



UNIVERSITÀ DI PARMA

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PARMA

DOTTORATO DI RICERCA IN
“MEDICINA MOLECOLARE”

CICLO XXXIV

ANALISI DELLA POSTURA E DEL CAMMINO
PER LA IDENTIFICAZIONE DI SPECIFICI PATTERN MOTORI
NELLE DIVERSE FASCE DI ETÀ

Coordinatore:

Chiar.mo Prof. PRISCO MIRANDOLA

Tutore:

Chiar.ma Prof.ssa GIULIANA GOBBI

Dottorando: VALENTINA PRESTA

Anni Accademici 2018/2019 – 2020/2021

Indice

Riassunto	5
Abstract	7
Sintesi grafica	9
Introduzione.....	10
I — Postura e locomozione.....	13
1. La postura.....	14
1.1 Cenni anatomici del sistema osteo-articolare	16
1.2 Modelli muscolari posturali	19
1.3 Il controllo posturale	22
1.3.1 I RIFLESSI POSTURALI.....	23
1.3.2 IL CENTRO DI MASSA E IL CENTRO DI PRESSIONE.....	24
2. L'equilibrio	27
2.1 L'afferenza visiva	27
2.2 L'informazione propriocettiva	28
2.3 L'apparato vestibolare	31
2.3.1 CENNI ANATOMICI DELL'ORGANO VESTIBOLOCOCLEARE	31
2.3.2 VIA VESTIBOLARE.....	35
2.4 Il cervelletto	37
2.4.1 CENNI ANATOMICI DEL CERVELLETTO	38
2.4.2 AFFERENZE ED EFFERENZE CEREBELLARI: UNA SINTESI FUNZIONALE.....	44
3. La locomozione umana	48
3.1 Biomeccanica della marcia	50
3.2 Le fasi del passo.....	53
3.3 Movimenti articolari del bacino e del tronco durante la marcia	55
3.4 I parametri spazio-temporali del ciclo del passo.....	58
II — Tecniche di analisi della postura e del cammino.....	64
4. Posturologia e stabilometria	64
5. Analisi del cammino	69
6. Analisi posturale e del cammino nell'indagine clinica	73
III — Scopo della tesi.....	78
7. Inquadramento e obiettivi.....	79
7.1 Alterazioni motorie e disturbi del sé in soggetti affetti da schizofrenia	79

7.2 Studio delle corrette modalità di trasporto dello zaino scolastico in età adolescenziale	82
Materiali e metodi	83
8. Alterazioni motorie e disturbi del sé in soggetti affetti da schizofrenia.....	83
8.1 Soggetti reclutati	83
8.2 Dati antropometrici e composizione corporea	85
8.3 Stabilometria.....	85
8.4 Gait analysis.....	86
8.5 Analisi statistica.....	87
9. Studio delle corrette modalità di trasporto dello zaino scolastico in età adolescenziale.....	87
9.1 Dati antropometrici.....	87
9.2 Stabilometria e gait analysis	88
Risultati	89
10. Alterazioni motorie e disturbi del sé in soggetti affetti da schizofrenia.....	89
11. Studio delle corrette modalità di trasporto dello zaino scolastico in età adolescenziale.....	97
DISCUSSIONE	104
CONCLUSIONI	110
LINEE FUTURE DI RICERCA	112
<i>ELENCO DELLE PUBBLICAZIONI SCIENTIFICHE PRODOTTE DURANTE IL CORSO DI DOTTORATO</i>	115
Bibliografia.....	118

RIASSUNTO

La valutazione dei complessi sistemi che governano il mantenimento della stazione eretta, quindi, la postura e la capacità di camminare è possibile attraverso tecniche di analisi diverse; fondamentalmente, però, esse rilevano e confrontano gli stessi parametri al fine di studiare quanto e in che misura sia la postura sia il cammino possano variare in risposta a stimoli esterni, come ad esempio l'esercizio fisico, o in condizioni patologiche.

In questa tesi, svolta interamente presso il Laboratorio di Movimento Umano, Postura e Composizione Corporea nell'ambito del SSD M-EDF/01 - Metodi e didattiche delle attività motorie, la stabilometria (per valutare il controllo posturale) e la gait analysis (per valutare il cammino) sono state utilizzate nello svolgimento di due progetti di ricerca. Il primo riguarda l'utilizzo di parametri relativi sia alla postura sia al cammino per l'identificazione di un profilo motorio associato con l'insorgenza di malattia in soggetti affetti da schizofrenia. In letteratura la dimensione motoria della schizofrenia è stata maggiormente indagata solo negli ultimi anni. Alcune alterazioni nel controllo posturale e nella deambulazione sono state documentate, ma senza essere particolarmente dettagliate. Dallo studio condotto su un campione di soggetti affetti da questa patologia è stato possibile dimostrare, confermando anche quanto già presente in letteratura, una maggior instabilità posturale e un generale rallentamento del ciclo del passo, con la relativa riduzione sia della velocità sia della cadenza, a carico dei soggetti con schizofrenia. In una successiva indagine è stato possibile associare i parametri statici e motori alla progressione della malattia. L'analisi svolta, anche se preliminare, ha potuto confermare statisticamente la riduzione significativa di tali parametri nelle prime

fasi della malattia, definendo, quindi, un profilo motorio caratteristico degli stadi precoci della schizofrenia.

