatial density of VM path. Spatial density was integrated over the swing phase (across 10–15 steps): the lower the density (toward the blue in the color-cued scale), the greater the variability. Plots are anisotropic, vertical scale being expanded relative to horizontal scale. Note that density is roughly comparable in all support conditions in the toddler, whereas it is much higher in the adult.

step-by-step variability of plane orientation remained unchanged ($15.0 \pm 2.8^\circ$ with hand contact and $16.1 \pm 2.4^\circ$ without) reflecting a high degree of instability in the phase relationship between limb segments.

Second, in walking adults, the hip vaults over the stance leg as an inverted pendulum. As a result, we found two peaks in the temporal profile of vertical hip position (GT_y and IL_y) over each gait cycle, in coincidence with midstance of the right and left leg, respectively (Fig. 3A, right). Fourier series expansion of GT_y revealed a clear dominance of the second harmonic: the percent of GT_y variance explained was 13 ± 7 and $80 \pm 7\%$ for the first and second harmonic, respectively. In toddlers, GT_y oscillations were variable from step to step. Their mean profile systematically differed from that of the adults. Thus independent of support conditions, the first peak in the adult GT_y (corresponding to the stance phase of the ipsilateral leg) was often absent in

toddlers (Fig. 3A). Instead, toddler GT_y activity typically exhibited a peak corresponding to the second peak of the adult GT_y profile, and reflected a lift of the hip joint during swing relative to the contra-lateral hip joint of the load-bearing leg. This behavior was observed both during bilateral kinematic recordings and in the motion of the IL markers. Therefore we can exclude the possibility that the toddler GT_y peak originates from a misplacement of the GT marker relative to the center of joint rotation. In toddlers, the percent of GT_y variance explained by the first and second harmonic was 56 ± 9 and $23 \pm 5\%$, respectively, indicating a dominance of the first harmonic (Fig. 4B). A lack of the pendulum behavior of the hip in toddlers was conserved across support conditions. Thus over the 0.07–0.20 range of Fr values, the percent of variance explained by the second harmonic of GT_y was $27 \pm 7\%$ with hand contact and $23 \pm 5\%$ without ($P > 0.7$ in all cases).

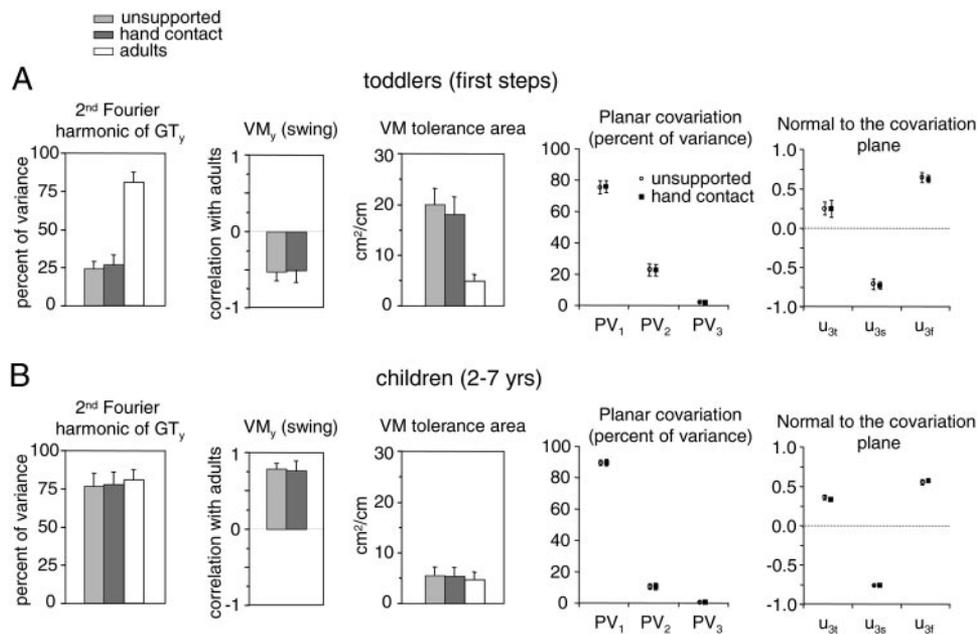


FIG. 4. Effect of hand contact on lower limb kinematics in toddlers and older children. *Left:* percent of variance (\pm SD) of GT_y data explained by the 2nd Fourier harmonic. The values for the adult group were obtained by computing the mean (\pm SD) from the pooled data obtained for walking at natural, freely chosen speed (on average, 3.8 ± 0.4 km/h). *Second panel:* correlation coefficient between VM_y data in toddlers and the corresponding ensemble average in adults during swing. *Third panel:* normalized VM tolerance area during swing. *Fourth panel:* planar co-variance for the thigh-shank-foot loops: percentage of variance accounted for by eigenvectors u_1 – u_3 (PV_1 , PV_2 , PV_3 respectively). The 1st eigenvector (u_1) is aligned with the long axis of the gait loops of Fig. 3, the 2nd eigenvector (u_2) is aligned with the short axis, and the 3rd eigenvector (u_3) is the normal to the plane. *Right:* direction cosines of the plane normal with the positive semi-axis of the thigh, shank, and foot angular coordinates (u_{3t} , u_{3s} , and u_{3f}). All parameters presented in this figure were not significantly different in toddlers during walking with hand contact.

Third, foot trajectory characteristics differed systematically in toddlers as compared with those in adults. The dominant template of the foot motion is illustrated in the stick diagram of Fig. 3A (*left*). All toddlers moved the leg in such a way that the foot lift had only one maximum at midswing. Often, the toe reached its maximal height in front of the body at the end of swing. This behavior was entirely opposite to that observed in the typical adult gait, which was characterized by prominent foot lift in early swing, a minimum foot clearance during midswing, and another separate toe lift at the end of swing (Fig. 3A, *right*). As a result, the correlation coefficient between the time series of the VM_y during swing in toddlers and the corresponding ensemble average in adults was typically negative (-0.59 ± 0.22). The spatial variability of the endpoint (foot) path in the sagittal plane was considerably greater than in the adults (Fig. 3C): the normalized tolerance area (scaled to the mean limb length of adults) was 20.7 ± 3.1 cm^2/cm in toddlers and 4.8 ± 1.9 cm^2/cm in adults ($P < 0.0001$, Student's unpaired *t*-test). Hand contact did not influence appreciably the shape (Fig. 3A) and spatial variability (Fig. 3C) of the endpoint path. The correlation coefficient between VM_y in toddlers and adults remained negative (-0.55 ± 0.20). The VM tolerance area remained high (17.9 ± 4.6 cm^2/cm).

Finally, EMG activity in toddlers was variable across steps due to augmented step-by-step variability in the kinematics and in the speed of progression, though it comprised many features of adult gait. Nonplantigrade gait and foot placements were often accompanied by an atypical burst of activity in the gastrocnemius muscle at foot touchdown (Fig. 3B) (see also Forssberg et al. 1985; Okamoto et al. 2003), this burst was never observed in adults. The mean level of activation of leg muscles did not change significantly with hand contact. In the hand contact condition, the TA, GC, HS, and RF activity was 22 ± 10 , 33 ± 11 , 21 ± 10 , and 18 ± 14 μV ; in the unsupported condition, it was 20 ± 11 , 27 ± 10 , 20 ± 9 , and 16 ± 15 μV , respectively. Characteristic EMG bursts at foot contact were also observed during supported stepping.

In summary, experimental interventions leading to increased postural stability and reduced trunk oscillations did not result in significant amelioration of the kinematic dis-coordination and EMG patterns in toddlers. Walking with hand contact also did not affect the kinematics of stepping movements in older children (Fig. 4B), which remained similar to that of adults across support conditions.

Effect of trunk support

In four toddlers, we also performed a more drastic maneuver to stabilize the body during walking. In some trials, an experimenter (or a parent) firmly held the trunk of the child with both hands while the child stepped. The mean walking speed (1.3 ± 0.6 km/h) was similar to that during unsupported stepping (1.4 ± 0.7 km/h). Supporters were instructed to avoid influencing the toddlers' forward motion. However, we were unable to completely control for the possibility that some aspects of stepping were influenced by external forces generated by the supporter on the toddler's forward motion. Thus the movement of the trunk (and in particular the vertical displacement of the hip joint) could not be analyzed reliably due to the presence of the external support. Nevertheless, leg movements and EMG activity were comparable to those during unsupported stepping (Fig. 3). The gait loop departed from planarity and from mature pattern in the two support conditions. The percent of variance accounted for by the third eigenvector (planarity, PV_3) was $2.5 \pm 0.5\%$ during walking with trunk support and $2.7 \pm 0.3\%$ without (sf. $0.8 \pm 0.3\%$ in adults). The step-by-step variability of plane orientation remained high ($13.6 \pm 3.6^\circ$ with trunk support and $15.7 \pm 3.2^\circ$ without). The correlation coefficient between the time series of the VM_y during swing in toddlers and the corresponding ensemble average in adults remained negative (-0.51 ± 0.15) and the VM tolerance area remained high (19.2 ± 3.9 cm^2/cm with trunk support and 17.0 ± 5.5 cm^2/cm without). In summary, neither inter-step kinematic variability, nor the index of planarity (PV_3), nor the orientation of the plane of angular co-variation changed significantly ($P > 0.05$ in all cases).