Un secondo studio ha utilizzato la gait analysis e l'esame stabilometrico per valutare la risposta muscolo-scheletrica al carico, in un approccio di prevenzione di danni a carico dell'apparato muscolo-scheletrico: nello specifico, è stato usato uno zaino scolastico trasportato con modalità e pesi differenti. Dai risultati è emersa una riduzione dei parametri relativi al cammino, così come degli angoli pelvici, di cui il tilt è stato particolarmente influenzato da un carico crescente e dal trasporto asimmetrico (a mano o su di una sola spalla).

In conclusione, le tecniche di analisi posturale e del cammino possono essere un valido supporto nell'identificazione, anche precoce, di alterazioni motorie esistenti sia nell'ambito di patologie sia nella valutazione dei parametri di interesse nella popolazione sana.

ABSTRACT

Posture and gait are the main elements on which this PhD thesis is built up. Both posture and gait can be evaluated by instrumental tests, such as stabilometry and gait analysis, widely validated in literature. These methodologies have been used here in a couple of research projects, conducted at the Laboratory of Human Movement, Posture, and Body Composition assessment (SSD M-EDF/01 - Metodi e didattiche delle attività motorie), that aimed at identifying postural instability and/or altered parameters in gait of the recruited subjects.

The first project recruited a group of subjects with schizophrenia in order to study the motor dimension even in the early stages of the disease. Some authors have previously showed an increase of postural sway in these subjects, but little is known about gait. Our results confirmed the postural instability in schizophrenia and a reduction in gait cadence and speed. Of note, the combination of postural sway increase and the reduction of gait cadence and speed are the earliest detectable parameters in terms of motor alterations in schizophrenia subjects.

In a second study, stabilometry and gait analysis were used to test the musculoskeletal system in response to changing loads and with the aim to prevent potential related injuries. Therefore, different backpack weights and carrying conditions were tested in a case report. Specifically, gait parameters were altered with the highest weights tested and asymmetrical way of backpack carrying (i.e., on one shoulder or with one hand). Pelvis angles were also reduced, pelvic tilt was particularly minimized by the highest backpack weight and asymmetrical carrying. Future perspectives could match gait and posture evaluation with other research fields such as sport performance.

Overall, we show that gait and posture analysis could potentially support the study of motor profiling of healthy people as well as the clinical configuration of disease.

Keywords: posture, gait analysis, schizophrenia, backpack

**ANALISI DELLA POSTURA E DEL CAMMINO
PER LA IDENTIFICAZIONE DI SPECIFICI PATTERN MOTORI
NELLE DIVERSE FASCE DI ETÀ**



INTRODUZIONE

Risalgono a circa sei milioni di anni fa i primi fossili che testimoniano uno dei passaggi evolutivi fondamentali nella storia dell'uomo. Più in dettaglio, è fra i 4 e i 2,5 milioni di anni che la famiglia degli Ominidi si arricchisce della specie *Homo*. Alcune caratteristiche morfologiche peculiari di questa specie includono una forma prevalentemente rotondeggiante del cranio, sviluppatosi maggiormente in altezza; un'ampia zona anteriore costituita dai lobi frontali; quindi, un'espansione in generale del cranio che ha permesso un progressivo aumento della massa e della funzionalità cerebrale. Anche a livello fisiologico e metabolico sono avvenute modifiche evolucionistiche importanti. Tuttavia, la postura eretta è parte delle caratteristiche principali che differenziano la specie *Homo* da tutte le precedenti ed è, pertanto, considerata un "trampolino di lancio" ai fini evolucionistici.

Questa evoluzione non sarebbe avvenuta se non avesse costituito un vantaggio: uno di questi è, ad esempio, l'attività strumentale, cioè la possibilità di costruire utensili e nutrirsi con gli arti superiori, impiegando unicamente quelli inferiori per la marcia (locomozione bipede); oppure, l'acquisizione di capacità gestuali e di linguaggio; in ultimo, ma non meno importante, la possibilità di spostarsi. Cambiano, dunque, la modalità di relazionarsi e orientarsi nello spazio, le modalità di alimentazione e l'organizzazione sociale. Esistono diverse ipotesi che giustificano questo processo evolutivo ma, fra queste, la più accreditata sembra essere una risposta adattativa alle necessità di sopravvivenza: *"Nell'evoluzione la pressione è sempre presente: la vita non si immobilizza mai, ma tende continuamente a mutare, a sviluppare nuove forme adattate a nuove e più varie condizioni"* (Pfeiffer, 1971). La possibilità di spostarsi, percorrere lunghe distanze ed espandersi è stata fondamentale per i