Similarities between toddler stepping and marching in place in adults

Interestingly, the shape of the foot path, bilateral coordination of the two hip joints and EMG patterns in the toddlers were reminiscent of those observed for stepping in place in the adults (Fig. 5). The correlation coefficient between the time series of the vertical foot (VM) displacements during swing in the toddlers and the ensemble average in the adults for stepping in place was typically very high and positive (0.92 ± 0.09), while it was typically negative (-0.59 ± 0.22) when comparing with normal adult walking. As in the case of the toddler gait, GT_y oscillations during stepping in place in adults displayed a prominent peak during swing and a tiny peak during stance (Fig. 5); as a consequence, the percent of GT_y variance explained by the first and second harmonic was 52 ± 22 and $31 \pm 13\%$, respectively.

In additional trials, adults were asked simultaneously to perform stepping-in-place-like vertical leg movements while moving slowly forward. The adults executed this task easily and the kinematics were very similar across adults. Again, in this task, the VM_y and GT_y behavior was similar to that of the toddlers (Fig. 5). Moreover, during stepping in place in adults, we detected bursts of EMG activity in the calf muscles at foot touchdown similar to those often observed in toddlers (Fig. 5), and the HS muscle regularly exhibited activity in the middle of swing phase. Furthermore, the gait loop during adult stepping in place dwindled to a line because all three segments moved in phase. However, when the adults were asked to simultaneously step in place and to move forward, this manipulation created phase shifts between segment rotations, and the shape of the gait loop became very similar to that of the toddlers (Fig. 5).

Behavior before and after the onset of unsupported locomotion

Four infants were tested repeatedly over a period between 4 mo before and 13 mo after the onset of independent walking (Fig. 6). During the experiments, the infants walked firmly supported by the hand of one of their parents before they could walk independently. In all recording sessions performed before the onset of unsupported locomotion, the pattern of intersegmental coordination, the pendulum-related pattern of vertical hip displacement and foot trajectory characteristics all did not differ significantly from those recorded at the onset of unsupported locomotion. The percentage of variance accounted for by the second Fourier harmonic of the vertical GT displacement (denoting the double-peaked profile of pendular oscillations of COM) exhibited inter-step variability but did not change systematically as a function of age up to the time of onset of unsupported locomotion, when it started to increase rapidly over the first few months of independent walking experience (Fig. 6B). A similar trend was exhibited by the time course of the VM_y (Fig. 6D), by the endpoint (VM) spatial variability (Fig. 6E), by the index of planarity of the gait loop (PV_3 , Fig. 6C) and by the step-by-step variability of plane orientation (angular dispersion of the plane normal, not shown).

DISCUSSION

There are three main findings in this study: immaturity of global gait parameters did not depend on postural stability, the toddler pattern shared fundamental features with adult stepping in place, and idiosyncratic gait parameters remained basically

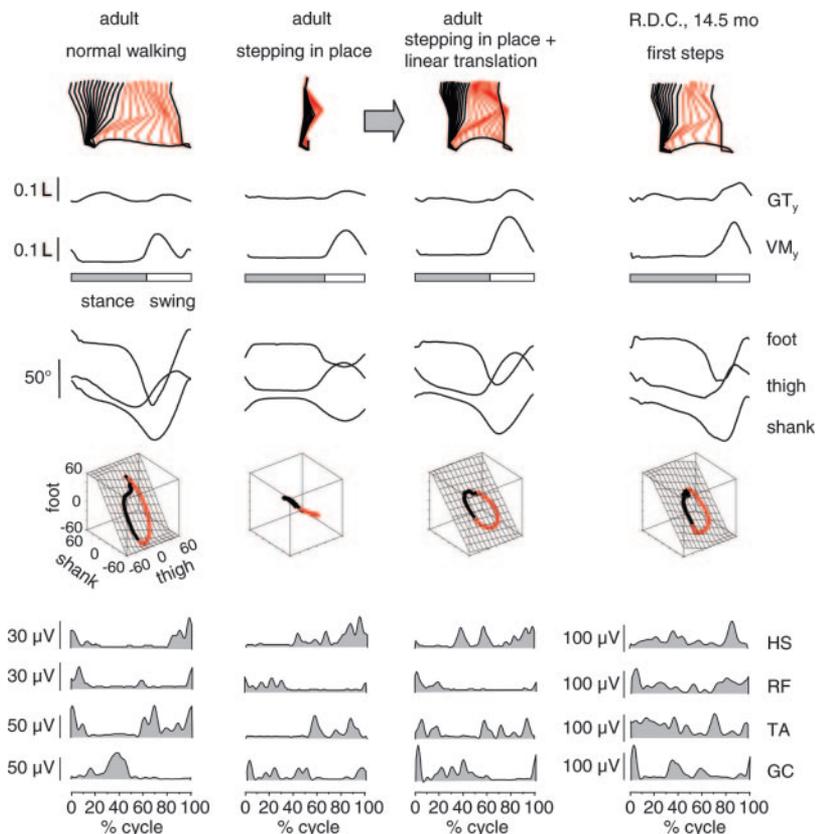


FIG. 5. Similarities between the toddler's gait and stepping-in-place in adults. From left to right: normal walking in the adult, stepping in place in the adult, stepping in place + linear translation in the adult, unsupported stepping in the toddler (swing phase is in red).

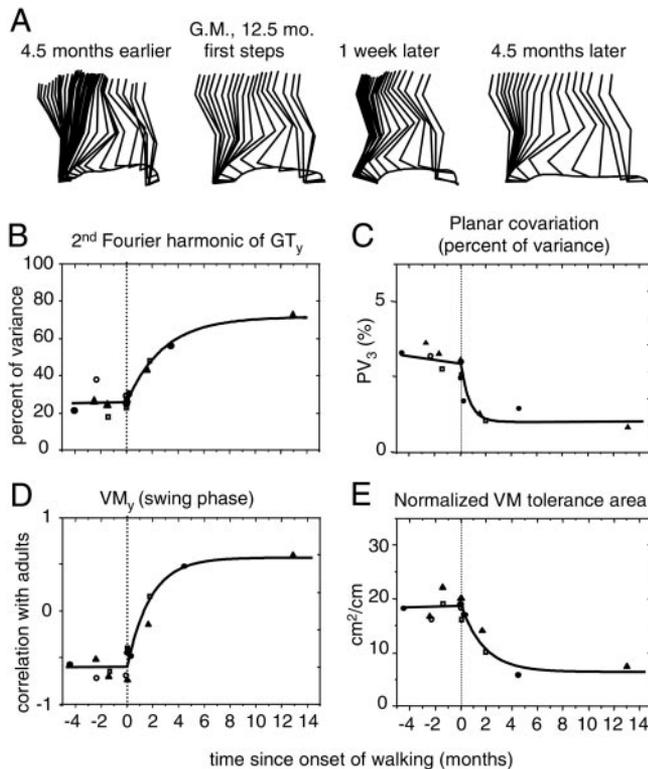


FIG. 6. Behavior before and after the onset of independent walking. *A*: stick diagrams of 1 child for experimental sessions performed at different times before and after the 1st unsupported steps. *B*: percentage of variance of GT_y data explained by the 2nd Fourier harmonic. *C*: percentage of variance accounted for by the 3rd eigen vector u_3 of the thigh-shank-foot gait loop. *D*: correlation coefficient between VM_y data in toddlers and the corresponding ensemble average in adults during swing. *E*: normalized VM tolerance area during swing. The time course of changes with age was fitted by an exponential function for experimental sessions performed after the onset of unsupported walk and by a linear function for experimental sessions performed before the onset of unsupported walk. \blacktriangle , data from subject R. D.C.; \bullet , data from subject G.M.; \circ , data from subject M.M.; \square , data from subject L.B.

unchanged until the occurrence of the first unsupported steps and rapidly matured thereafter, suggesting that unsupported locomotion experience may act as a functional trigger for maturation of the innate kinematic pattern.

Idiosyncratic kinematic features of a toddler's gait

Prewalking children are typically able to stand up and maintain static equilibrium from ~ 10 mo of age (Zernicke et al. 1982). At the age of ~ 1 yr, maturation of central neuronal pathways arrives at a point whereby the necessary integrative capacity for balance and rhythmic leg activity allows unaided walking to take place even though the posture is unstable. Equilibrium instabilities, however, could reorganize a coordination pattern and augment kinematic variability in walking toddlers as occurs in adults under unstable walking conditions (Cham and Redfern 2002; Menz et al. 2003). However, our results show that even when supported through hand contact, which reduced balance difficulties and thereby increased confidence of stepping, toddlers still exhibited their idiosyncratic gait pattern, characterized by undeveloped phase coupling of limb segment motion, bilateral hip discoordination, lack of the pendulum behavior of the COM, characteristic EMG bursts at foot contact, high kinematic variability, and distinctive elliptic-

like or single-peak trajectories of the foot during swing. Trunk support also did not significantly improve gait kinematics (Fig. 3), although one can never be sure of having totally removed the problem of postural instability because translational and rotational trunk oscillations are inertially coupled with leg motion. However, if we take a realistic operational approach to the problem, we are confident that our results do reveal the absence of a strong relationship between postural instability and gait immaturity at the onset of independent walking.

Clearly, the task of maintaining stability when walking is considerably different from that of standing because the former necessitates an appropriate lower limb coordination pattern. Furthermore, the residual trunk oscillations during walking with hand support (Fig. 2, right) may likely be a result of the immature intersegmental coordination. The planar co-variance of the elevation angles of the lower limb segments is weak and variable at the time of the first unsupported steps (Cheron et al. 2001a,b). The maturation of the planar co-variance is functionally significant for the mechanics of walking (Bianchi et al. 1998) and is likely important for higher postural stability. The parallel development (similar time constants) of trunk stabilization, planar co-variance of the elevation angles (Cheron et al. 2001b), and the gravity-related pendulum mechanism of walking (Ivanenko et al. 2004) suggests that a dynamic integration of a gravity-centered reference emerges for equilibrium and forward propulsion.

An optimal cadence in walking roughly corresponds to the eigen (resonance) frequency of the swinging limbs coupled with inverted pendulum motion of the stance limb, as predicted by the pendulum mechanism of walking (Cavagna et al. 1983) and by the "ballistic walking" model proposed by Mochon and McMahon (1980), in which the swing limb behaves like a compound pendulum. Therefore matching of neural and mechanical oscillators might be essential both for minimization of energy consumption and for a higher dynamic stability because one of the benefits of pendular rhythmic movements is cycle-to-cycle stability and reproducibility (Goodman et al. 2000). In adults, the minimum variability of the foot trajectory and of the elevation angles occurs ~ 3 – 4 km/h and defines the optimal kinematic walking speed from the point of view of minimization of positional variance (Ivanenko et al. 2002) and ~ 4.5 km/h from the point of view of minimization of energy consumption (Cavagna et al. 1983). Optimal speed cannot be easily determined in newly walking toddlers as they usually walk over a limited range of speeds and steps. However, the kinematic pattern differed from the adult pendulum behavior and the kinematic variability was always considerably higher in the toddlers than in the adults, independent of speed or support conditions, suggesting that toddlers do not properly use the gravity-related properties of limb mechanics (transfer between potential and kinetic energies). In addition, the upper extremities in newly walking toddlers are held away from the body, whereas, as a child grows older, reciprocal arm swinging emerges (Sutherland et al. 1980).

Similarities between toddler stepping and stepping in place in adults

The basic invariance of the characteristic kinematic pattern in toddlers across different support conditions leads to the question: does this kinematic invariance reflect motor primitives for the control of stepping? Several aspects of infant

stepping, in particular, the vertical movement of the hip joint and of the foot, the shape of the gait loop, and the bursts of EMG activity on foot placements, all suggest that toddlers implement a mixed locomotor strategy, combining forward progression with elements of stepping in place. In fact, as noted in RESULTS, this toddler pattern is highly reminiscent of adult stepping in place accompanied by supplementary slow forward translation (see Fig. 5). It is also worth noting that stepping in place usually precedes independent walking because infants spend time stepping on the spot, when supported by an adult or while holding onto an object. Obviously, the linear component is fundamental for sustaining the locomotor pattern because unsupported toddlers do not typically step in place. Illustrations of the simple integration of stepping movements with forward translation can be found in the typical strategy of gait initiation in toddlers, whereby gait is initiated by letting the body fall forward, and in a form of early walking, whereby the toddler puts the swing foot forward to break the fall and bring the body back to the original stance foot (McCollum et al. 1995). Often, the “faller” cannot stop without something to bump into, such as a wall or friendly adult (McCollum et al. 1995). The linear component of foot motion in supported infants can also be evoked when stepping on a moving treadmill belt (Lamb and Yang 2000; Pang and Yang 2001; Yang et al. 1998). However, the behavior of the body as a compound inverted pendulum appears later with walking experience.

In infant stepping, several leg muscles emit short-latency EMG bursts when the foot contacts the ground (Fig. 3B). These bursts were attributed to hypersensitive stretch reflexes distributed to several muscles (Forsberg 1985, 1999; Okamoto et al. 2003). In contrast, our findings suggest that this characteristic EMG activity might be a result of nonplantigrade gait rather than hyperactivity of stretch reflexes because these bursts are always observed during adult stepping in place accompanied by supplementary linear translation (Fig. 5).

The occurrence of the prominent single-peak foot lift during swing corroborates Sherrington's views on the involvement of the spinal flexion reflex in step generation (Sherrington 1910). A similar form of locomotor-like alternating kicking and stepping movements is present at birth and even during the prenatal period in humans (Forsberg 1985; Zelazo 1983). Thus one can recognize the above-mentioned features of toddler stepping in the stick diagrams, video recordings and EMG traces documented by others during supported neonatal stepping (≤ 4 wk after birth) and throughout the first year of life (1–12 mo after birth) (Forsberg 1985; Lamb and Yang 2000; Okamoto et al. 2003; Pang and Yang 2001; Yang et al. 1998), namely: high single-peak foot lift, short step length, disordered vertical hip displacements, and characteristic EMG bursts at foot contact.

Role of walking experience in gait maturation

Progressive changes of gait kinematics and kinetics depend on musculoskeletal growth (including foot shape modifications and ossification of the soft bones of the feet) (Bertsch et al. 2004), development of the vestibular system (Wiener-Vacher et al. 1996), central conduction delays (Eyre et al. 1991), and maturation of central neuronal pathways that are important for postural and locomotor control, the latter resulting in part from myelination of descending tracts (Paus et al. 1999). In addition to these factors, however, walking experience under un-

ported conditions may act as a functional trigger of gait maturation because characteristic gait parameters were basically conserved until independent walking and then rapidly mature (Fig. 6). Thus the most dramatic phase of maturation takes place during the first months of independent walking (Sundermier et al. 2001), though anthropometrical changes and developmental tunings go on for many years. It is also worth noting that infants undergoing daily stepping exercise exhibit an earlier onset of independent walking than untrained infants (Zelazo et al. 1972). Consistent with learning of other motor skills, rapid maturation of the infant's gait is accompanied by a similar rapid reduction in kinematic variability (e.g., Fig. 6E). In a computational context, high variability may reflect the attempts of the CNS to explore a wide range of different kinematic solutions during development (Forsberg 1999; Konczak and Dichgans 1997; McCollum et al. 1995; Thelen and Smith 1994), and walking experience may act to accelerate the motor system's ability to identify the optimal solution.

Underlying changes in information accessibility due to the enhanced freedom to explore the world beyond the territory at hand, coupled with improved cognitive capacity to generate complex associations (Butterworth 1998), may also be important for fully unaided walking to develop (Zelazo 1983). For instance, at the onset of independent walking, appropriate control of foot placement is greatly lacking: infants often neglect obstacles (e.g., toys located on the floor) when walking in a play area and a toddler's ability to walk on uneven terrain or slopes is very limited (Adolph 1997). Although postural control constitutes a necessary ingredient of independent walking, our results clearly show that the onset of walking itself leads rapidly to stabilization of the locomotor pattern.

ACKNOWLEDGMENTS

We thank Dr. W. Miller for comments on the manuscript and V. Sabia for the toddler drawing (Fig. 3).

GRANTS

The financial support of Italian Health Ministry, Italian University Ministry (PRIN and FIRB projects), and Italian Space Agency is gratefully acknowledged.