processi evolutivi dell'uomo, strettamente correlate con il raggiungimento della postura eretta e della deambulazione bipede. Entrambi i concetti di postura e locomozione costituiscono la parte introduttiva di questa tesi, offrendo una panoramica approfondita sui modelli anatomico-funzionali che generano l'equilibrio ortostatico e la deambulazione. Un passo ulteriore, che eleva tali concetti ad un livello clinico e oggetto di ricerca scientifica, è dato dalla possibilità di studiare e valutare oggettivamente il modo in cui un soggetto mantiene la stazione eretta e deambula. Sono, infatti, presenti in letteratura tecniche di analisi posturale e del cammino, elencate in questo elaborato e discusse in relazione ai parametri più comunemente utilizzati per confrontare i valori di interesse in un campione individuato. A tale scopo, il nucleo centrale di questa tesi vede l'utilizzo di tali metodi d'indagine nella pratica clinica, ad esempio in soggetti affetti da schizofrenia, per i quali la dimensione motoria costituisce ancora oggi una questione irrisolta, ma che attraverso l'analisi del movimento e della postura è possibile studiare più da vicino; allo stesso modo, al di fuori dell'ambito patologico, la routine quotidiana è caratterizzata da atteggiamenti posturali e modalità di cammino differenti: nel caso che verrà discusso, il solo utilizzo di uno zaino ha potuto modificare la risposta adattativa muscolo-scheletrica al carico, con conseguenti variazioni parametriche posturali e di deambulazione. Infine, il tema sarà discusso in relazione alla performance sportiva, perché in quest'ambito è rilevante studiare modelli posturali e di movimento in relazione ai pattern motori specifici delle discipline sportive.

I concetti di postura e locomozione guidano e accompagnano la lettura del presente elaborato; tuttavia, si ribadisce fin dall'inizio il fine ultimo di quanto verrà

presentato, ovvero, quanto la semplice osservazione dell'assetto corporeo e delle modalità di cammino è significativa sotto molteplici aspetti e quanto, da questa semplice indagine, sia possibile ottenere nell'identificazione di eventuali alterazioni strutturali e funzionali caratteristiche di ogni individuo.

I – POSTURA E LOCOMOZIONE

La postura è il risultato di efferenze ed afferenze da e verso il sistema nervoso centrale (SNC) il cui scopo è mantenere il sistema muscolo-scheletrico in costante equilibrio, evitando possibili infortuni.

Dal punto di vista strutturale, il corpo umano è sostenuto dalla colonna vertebrale che presenta “curve” fisiologiche, lordosi cervicale e lombare, concave posteriormente, e cifosi toracica e sacrale, concave anteriormente. Queste curve hanno lo scopo di assorbire e contrastare il carico, a partire da quello contro gravità e, contemporaneamente, mantenere l’equilibrio (Carini et al., 2017).

Il sistema muscolo-scheletrico sottende quello neuromuscolare attraverso cui avviene la costante integrazione sensoriale a partire dai vari recettori. L’informazione che ne deriva viene analizzata ed elaborata, fornendo risposte motorie dirette o di modulazione che determinano i complessi sistemi di mantenimento posturale e di capacità di deambulazione.

Postura e andatura sono alla base dello studio del movimento umano (Foster, 2015): molte delle caratteristiche funzionali di un soggetto sono rilevabili già a partire da

schemi posturali e motori, così come molte disfunzioni sono riconoscibili dalla variazione di uno o più parametri legati al cammino. La normale variabilità individuale rispetto al range di normalità, infatti, è spesso corredata dalla presenza di una o più condizioni particolari che aumentano le differenze esistenti. Tuttavia, proprio l'analisi di tali schemi individuali identifica pattern di movimento specifici riconducibili a eventuali alterazioni sul piano muscolo-scheletrico e/o neuromuscolare.

1. LA POSTURA

La derivazione latina del termine postura o *positura* è *positus*, participio passato di *ponere*, cioè porre. Infatti, postura rimanda alla parola “posizione”, ovvero porsi in un determinato atteggiamento. Postura e atteggiamento vengono spesso utilizzati come sinonimi, indicando l'assunzione di una postura nel senso di atteggiarsi o assumere una posa. Dal punto di vista anatomico-strutturale, la postura indica anche l'allineamento dei segmenti corporei in qualsiasi posizione (Foster, 2015). Nella postura eretta dell'uomo, gli arti inferiori fungono da perno di sostegno per la colonna vertebrale; i muscoli ne sostengono i movimenti e le diverse esigenze motorie a seconda delle posture assunte. La postura, infatti, non identifica solo una posizione statica, ma anche una variazione costante dell'allineamento dei segmenti osteoarticolari che generano molteplici posture diverse anche durante il movimento. Questa possibilità di adattamento favorisce l'assunzione di numerose posture, a volte anche scorrette, che, se assunte con continuità causano squilibri funzionali con conseguenze anche rilevanti su più fronti.

Si è detto che la postura eretta ha a che fare con l'allineamento dei segmenti corporei: più in dettaglio, la postura ottimale dovrebbe equivalere ad una posizione in cui le articolazioni non sono flesse o ruotate, pur essendo sottoposte al carico, presentando, quindi, una posizione neutra. Allineando alcuni punti di repere anatomici è possibile ricostruire la stazione eretta in visione laterale. Partendo dall'alto: orecchio e processo mastoideo, anteriormente all'articolazione scapolo-omerale, posteriormente all'articolazione coxo-femorale, anteriormente al ginocchio e alla superficie frontale della caviglia.



Figura 1.1 Rappresentazione dei punti di repere anatomici per il corretto allineamento posturale in ortostatismo (riadattata da Paušić & Dizdar, 2011).

È importante sottolineare che la postura non è, però, solo un “fatto” articolare o di attinenza puramente muscolo-scheletrica. Infatti, il mantenimento di un certo assetto corporeo dipende da un sistema di bilanciamento complesso fra l'apparato scheletrico, il sistema muscolare e il sistema nervoso. La conformazione articolare e scheletrica crea dei vincoli strutturali che determinano certi gradi di movimento e

stabilizzano l'assetto posturale; la contrazione muscolare è la parte attiva che può agire sul piano articolare, variando i rapporti delle articolazioni durante il movimento. All'apice vi è il controllo motorio da parte del sistema nervoso che monitora costantemente le afferenze provenienti dai recettori e, una volta rielaborate, ne gestisce le risposte. Questi tre sistemi collaborano insieme a supporto della postura ottimale, che, se anche riguardasse lo stare fermi, equivarrebbe comunque ad un continuo aggiustamento sui tre fronti. Se uno di questi sistemi presenta alterazioni, gli altri due cercano di compensare, anche se relativamente, a seconda delle alterazioni riscontrate (Foster, 2015).

1.1 CENNI ANATOMICI DEL SISTEMA OSTEO-ARTICOLARE

Il sistema osteoarticolare comprende ossa, diverse per forma e volume, e articolazioni: queste sono in grado di dare una notevole resistenza meccanica allo scheletro, nonché leve su cui i muscoli si inseriscono per permetterne il movimento. Quindi, mentre la massa muscolare è parte attiva del movimento umano, il sistema scheletrico ne rappresenta quella passiva, comunque essenziale.

Lo scheletro dell'uomo ha subito varie modifiche strutturali, molte di queste alla base della transizione dalla quadrupedia al bipedismo. Questo, ad esempio, ha comportato il rimodellamento della pelvi e del torace, sviluppatosi maggiormente in direzione laterolaterale rispetto a quella sagittale (Fig. 1.2). Soprattutto, l'assunzione della postura eretta ha modificato i rapporti fra scheletro assile (cranio ed ossa associate, colonna vertebrale, coste e sterno) e appendicolare (cingoli scapolare e pelvico, arti superiori e inferiori), conferendo maggior forza e robustezza agli arti inferiori e più libertà di movimento agli arti superiori: agli arti

inferiori, infatti, è dato il compito di mantenere l'equilibrio statico e dinamico, durante ad esempio, la deambulazione; agli arti superiori, sebbene contribuiscano anch'essi al mantenimento dell'equilibrio, è consentito compiere movimenti tanto in ampiezza quanto in precisione. Principalmente, però, è lo scheletro assile che contrasta la forza di gravità, con funzione di ammortizzatore rispetto al carico che agisce sul cranio e sul tronco, presentando una serie di curvature fisiologiche ed opposte.

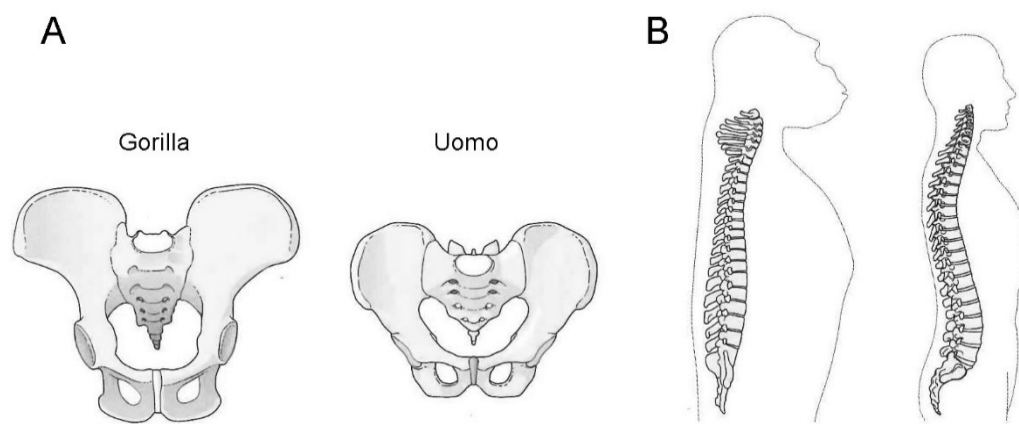


Figura 1.2 Modificazioni scheletriche nell'evoluzione dalla quadrupedia al bipedismo. A, espansione della pelvi; B, curvatura della colonna vertebrale. Riadattata da Autori vari, 2018.