REFERENCES

- Adolph KE.** Learning in the development of infant locomotion. *Monogr Soc Res Child Dev* 62: 1–158, 1997.
- Assaiante C, Thomachot B, and Aurenty R.** Hip stabilization and lateral balance control in toddlers during the first four months of autonomous walking. *Neuroreport* 4: 875–878, 1993.
- Bertsch C, Unger H, Winkelmann W, and Rosenbaum D.** Evaluation of early walking patterns from plantar pressure distribution measurements. First year results of 42 children. *Gait Posture* 19: 235–242, 2004.
- Bianchi L, Angelini D, Orani GP, and Lacquaniti F.** Kinematic coordination in human gait: relation to mechanical energy cost. *J Neurophysiol* 79: 2155–2170, 1998.
- Borghese NA, Bianchi L, and Lacquaniti F.** Kinematic determinants of human locomotion. *J Physiol* 494: 863–879, 1996.
- Bril B and Brenière Y.** Posture and independent locomotion in early childhood: learning to walk or learning dynamic postural control? In: *The Development of Coordination in Infancy*, edited by Savelsbergh GJP. Amsterdam: Elsevier, 1993, p. 337–358.
- Butterworth G.** What is special about pointing in babes? In: *The Development of Sensory, Motor and Cognitive Capacities in Early Infancy From Perception to Cognition*, edited by Simion F and Butterworth G. Hove, UK: Psychology Press, 1998, p. 171–190.
- Capaday C.** The special nature of human walking and its neural control. *Trends Neurosci* 25: 370–376, 2002.

- Cavagna GA, Franzetti P, and Fuchimoto T.** The mechanics of walking in children. *J Physiol* 343: 323–339, 1983.
- Cham R and Redfern MS.** Changes in gait when anticipating slippery floors. *Gait Posture* 15: 159–171, 2002.
- Cheron G, Bengoetxea A, Bouillot E, Lacquaniti F, and Dan B.** Early emergence of temporal coordination of lower limb segments elevation angles in human locomotion. *Neurosci Lett* 308: 123–127, 2001a.
- Cheron G, Bouillot E, Dan B, Bengoetxea A, Draye JP, and Lacquaniti F.** Development of a kinematic coordination pattern in toddler locomotion: planar covariation. *Exp Brain Res* 137: 455–466, 2001b.
- Clark JE, Whitall J, and Phillips SJ.** Human interlimb coordination: the first 6 months of independent walking. *Dev Psychobiol* 21: 445–456, 1988.
- Dickstein R and Laufer Y.** Light touch and center of mass stability during treadmill locomotion. *Gait Posture* 20: 41–47, 2004.
- Eyre JA, Miller S, and Ramesh V.** Constancy of central conduction delays during development in man: investigation of motor and somatosensory pathways. *J Physiol* 434: 441–452, 1991.
- Fitzpatrick R, Burke D, and Gandevia SC.** Task-dependent reflex responses and movement illusions evoked by galvanic vestibular stimulation in standing humans. *J Physiol* 478: 363–372, 1994.
- Forsberg H.** Ontogeny of human locomotor control. I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Exp Brain Res* 57: 480–493, 1985.
- Forsberg H.** Neural control of human motor development. *Curr Opin Neurobiol* 9: 676–682, 1999.
- Goodman L, Riley MA, Mitra S, and Turvey MT.** Advantages of rhythmic movements at resonance: minimal active degrees of freedom, minimal noise, and maximal predictability. *J Mot Behav* 32: 3–8, 2000.
- Ivanenko YP, Dominici N, Cappellini G, Dan B, Cheron G, and Lacquaniti F.** Development of pendulum mechanism and kinematic coordination from the first unsupported steps in toddlers. *J Exp Biol* 207: 3797–3810, 2004.
- Ivanenko YP, Grasso R, and Lacquaniti F.** Neck muscle vibration makes walking humans accelerate in the direction of gaze. *J Physiol* 525: 803–814, 2000.
- Ivanenko YP, Grasso R, Macellari V, and Lacquaniti F.** Control of foot trajectory in human locomotion: role of ground contact forces in simulated reduced gravity. *J Neurophysiol* 87: 3070–3089, 2002.
- Ivanenko YP, Talis VL, and Kazennikov OV.** Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans. *Eur J Neurosci* 11: 647–654, 1999.
- Jeka JJ and Lackner JR.** Fingertip contact influences human postural control. *Exp Brain Res* 100: 495–502, 1994.
- Konczak J and Dichgans J.** The development toward stereotypic arm kinematics during reaching in the first 3 years of life. *Exp Brain Res* 117: 346–354, 1997.
- Lacquaniti F, Grasso R, and Zago M.** Motor patterns in walking. *News Physiol Sci* 14: 168–174, 1999.
- Lacquaniti F, Ivanenko YP, and Zago M.** Kinematic control of walking. *Arch Ital Biol* 140: 263–272, 2002.
- Lam T, Wolstenholme C, van der Linden M, Pang MY, and Yang JF.** Stumbling corrective responses during treadmill-elicited stepping in human infants. *J Physiol* 553: 319–331, 2003.
- Lamb T and Yang JF.** Could different directions of infant stepping be controlled by the same locomotor central pattern generator? *J Neurophysiol* 83: 2814–2824, 2000.
- Lasko-McCarthy P, Beuter A, and Biden E.** Kinematic variability and relationships characterizing the development of walking. *Dev Psychobiol* 23: 809–837, 1990.
- Ledebt A and Bril B.** Acquisition of upper body stability during walking in toddlers. *Dev Psychobiol* 36: 311–324, 2000.
- Lejeune TM, Willems PA, and Heglund NC.** Mechanics and energetics of human locomotion on sand. *J Exp Biol* 201: 2071–2080, 1998.
- McCullum G, Holroyd C, and Castelfranco AM.** Forms of early walking. *J Theor Biol* 176: 373–390, 1995.
- Menz HB, Lord SR, and Fitzpatrick RC.** Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture* 18: 35–46, 2003.
- Mochon S and McMahon TA.** Ballistic walking. *J Biomech* 13: 49–57, 1980.
- Okamoto T, Okamoto K, and Andrew PD.** Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking. *Gait Posture* 17: 18–27, 2003.
- Orlovsky GN, Deliagina TG, and Grillner S.** *Neural Control of Locomotion. From Mollusc to Man.* Oxford, UK: Oxford Univ. Press, 1999.
- Ouchi Y, Okada H, Yoshikawa E, Nobeza S, and Futatsubashi M.** Brain activation during maintenance of standing postures in humans. *Brain* 122: 329–338, 1999.
- Pang MY and Yang JF.** Interlimb coordination in human infant stepping. *J Physiol* 533: 617–625, 2001.
- Paus T, Zijdenbos A, Worsley K, Collins DL, Blumenthal J, Giedd JN, Rapoport JL, and Evans AC.** Structural maturation of neural pathways in children and adolescents: in vivo study. *Science* 238: 1908–1911, 1999.
- Pearson K and Gordon J.** Locomotion. In: *Principles of Neural Science*, edited by Kandel ER, Schwartz JH, and Jessell TM. New York: McGraw-Hill, 2000, p. 737–755.
- Sherrington CS.** Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. *J Physiol* 40: 28–121, 1910.
- Solopova IA, Kazennikov OV, Deniskina NB, Levik YS, and Ivanenko YP.** Postural instability enhances motor responses to transcranial magnetic stimulation in humans. *Neurosci Lett* 337: 25–28, 2003.
- Sundermier L, Woollacott M, Roncesvalles N, and Jensen J.** The development of balance control in children: comparisons of EMG and kinetic variables and chronological and developmental groupings. *Exp Brain Res* 136: 340–350, 2001.
- Sutherland DH, Olshen R, Cooper L, and Woo SL.** The development of mature gait. *J Bone Joint Surg* 62: 336–353, 1980.
- Thelen E and Cooke DW.** Relationship between new-born stepping and later walking: a new interpretation. *Dev Med Child Neurol* 29: 380–393, 1987.
- Thelen E and Smith LB.** *A Dynamical System Approach to the Development of Cognition and Action.* London: Bradford Brook, 1994.
- Wiener-Vacher SR, Ledebt A, and Bril B.** (1996). Changes in otolith VOR to off vertical axis rotation in infants learning to walk. Preliminary results of a longitudinal study. *Ann NY Acad Sci* 781: 709–712, 1996.
- Yaguramaki N and Kimura T.** Acquisition of stability and mobility in infant gait. *Gait Posture* 16: 69–77, 2002.
- Yang JF, Stephens MJ, and Vishram R.** Infant stepping: a method to study the sensory control of human walking. *J Physiol* 507: 927–937, 1998.
- Zelazo PR.** The development of walking: new findings and old assumptions. *J Mot Behav* 15: 99–137, 1983.
- Zelazo PR, Zelazo NA, and Kolb S.** “Walking” in the newborn. *Science* 176: 314–315, 1972.
- Zernicke RF, Gregor RJ, and Cratty BJ.** Balance and visual proprioception in children. *Hum Mov Sci* 8: 1–13, 1982.