Quale componente dello scheletro assile, la colonna vertebrale è costituita dall'insieme delle vertebre (ovvero dalla sovrapposizione di 33-34 ossa brevi, per una lunghezza totale di circa 71 cm) appartenenti, nell'ordine, alle porzioni cervicale, toracica, lombare, sacrale e coccigea. La regione cervicale comprende sette vertebre cervicali (in forma abbreviata da C₁ a C₇); alla regione toracica appartengono 12 vertebre (da T₁ a T₁₂), ciascuna articolata con una o più paia di coste; la regione lombare è costituita da 5 vertebre lombari (L₁-L₅); le cinque vertebre successive sono fuse a formare l'osso sacro, come accade anche per le

seguenti vertebre coccigee, ovvero quattro o cinque segmenti ossei fusi assieme a formare il coccige (Martini & Bartholomew, 2008). Sul piano sagittale è possibile notare alcune curvature fisiologiche: due lordosi, cervicale e lombare, definite anche curve secondarie, perché si sviluppano dopo la nascita, che presentano una concavità posteriormente; due cifosi, toracica e sacrale, convesse posteriormente, definite primarie, perché compaiono già prima della nascita, nelle fasi tardive dello sviluppo fetale.

Dal punto di vista anatomico, le vertebre presentano caratteristiche comuni, ovvero un corpo anteriormente, un arco vertebrale posteriormente e due paia di processi articolari. Mentre l'arco delimita e completa il forame vertebrale – attraverso cui passa il midollo spinale, percorrendo il canale vertebrale, dato dalla fusione di tutti gli archi vertebrali fino alla seconda vertebra lombare –, il corpo vertebrale si articola con la sovra e sottostante vertebra in una sinfisi, ovvero una sinartrosi in cui è interposto un tessuto che classifica e caratterizza le articolazioni di questo tipo. Nel caso in oggetto, si tratta di cartilagine fibrosa disposta a formare un disco (cartilagineo), dato da un anello fibroso periferico ed un nucleo polposo centrale, costituito comunque da cartilagine ma più idratata (Autori vari, 2018).

Nonostante le vertebre siano accomunate da caratteristiche simili, ciascuna di esse, a seconda della regione di appartenenza, presenta strutture tipiche e funzionalmente diverse. Ad esempio, la regione cervicale mantiene le proporzioni fra foro e corpo vertebrale, mentre procedendo verso la regione lombo-sacrale, diminuisce l'ampiezza del foro a favore dell'aumento del corpo vertebrale. Da una parte, infatti, diminuisce il diametro del midollo spinale (che termina a livello della seconda vertebra lombare), dall'altra i corpi vertebrali aumentano le proprie dimensioni in

funzione del maggior peso da sostenere. Anche per questo motivo, i dischi intervertebrali diventano funzionalmente più rilevanti, specialmente a livello lombare in cui, accanto al peso da sostenere, devono svolgere funzioni di ammortizzazione del carico; pertanto, risulteranno più spessi qui rispetto ad altre regioni della colonna (Martini & Bartholomew, 2008). Inoltre, la presenza stessa delle curve fisiologiche è estremamente importante nell'aumentare la resistenza complessiva del rachide¹ alle sollecitazioni di compressione (pari a dieci volte maggiore rispetto al caso in cui la colonna fosse rettilinea) (Kapandji, 2011).

Sebbene si tratti di sinartrosi, che quindi fanno riferimento ad articolazioni che non consentono movimenti o solo molto limitati, la colonna vertebrale è in grado di compiere movimenti di flessione-estensione, rotazione e inclinazione. Questo è possibile non solo attraverso la conformazione dei dischi, ed in particolare, del nucleo polposo, il quale può spostarsi conseguentemente ai movimenti della colonna vertebrale, ma anche grazie alle articolazioni dei processi articolari (diartrosi di tipo artrodie), che permettono leggeri movimenti di scivolamento fra le superfici ossee a contatto. Ogni movimento, in realtà, è di modesta ampiezza, ma sommando i movimenti di tutte le articolazioni sarà possibile raggiungere range di movimento maggiori rispetto al singolo contributo vertebrale.

1.2 MODELLI MUSCOLARI POSTURALI

Il passaggio dalla quadrupedia al bipedismo ha costituito un elemento di evoluzione fondamentale del genere umano. Tuttavia, dal punto di vista strutturale,

¹ Ràchide /'rakide/ [dal gr. ῥάχις ῥάχιος, rhákhis rhákhios, "spina dorsale"]. In anatomia, altro nome della colonna vertebrale.

ha generato una maggior instabilità ed un conseguente rimodellamento dell'apparato scheletrico in funzione del mantenimento della stazione eretta sui due arti inferiori. Il carico che si genera in posizione quadrupedica (ovvero, sui quattro arti contemporaneamente) è notevolmente maggiore rispetto a quello nella postura eretta, tanto che, dal punto di vista muscolare, l'espressione di forza derivante dalla porzione lombare del tronco e dell'addome (o *core*) è già sufficiente a stabilizzare la colonna vertebrale. Il fatto che la stazione eretta richieda un minimo sforzo muscolare è anche una conseguenza dell'allineamento corporeo sottoposto alla forza di gravità: ogni volta che un segmento si sposta dall'asse corporeo, genera un aumento nell'espressione di forza dei muscoli posturali che, pertanto, devono contrarsi ulteriormente affinché il corpo resti in equilibrio. In particolare, in ortostatismo² sono coinvolti la muscolatura profonda del rachide, l'ileopsoas, il soleo e il tibiale posteriore. Gli elevatori della mandibola consentono di mantenere la bocca chiusa, mentre per quanto riguarda il cingolo scapolare, sono coinvolti la cuffia dei rotatori e alcuni fasci inferiori del trapezio, ma è soprattutto il sovraspinato che agisce maggiormente nel serrare la testa dell'omero alla fossa glenoidea. Si è detto che la postura eretta non è da considerarsi statica. A tal proposito, infatti, altri gruppi muscolari entrano in gioco per fornire ulteriore supporto. Fra questi vi è ad esempio la muscolatura dell'addome, muscoli trasverso e obliqui, ma anche ischiocrurali, tensore della fascia lata e gluteo medio.

² Ortostatismo [der. di ortostatico]. Nel linguaggio medico indica la posizione eretta del corpo.

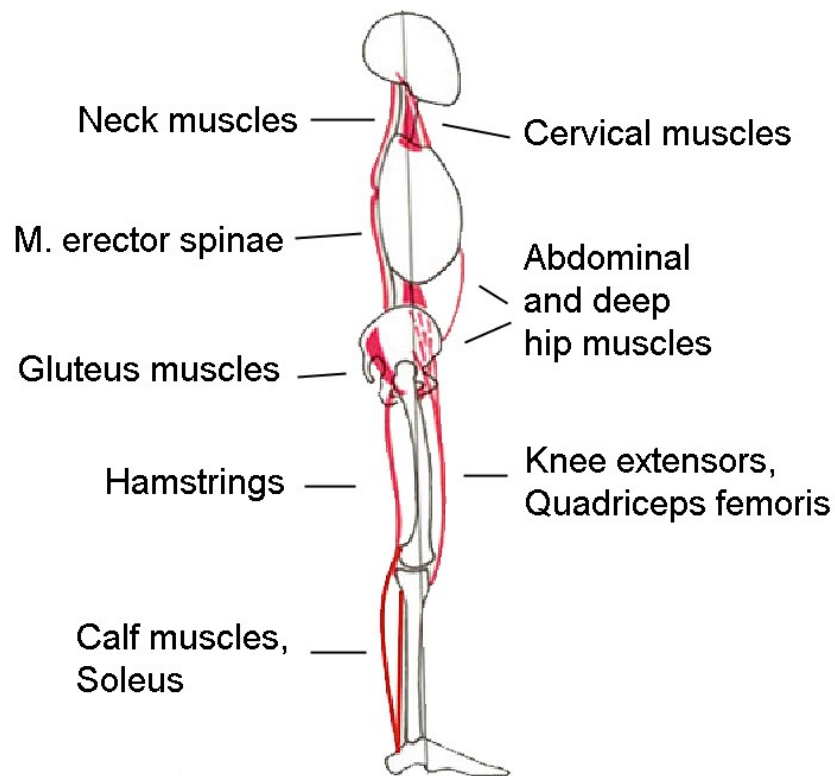


Figura 1.3 Schema dei muscoli antigravitari (posturali) attivi nel mantenimento della stazione eretta: a sinistra, muscoli del collo, erettori spinali, muscoli glutei, ischiocrurali, gastrocnemio, soleo; a destra, muscoli della regione cervicale, muscolatura addominale e muscolatura profonda del bacino (ileopsoas), estensore del ginocchio, quadricipite femorale (modificata da Blottner & Salanova, 2015).

L'influenza del sistema muscolare su quello scheletrico ed articolare non è secondario, ma quasi complementare. Se, infatti, viene presa in considerazione la muscolatura profonda del rachide, questa è in grado di stabilizzare le articolazioni vertebrali aumentando la compressione assile. Anche per questo motivo i muscoli posturali sono considerati stabilizzatori della postura. Dal punto di vista delle fibre muscolari, gli stabilizzatori tendono ad avere una quantità maggiore di fibre lente (ossidative, di tipo I), caratterizzate da contrazioni deboli ma estremamente resistenti alla fatica – contrariamente alle fibre rapide (glicolitiche, di tipo II), che si contraggono velocemente, con una notevole espressione di forza, ma facilmente affaticabili. Funzionalmente, la maggior quantità di fibre lente dei muscoli posturali

permette una contrazione protratta nel tempo senza creare affaticamento, pertanto, il mantenimento della postura eretta è in stretta relazione con il corretto reclutamento di queste fibre. Allo stesso modo, la contrazione degli stabilizzatori permette di controllare i movimenti appendicolari, affinché non oltrepassino il limite articolare, causando instabilità e possibili danni associati. È possibile controllare i movimenti anche superando l'ampiezza articolare, come avviene ad esempio in alcune discipline sportive (yoga, danza), ma, col tempo, si alimentano sollecitazioni meccaniche importanti ed eventuali infortuni causati da indebolimento e usura.

In sintesi, quindi, la postura è in stretto rapporto con il sistema muscolare: alterazioni di tipo muscolare incidono sicuramente sul mantenimento della postura, ma anche il protrarsi di posture scorrette influenza la normale contrazione muscolare, aumentando il carico di lavoro su altri muscoli e sulle articolazioni. Questo potrà generare dapprima una instabilità, seguita da disfunzioni più gravi, danni o lesioni (Foster, 2015).