Development of Independent Walking in Toddlers

AQ1 Yuri P. Ivanenko,¹ N. Dominici,^{1,2} and F. Lacquaniti^{1,2,3}

¹Department of Neuromotor Physiology, IRCCS Fondazione Santa Lucia; ²Department of Neuroscience, University of Rome Tor Vergata; and ³Centre of Space Bio-medicine, University of Rome Tor Vergata, Rome, Italy

IVANENKO, Y.P., N. DOMINIC, and F. LACQUANITI. Development of independent walking in toddlers. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, Vol. 35, No. 2, pp. 00–00, 2007. *Surprisingly, despite millions of years of bipedal walking evolution, the gravity-related pendulum mechanism of walking does not seem to be implemented at the onset of independent walking, requiring each toddler to develop it. We discuss the precursor of the mature locomotor pattern in infants as an optimal starting point strategy for gait maturation.*

Key Words: bipedal locomotion, gravity, equilibrium, pendulum mechanism, first steps, development, human

INTRODUCTION

In contrast with humans, many animal species start to walk very early in life, often within hours after birth. The comparatively slow maturation rate in our species is believed to be related to particularly complex development of the central nervous system (CNS) and unique challenges of bipedal balance control. Indeed, upright posture acquisition is a critical precursor of independent walking. Despite striking similarities in the sensory control of stepping movements in infants and adults (28), and rhythmic movements in general (30), even a naive observer notes that initial stepping is far from a mature walking pattern.

What is special in toddler gait? In this review, we will reflect on the primitive kinematic pattern at the beginning of independent walking, both from the developmental and functional points of view. In particular, the focus of this paper is on the development of the pendulum mechanism of walking and intersegmental coordination in toddlers faced with the novel task of transporting their body weight in the upright position. We argue that the precursor of the mature kinematic pattern consists of a locomotor strategy combining forward progression with elements of stepping in place, which may have functional benefits for newly walking toddlers in the special conditions of initial unsupported gait.

WALKING IN THE GRAVITY FIELD

Life evolved in the presence of gravity. Gravity has two major impacts on motor functions: specific body orientation in space and specific rules of motion in the gravity field. One important consequence of the presence of gravitational forces is a pendulumlike behavior of our limbs. This behavior is inherently linked to the optimization of movement in animals (1,3,9,20). Accordingly, gravity plays an essential role in terrestrial locomotion.

Bipedalism has evolved among the vertebrates a number of times other than in humans. The obvious example of bipedal movement is among the birds and their ancestors, the theropod dinosaurs. Bipedal movement is less common among mammals, most being quadrupedal, although examples of bipedalism can be found (*e.g.*, bears and monkeys). Erect posture and bipedal walking entail several advantages including higher viewing perspective for distant dangers or resources and free forelimbs for manipulation, flight, or combat.

The dominant hypothesis regarding templates for bipedal walking in the gravity field is a process of vaulting over an inverted pendulum of the stance limb (Fig. 1) while simultaneously swinging the contralateral limb in a synchronized fashion. The literature on the pendulum mechanism of walking in different animals has been growing rapidly in recent years (5,20). The inverted pendulum model accurately predicts the general pattern of mechanical energy fluctuations of the body during walking and an optimal walking speed. Kinetic energy of forward motion of the center of mass in the first half of the stance phase is transformed into gravitational potential energy, which is partially recovered as the center of body mass (COM) falls forward and downward in the second half of the stance phase (Fig. 1). Recovery of mechanical energy by the pendulum mechanism depends on speed, amounting to a

Address for correspondence: Dr Yuri P. Ivanenko, Department of Neuromotor Physiology, Scientific Institute Foundation Santa Lucia, 306 via Ardeatina, 00179 Rome, Italy (E-mail: y.ivanenko@hsantalucia.it).

Accepted for publication: November 8, 2006.
Associate Editor:

AQ2

Pendulum mechanism of walking

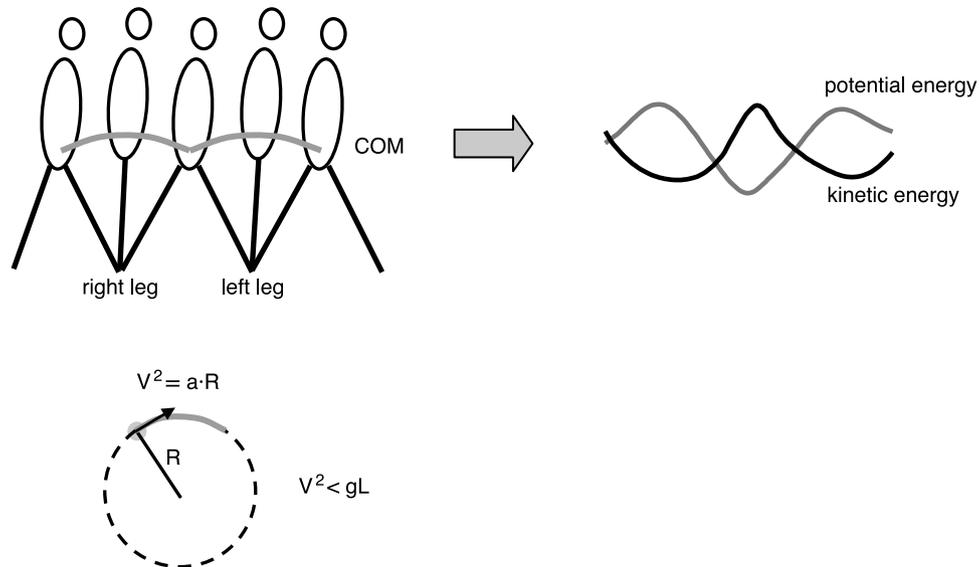


Figure 1. Schematic representation of the inverted pendulum mechanism of walking in adults: the hip vaults over the stance limb resulting in mechanical energy fluctuations of the COM. Based on this inverted pendulum model, animals cannot walk faster than the speed at which the centripetal force required to keep the COM moving along the curved path exceeded the force provided by gravity ($V^2 < gL$), where L is a characteristic leg length (1).

maximum of approximately 65% around the natural preferred speed 3 (as compared with an ideal frictionless pendulum, in which there is 100% exchange of gravitational potential energy and forward kinetic energy).

A consequence of the pendulumlike behavior of our limbs is the principle of dynamic similarity. It states that geometrically similar bodies that rely on pendulumlike mechanics of movement have similar gait dynamics at the same Froude number, that is, all lengths, times, and forces scale by the same factors 1. The Froude number (Fr) is the dimensionless parameter given by

$$Fr = \frac{V^2}{gL}$$

where V is the average speed of locomotion, g the acceleration of gravity, and L the leg length. Fr is directly proportional to the ratio between the kinetic energy and the gravitational potential energy needed during movement. Dynamic similarity implies that the recovery of mechanical energy in subjects of short height, such as children, pygmies, and dwarfs, is not different from that of normal-sized adults at the same Fr . At $Fr = 0.25$, an optimal exchange between potential and kinetic energies of the COM occurs. Other reference Froude numbers having a biomechanical meaning are (1,20): $Fr = 0.5$ (walk-to-run transition speed) and $Fr = 1$ (upper speed limit at which the body takes off from the ground and thus walking is no longer feasible, Fig. 1). The pendulum mechanism has been demonstrated not only in humans but also in a wide variety of animals that differ in body size, shape, mass, leg number, posture, or skeleton type, including birds, monkeys, kangaroos, elephants, dogs, lizards, frogs, crabs, and cockroaches, and it was even

applied to estimate how fast dinosaurs were moving or the size of a dinosaur from the size of its footprint (1,5).

Bipedalism of hominids represents a fundamental evolutionary adaptation. Extraordinary paleoanthropological discoveries during the 20th century revealed that bipedalism was present at least a million years before stone tools and the development of a large brain (16,26). The long evolution in hominids suggests optimization of movement by the CNS. Indeed, upright bipedal walking is one of the most highly automated motor acts that adults perform and yet involves a large number of functions requiring participation of a great deal of CNS and musculoskeletal activity. However, is the pendulum mechanism of walking an innate property of the interaction between the motor patterns and the physical properties of the environment? If so, one would expect to discover it at the onset of unsupported locomotion. Instead, we have found that the pendulum mechanism seems to be lacking at the onset of independent walking, and each toddler must develop it.