1.3 IL CONTROLLO POSTURALE

Il mantenimento della postura dipende dai sistemi scheletrico, muscolare e nervoso. Il costante bilanciamento di questi tre sistemi genera una postura ottimale, ovvero, rende "economico" ogni assetto corporeo, affinché nessuno dei tre sistemi debba essere eccessivamente sollecitato a tal fine. Controllare la postura significa anche riconoscere assetti potenzialmente dannosi (es. "vizi" posturali) e schemi motori al di fuori dei normali gradi articolari e di movimento (es. piegamenti con sovraccarichi effettuati esprimendo posture sbagliate). Tutto questo, però, è

strettamente dipendente dalla reale percezione della postura assunta. Ovvero, la consapevolezza corporea (detta proprioccezione) è un processo che coinvolge la persona e la personale esperienza in relazione allo spazio, che può riguardare schemi posturali e motori errati, conseguenze di disfunzioni oggettive o vizi posturali protratti nel tempo.

1.3.1 I RIFLESSI POSTURALI

Per convenzione si parla di postura “statica” per identificare un atteggiamento in cui il corpo è fermo e in equilibrio. Tuttavia, lo è solo in apparenza, in quanto anche in stazione eretta vengono effettuati diversi piccoli movimenti, perlopiù involontari, che riportano costantemente il baricentro in uno stato di equilibrio.

La prima attività involontaria riflessa posturale è quella di oscillazione. Principalmente in direzione anteroposteriore, questo riflesso provoca oscillazioni di tutto il corpo con la relativa sollecitazione muscolare. I muscoli coinvolti, infatti, si contraggono per contrastare l'eccessiva oscillazione, governati a loro volta dal riflesso da stiramento (descritto più avanti) che ne controlla lo stato di allungamento. La postura eretta prevede che gli arti inferiori servano da perno e da sostegno al resto del corpo, ma è in particolare l'articolazione della caviglia a garantire il movimento oscillatorio, quale base d'appoggio di tutto il corpo. L'analisi di queste oscillazioni, come vedremo, è già sufficiente per fare alcune valutazioni preliminari in merito al mantenimento dell'equilibrio e della postura in ortostatismo. Se da una parte, infatti, un'aumentata oscillazione può determinare alterazioni muscolari o neurologiche, dall'altra, una mancanza di oscillazione può denotare rigidità muscolare o alterazioni di altra natura (Foster, 2015). Esistono poi altri riflessi che concorrono al mantenimento della postura eretta. Si tratta dei

riflessi di raddrizzamento della testa e degli occhi, ovvero risposte di adattamento all'ambiente circostante, con l'obiettivo comune di stabilizzare la testa rispetto al corpo, mantenendo lo sguardo in avanti o verso l'oggetto di interesse all'interno del campo visivo.

1.3.2 IL CENTRO DI MASSA E IL CENTRO DI PRESSIONE

Prima di procedere con la trattazione dei sistemi che sottendono il controllo posturale, è necessario dare alcune definizioni fondamentali alla comprensione di come avviene il mantenimento della postura e dell'equilibrio.

Considerando la posizione ortostatica, è possibile identificare un centro di massa (*Centre of Mass, CoM*) e un centro di pressione (*Centre of Pressure, CoP*). Il CoM, definito anche come centro di gravità (*Centre of Gravity, CoG*) o baricentro del corpo, è per definizione il punto in cui si assume che tutta la massa corporea sia concentrata; il CoP è la proiezione del CoM ed è il punto di applicazione del vettore forza sulla superficie di appoggio del corpo (Benda et al., 1994; Lafond et al., 2004). Dal CoG o CoM dipende la posizione e la performance di movimento ed è in stretta relazione al controllo posturale. In posizione ortostatica l'equilibrio dipende dall'allineamento del CoM al di sopra del CoP in un modello definito "pendolo invertito". Questo modello è instabile e, pertanto, soggetto all'attivazione sincrona e involontaria di gruppi muscolari affinché avvenga un continuo riallineamento dei centri di massa e di pressione corporei. Da questi continui aggiustamenti derivano le oscillazioni posturali sui due piani, sagittale (antero-posteriori) e coronale (medio-laterali), che spostano il CoP all'interno della base di appoggio – ovvero, la zona che racchiude tutti i punti di contatto fra i piedi, delimitata dalle punte dei

piedi anteriormente, e dalle punte dei talloni posteriormente. Ne consegue che al decrescere della base di appoggio, aumenterà l'oscillazione del CoP.