LACK OF THE PENDULUM MECHANISM OF WALKING IN TODDLERS

Recently, we compared several gait parameters related to the pendulum mechanism in children of different age and in adults (12). The pendulum mechanism has both kinematic and kinetic consequences on walking. In adults, the hip vaults over the stance leg as an inverted pendulum. Both hips are simultaneously lifted during midstance of the load-bearing leg, twice in each gait cycle corresponding to the left and right leg alternating steps. The recovery of mechanical energy of the COM within each gait cycle is similar in adults and older children (3).

F2 In toddlers, at the onset of unsupported locomotion, vertical trunk oscillations (Fig. 2A) were more variable from step to step than in adults, and their mean profile systematically differed from that of the adults. The vertical oscillations of the hip lack the sinusoidal pattern at twice the frequency of the gait cycle that is observed in mature gait. Additionally, toddlers fail to demonstrate a prominent energy transfer: the changes of gravitational potential energy and forward kinetic energy of COM are very irregular, with a variable phase relation between each other. In adults, the optimal walking speed is around 4.5 km h^{-1} from the point of view of

minimization of energy consumption. Optimal speed cannot be easily determined in newly walking toddlers because they usually walk over a limited range of speeds and steps. Indeed, one could reasonably posit that the low percentages of recovery are a reflection of the low walking speeds of the toddlers (10,12), rather than being indicative of the absence of the inverted pendulum. Although toddlers typically walk slower than the adults, nevertheless, the percentage of recovery of mechanical energy in toddlers is systematically lower than in older children and adults when compared in the same range of Froude numbers (12). A partial energy

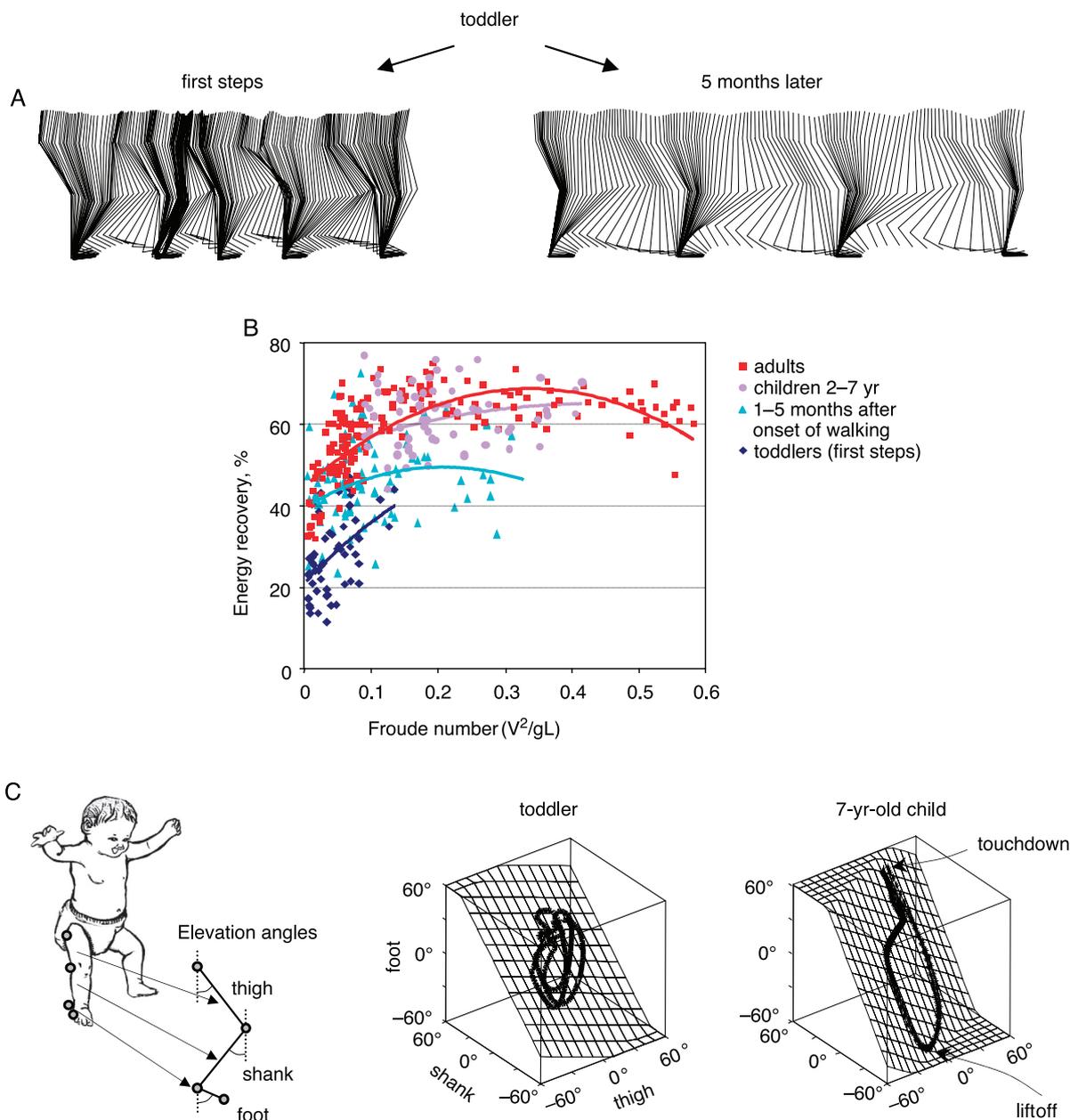


Figure 2. Lack of the pendulum mechanism of walking in toddlers. A, Kinematic pattern (sagittal stick diagrams) in one toddler at the beginning of independent walking and 5 months later. B, Percentage of recovery of mechanical energy for toddlers at the first unsupported steps (blue), 1–5 months later (cyan), children older than 2 years (violet), and adults (red) as a function of Froude number. C, Intersegmental coordination. Gait loops for three consecutive step cycles are superimposed in one toddler and one older child. In adults and older children, the temporal changes of the elevation angles covary along the plane. In toddlers, the gait loop is variable and departs significantly from the mature pattern. [Adapted from Ivanenko, Y.P., N. Dominici, G. Cappellini, B. Dan, G. Cheron, and F. Lacquaniti. Development of pendulum mechanism and kinematic coordination from the first unsupported steps in toddlers. *J. Exp. Biol.* 207:3797–3810, 2004. Copyright © 2004 Y.P. Ivanenko. Used with permission.]

exchange may occur during some portions of the gait cycle; however, the classic inverted pendulum behavior on the stance limb is lacking at the transition to independent walking and develops within a few months of unsupported walking experience (Fig. 2B).

What are the determinants of the pendulum mechanism? It may be that physical and mechanical constraints lead humans to adopt this mechanism as an evolutionary adaptive solution to efficient mature walking. Our evidence suggesting an absence of the pendulum mechanism at walking onset implies that the CNS may be optimized to discover this mechanism, given appropriate (unsupported gait) input. The deceiving simplicity of the pendulum behavior hides the inherent complexity of its neural control (12,15). In fact, it may not be an easy task for the nervous system to control the trajectory of the COM because the COM is a virtual point that has no direct anatomical or sensory representation and changes as a function of body posture, load carrying, and nonproportional growth of different body segments in childhood.

The simplest model of the inverted pendulum for adult walking consists of a rigid rotation of the COM around a fixed contact point via a stiff supporting limb. However, this model has been shown to be incorrect: during stance, the contact point between foot and ground is not fixed but translates forward as contact shifts from heel to toe, and the supporting limb is compressed especially at higher speeds. An alternative model can be derived from the fact that, neglecting possible deformations of the trunk, COM position depends on the combined rotation of the trunk and limb segments. If the nervous system encodes a controlled pattern of covariation between segment rotations, the motion of COM would be specified implicitly. Indeed, in adults and older children, the temporal changes of the elevation angles of lower limb segments covary along a plane, describing a characteristic loop over each stride (4) (Fig. 2C, right). The gait loop and its associated plane depend on the amplitude and phase of the limb segment oscillations. The specific shape and orientation of the planar gait loop accurately reflects COM trajectory and the net mechanical power output as a function of walking speed (15).

In toddlers, despite its approximation to a single plane (Fig. 2C, middle), the gait loop departs significantly from planarity and the mature pattern because the data are not well fitted by a plane. The planarity of the trajectories of the limb segment angles can be quantified by the percentage of variance accounted for by the first two principal components of the data covariance matrix (~95% in toddlers vs 99% in adults (4); for ideal planarity—100%). Also, the shape of the gait loop is less elongated because the stride length is shorter in toddlers, and the amplitude of thigh movement is relatively higher with respect to that of shank and foot movements. Moreover, the step-by-step variability of plane orientation is considerably higher in toddlers than in adults and older children (Fig. 2C) (4,13), reflecting a high degree of instability in the phase relationship between the angular motion of different limb segments. Thus, a lack of pendulum seems to be a consequence of the immature intersegmental coordination, suggesting that toddlers do not properly use the gravity-related properties of limb mechanics

(transfer between potential and kinetic energies). In addition, the upper extremities in newly walking toddlers are held away from the body; whereas, as a child grows older, reciprocal arm swinging emerges (23).

Given the challenges of bipedal balance, it might be expected that the pendulum mechanism is difficult to observe in early-walking toddlers. Indeed, toddlers may be sacrificing energy efficiency to maintain upright equilibrium. However, hand contact or trunk stabilization does not seem to significantly affect limb kinematics (13). In fact, we found that the swing phase was characteristically different in toddlers and adults. Nevertheless, we still have no way to determine whether the lack of pendulum behavior is a result of postural instability or whether postural instability and lower walking speeds in toddlers are a result of the lack of pendulum behavior because one of the benefits of rhythmic pendular movements is high step-to-step stability and reproducibility (9).

In summary, our recent experiments suggest that the classic pendulum mechanism is not implemented by newly walking toddlers but that it develops over the first few months of independent locomotion along with the intersegmental kinematic coordination. Hence, in our view, the pendulum mechanism is likely not innate but learned through walking experience, contrary to the idea that this mechanism is an inevitable outcome of legged locomotion. Is the apparent lack of pendulum behavior unique to human toddlers? The comparative literature on bipedal walking in young animals is currently quite limited. However, a lack of the pendulum behavior was also found in chicks (18): young chicks do not innately use their legs as rigid struts during the first 2 wk of life. In addition, many animals (*e.g.*, primates (11)) can be trained to stand and walk bipedally, suggesting that bipedal gait can be improved by frequent bipedal walking, without any substantial changes in morphology.

WHAT IS SPECIAL ABOUT TODDLER GAIT?

Thus far, we have referred to toddlers' gait as "immature," which might imply nonoptimal or "maladapted." Instead, it could be that toddlers' gait is well adapted to the special conditions of initial unsupported gait.

How do the toddlers walk in the lack of the pendulum mechanism of walking? Which kinematic strategy do they adopt? Is this strategy innate? Infants, when supported, can step long before the time of the onset of independent walking, suggesting that the pattern generation network and ability to adapt to environmental changes are present in the human locomotor system before independent walking (28,29). Clear evidence for a pattern generation circuitry is provided by the fact that most children crawl for several months before walking, in view of the fact that rhythmic motor patterns (walking, running, swimming, crawling, etc.) may share common central neural control mechanisms (30). The independent walking pattern becomes apparent in most children by the age of approximately 12 ± 3 months (23,29). The initial movement pattern is characterized by short quick rigid steps, with the toes pointing outward; considerable trunk oscillations; and disordered vertical hip

displacements—the toddler assuming a wide base of support and carrying the arms rigid in a high guard position. In addition, the toddler makes a high foot lift during swing and a flat-footed contact with the ground instead of the heel-toe contact of the adult gait.

A consistent feature of the toddler gait is the high foot lift during the swing phase (Fig. 2C), which is also a characteristic of infant stepping both before and at the onset of independent walking. Accordingly, toddlers often demonstrate a large foot clearance and an unusual single-peak foot trajectory (13). Indeed, vertical toe displacements have often only one maximum during midswing or late swing (7,13,27), as opposed to the two maxima at the beginning and end of swing in the adult gait. This idiosyncratic strategy may possibly reflect flexor-biased pattern generation in infants (7) that corroborates Sherrington's views on the involvement of the spinal flexion reflex in step generation. Hip flexion dominates in an early period of infancy during supported neonatal stepping (up to 4 wk after birth) and throughout the first year up to the beginning of independent walking. The relative hyperflexion in hip and knee is slightly reduced compared with the neonatal stepping, but it is still present before the onset of independent walking (7,13). In toddlers, the amplitude of thigh movements is relatively higher with respect to that of shank and foot movements, resulting in the relatively wider gait loop (4) (Fig. 2C). Moreover, several aspects of stepping, including the vertical movement of the hip joint and of the foot, the shape of the gait loop, and the bursts of EMG activity upon foot placements, suggest that toddlers implement a mixed locomotor strategy, combining forward progression with elements of stepping in place (13).

This toddler pattern is in fact highly reminiscent of adult stepping in place accompanied by supplementary slow forward translation (13). As an example, in infant stepping, several leg muscles (*e.g.*, soleus) emit short bursts of activity when the foot makes a contact with the ground. These bursts were attributed to hypersensitive stretch reflexes distributed to several muscles because they occur immediately after foot-floor contact (7). In contrast, our findings suggest that this characteristic EMG activity might be a result of nonplantigrade gait (a lack of the heel-toe contact pattern during stance (7)) rather than hyperactivity of stretch reflexes because these bursts are always observed in calf muscles during adult stepping in place accompanied by supplementary linear translation (13).

The problem of instability exists at the onset of independent walking. There is a great degree of consensus in the literature that balance control acquisition is one of the major factors influencing an early period of motor development. Equilibrium instabilities could reorganize a coordination pattern and augment kinematic variability in walking toddlers as occurs in adults under unstable walking conditions or during walking on uneven terrain. Indeed, toddlers show ample evidence of posture maintenance (leg widening, shorter steps, and lower speed). However, even when supported through hand contact or trunk stabilization, which reduces balance difficulties and thereby increases confidence of stepping, toddlers still exhibited their idiosyncratic gait pattern (13). This suggests that walking kinematics in toddlers is not simply driven by postural disequilibrium.

We instead propose that this evolutionarily adopted primitive pattern is beneficial for toddlers as a starting point, or transitional, strategy adapted to the initial state of the control system, that is, undeveloped internal representations of both the support surface and the precise end point (foot) position in space at the beginning of independent level-ground walking. For this reason, nonplantigrade gait with a higher foot lift (stepping-in-place component) could be a safe simple strategy for avoiding potential stumbling and falls, and for reducing the effect of involuntary foot drag and the lack of dorsiflexor activity, which has been observed at the stance-to-swing transition during treadmill stepping in young infants (27) and which is likely caused by the immature supraspinal control of stepping (28).

DIFFERENT MODELS FOR THE DEVELOPMENT AND ROLE OF WALKING EXPERIENCE IN EARLY GAIT MATURATION

There are currently many theories concerning the development of neural control of locomotion such as dynamic systems theory (25), neuronal group selection (21), and interaction between the CNS, musculoskeletal growth and environment (2). Despite the differences in terminology and emphases on different subsystems (*e.g.*, visual or vestibular), including cognitive maturational limitations for the emergence of unaided walking (29), a common element is the idea that complete mature movement patterns may arise not only from maturation of single motor components or subsystems but through interaction and self-organization of multiple components (8).

Many studies have emphasized the existence of initial stereotypes in normal human infants (24) and large variability in motor performance. It has also been suggested that the primitive pattern of walking seen in babies is essentially spinal because of immaturity in supraspinal tracts and forms the base upon which additional features are added by supraspinal input as independent walking develops (28). This idea is particularly attractive because it emphasizes vast similarities in the sensory control of involuntary stepping in infants and adults. However, although the corticospinal and other tracts (14,19,28) are still immature (*e.g.*, smaller axon diameters and longer central conduction delays, (6)), one might still question whether toddler gait is mainly spinal because reliance on the immature supraspinal pathways may be much more important in toddlers relative to adults. To cope with poor equilibrium and gait instability, the control system must engage numerous brain structures. Although walking is a highly automated motor act in adults, a toddler's initial attempt at unsupported walking may have little in common with automated adult walking. We may marvel when we see our child wobbling here and there as a drunkard and may rush toward him or her to prevent falls that often do not occur!

The most dramatic phase of maturation of many gait parameters (walking speed, COM pendulum behavior, planar covariance of the elevation angles of lower limb segments, interstep variability, reciprocal arm swinging, plantigrade gait with heel strike, foot trajectory during swing, and trunk stability (4,7,12,13,23)) takes place during

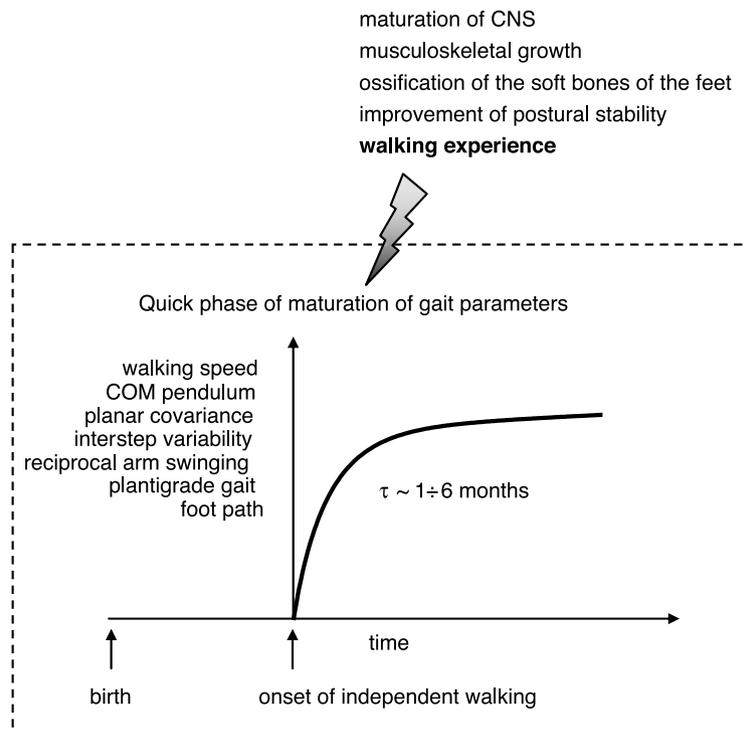


Figure 3. Development of independent walking in toddlers. The most dramatic changes take place during the first months of independent walking experience, although anthropometrical changes and developmental tunings go on for many years. τ is the time constant of the quick phase of maturation of many gait parameters.

F3 the first months of independent walking (Fig. 3), although anthropometrical changes and developmental tunings go on for many years. Thus, walking experience under unsupported conditions may act as a functional trigger of gait maturation. It is also worth noting that infants undergoing daily stepping exercise exhibit an earlier onset of independent walking than untrained infants (29). In addition, developmental level seems to be a much better predictor of balance and gait improvement in toddlers than chronological age (13,22). Consistent with learning of other motor skills, rapid maturation of the toddler's gait is accompanied by a similar rapid reduction in kinematic variability. High variability may reflect the attempts of the CNS to explore a wide range of different kinematic solutions during development (8,17), and walking experience may act to accelerate the motor system's ability to identify the optimal solution.

CONCLUDING REMARKS

To avoid stumbling and maintain stability, toddlers walk with wide base of support, short steps, high foot lift during swing (stepping-in-place motor component), and wide-swinging arms. One may speculate that this toddler's idiosyncratic gait is beneficial to cope with initial unstable conditions of unsupported walking. In our view, the pendulum mechanism of bipedal gait is not implemented by newly walking toddlers, but it develops over the first months of independent locomotion along with the intersegmental kinematic coordination. Thus, the pendulum mechanism is apparently not innate but seems to be learned through walking experience.

Overall, our recent findings indicate that the gravity-related properties of mature intersegmental coordination (both the behavior of the center of mass and limb motion) are lacking at the onset of independent walking. Apparently, the earth's gravity has a significant impact on early development of motor functions. How would toddlers walk on the moon or Mars? In fact, locomotor development in various gravitational environments might be a fascinating area of inquiry.

Acknowledgment

The authors thank Dr W. Miller for helpful discussions. This study was supported by the Italian Health Ministry, the Italian University Ministry (PRIN and FIRB projects), and the Italian Space Agency.

References

- Alexander, R.M. Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiol. Rev.* 69:1199–1227, 1989.
- Bernstein, N. In: *The Coordination and Regulation of Movements*, Oxford, UK: Pergamon, 1967, pp. 1–196.
- Cavagna, G.A., P. Franzetti, and T. Fuchimoto. The mechanics of walking in children. *J. Physiol.* 343:323–339, 1983.
- Cheron, G., E. Bouillot, B. Dan, A. Bengoetxea, J.P. Draye, and F. Lacquaniti. Development of a kinematic coordination pattern in toddler locomotion: planar covariation. *Exp. Brain Res.* 137:455–466, 2001.
- Dickinson, M.H., C.T. Farley, R.J. Full, M.A. Koehl, R. Kram, and S. Lehman. How animals move: an integrative view. *Science* 288:100–106, 2000.
- Eyre, J.A., S. Miller, G.J. Clowry, E.A. Conway, and C. Watts. Functional corticospinal projections are established prenatally in the human foetus permitting involvement in the development of spinal motor centres. *Brain* 123(Pt 1):51–64, 2000.

7. Forsberg, H. Ontogeny of human locomotor control. I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Exp. Brain Res.* 57:480–493, 1985.
8. Forsberg, H. Neural control of human motor development. *Curr. Opin. Neurobiol.* 9:676–682, 1999.
9. Goodman, L., M.A. Riley, S. Mitra, and M.T. Turvey. Advantages of rhythmic movements at resonance: minimal active degrees of freedom, minimal noise, and maximal predictability. *J. Mot. Behav.* 32:3–8, 2000.
10. Hallemans, A., P. Aerts, B. Otten, P.P. De Deyn, and D. De Clercq. Mechanical energy in toddler gait. A trade-off between economy and stability? *J. Exp. Biol.* 207:2417–2431, 2004.
11. Hirasaki, E., N. Ogihara, Y. Hamada, H. Kumakura, and M. Nakatsukasa. Do highly trained monkeys walk like humans? A kinematic study of bipedal locomotion in bipedally trained Japanese macaques. *J. Hum. Evol.* 46:739–750, 2004.
12. Ivanenko, Y.P., N. Dominici, G. Cappellini, B. Dan, G. Cheron, and F. Lacquaniti. Development of pendulum mechanism and kinematic coordination from the first unsupported steps in toddlers. *J. Exp. Biol.* 207(Pt 21):3797–3810, 2004.
13. Ivanenko, Y.P., N. Dominici, G. Cappellini, and F. Lacquaniti. Kinematics in newly walking toddlers does not depend upon postural stability. *J. Neurophysiol.* 94:754–763, 2005.
14. Kinney, H.C., B.A. Brody, A.S. Kroman, and F.H. Gilles. Sequence of central nervous system myelination in human infancy. *J. Neuropath. Exp. Neurol.* 47:217–234, 1988.
15. Lacquaniti, F., Y.P. Ivanenko, and M. Zago. Kinematic control of walking. *Arch. Ital. Biol.* 140:263–272, 2002.
16. Leakey, M.D., and R.L. Hay. Pliocene footprints in the Laetoli Beds at Laetoli northern Tanzania. *Nature* 278:317–323, 1979.
17. McCollum, G., C. Holroyd, and A.M. Castelfranco. Forms of early walking. *J. Theor. Biol.* 176:373–390, 1995.
18. Muir, G.D., J.M. Gosline, and J.D. Steeves. Ontogeny of bipedal locomotion: walking and running in the chick. *J. Physiol.* 493:589–601, 1996.
19. Paus, T., D.L. Collins, A.C. Evans, G. Leonard, B. Pike, and A. Zijdenbos. Maturation of white matter in the human brain: a review of magnetic resonance studies. *Brain Res. Bull.* 54:255–266, 2001.
20. Saibene, F., and A.E. Minetti. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.* 88:297–316, 2003.
21. Sporns, O., and G.M. Edelman. Solving Bernstein's problem: a proposal for the development of coordinated movement by selection. *Child Dev.* 64:960–981, 1993.
22. Sundermier, L., M. Woollacott, N. Roncesvalles, and J. Jensen. The development of balance control in children: comparisons of EMG and kinetic variables and chronological and developmental groupings. *Exp. Brain Res.* 136:340–350, 2001.
23. Sutherland, D., R. Olshen, E. Biden, and M. Wyatt. In: *The Development of Mature Walking. Clinics in Devel. Med.* 104/105, Philadelphia, PA: Mackeith Press: Oxford Blackwell Scientific Pubs. Ltd, 1988, pp. 1–277.
24. Thelen, E. Kicking, rocking, and waving: contextual analysis of rhythmical stereotypies in normal human infants. *Anim. Behav.* 29:3–11, 1981.
25. Thelen, E., and L.B. Smith. In: *A Dynamic Systems Approach to the Development of Cognition and Action*, Cambridge, MA: MIT Press, 1996, pp. 1–408.
26. Vaughan, C.L. Theories of bipedal walking: an odyssey. *J. Biomech.* 36:513–523, 2003.
27. Yang, J.F., T. Lam, M.Y. Pang, E. Lamont, K. Musselman, and E. Seinen. Infant stepping: a window to the behaviour of the human pattern generator for walking. *Can. J. Physiol. Pharmacol.* 82:662–674, 2004.
28. Yang, J.F., and M. Gorassini. Spinal and brain control of human walking: implications for retraining of walking. *Neuroscientist* 12: 379–389, 2006.
29. Zelazo, P.R. The development of walking: new findings and old assumptions. *J. Mot. Behav.* 15:99–137, 1983.
30. Zehr, E.P. Neural control of rhythmic human movement: the common core hypothesis. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 33:54–60, 2005.