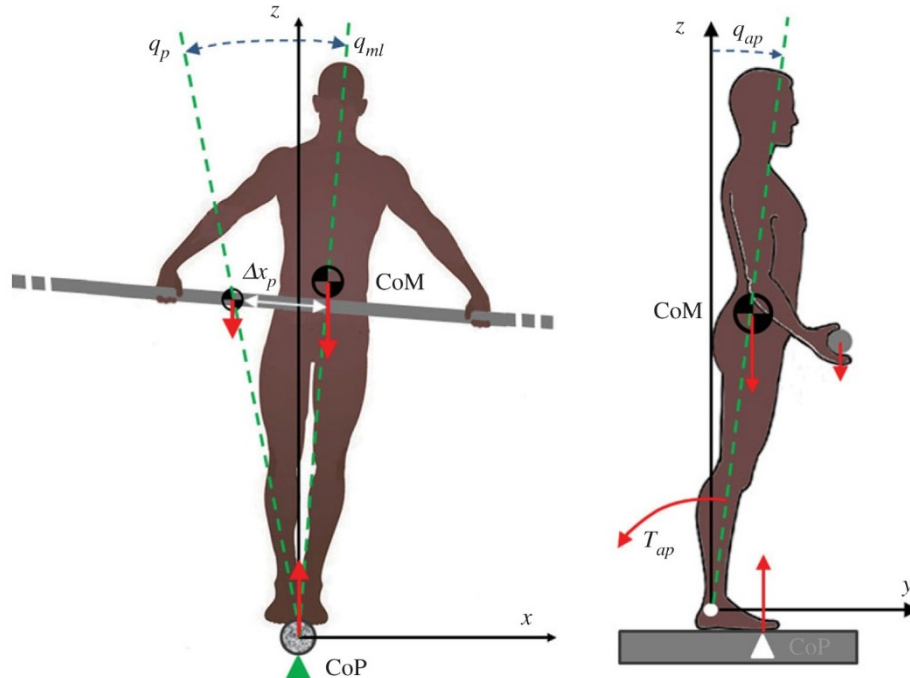


Figura 1.4 Rappresentazione del modello del “pendolo invertito” e relativi parametri posturali utilizzando l’esempio di un funambolo. A destra sono rappresentate le oscillazioni sul piano sagittale (antero-posteriori, q_{ap}); a sinistra le oscillazioni sul piano frontale (mediolaterali, q_{ml}). Il pendolo invertito è identificato dalle oscillazioni mediolaterali (linee tratteggiate verdi e linea tratteggiata blu, fra i punti q_p , q_{ml} e CoP, centre of pressure, centro di pressione) e antero-posteriori (q_{ap}). Nell’esempio del funambolo, il CoP può oscillare solo sul piano sagittale (asse y), mentre resta immobile sul piano coronale (asse x). Pertanto, l’equilibrio è mantenuto attivando la strategia di anca o di stabilizzazione del CoM (centre of mass, centro di massa) che oscilla a destra e a sinistra dell’asse corporeo (asse z , Δx_p); al contrario, la strategia di caviglia o di stabilizzazione del CoP (oscillazioni antero-posteriori), avviene ad opera dei muscoli posteriori della gamba (T_{ap}) che riportano il CoP in asse (da Morasso, 2020).

Questo tipo di risposta viene identificata come strategia di stabilizzazione del CoP o strategia di caviglia, in cui, infatti, con un ridotto reclutamento muscolare è possibile riportare in asse la verticale CoM-CoP. Esistono anche casi in cui la strategia di caviglia è insufficiente o nulla in almeno una direzione (trave di equilibrio o funambolo, fig. 1.4). Pertanto, assumendo che la posizione del CoP

resti invariata, la strategia di stabilizzazione del CoM o strategia di anca sopperisce al riallineamento CoP-CoM, reclutando diversi gruppi muscolari e segmenti corporei, risultando quindi molto più dispendiosa in termini energetici (Morasso et al., 2005; Morasso, 2020). La misurazione del CoP viene attualmente effettuata nella pratica clinica in un esame detto stabilometria, standardizzato per caratteristiche metodologiche, criteri e parametri di acquisizione (Scoppa et al., 2013). Attualmente, l'analisi del CoP e dei parametri derivanti costituiscono il *gold standard* nella valutazione dell'equilibrio (Chen et al., 2021).

2. L'EQUILIBRIO

Il mantenimento dell'equilibrio è garantito attraverso l'integrazione di tre sistemi: quello visivo, propriocettivo e il vestibolare. La sola guida visiva è in grado di dare moltissime informazioni utili allo scopo, ma vi sono anche condizioni in cui in assenza di input visivo si rende necessario l'aumento dell'informazione proveniente dai recettori propriocettivi e vestibolari (Rajakumar & Kiernan, 2015; Carini et al., 2017). Più comunemente, i tre sistemi collaborano fra loro per mantenere l'equilibrio e l'allineamento dei segmenti corporei in relazione alla forza di gravità (Ivanenko & Gurfinkel, 2018).

2.1 L'AFFERENZA VISIVA

La vista è probabilmente uno dei sensi su cui l'uomo fa più affidamento, tanto che a livello centrale la corteccia visiva risulta essere molto più sviluppata rispetto alle aree corticali degli altri organi di senso. La vista, comunque, è possibile grazie ai recettori che espletano funzioni complesse come creare immagini visive o percepire variazioni rispetto alla luminosità. Tali recettori si trovano all'interno degli occhi e la loro specificità permette di acquisire informazioni a partire dal loro campo recettoriale, elaborandole e contribuendo a formare l'immagine visiva. Questa immagine, in realtà, è diversa per ogni occhio, in quanto sia l'ingombro strutturale del naso sia dell'orbita non permettono la visione del lato opposto, ma anche la loro distanza (in particolare delle fovee tra loro) contribuisce ad una certa differenza di prospettiva. Tale differenza è in parte sopperita dal parziale incrociamiento di fibre che avviene a livello del chiasma ottico (a questo livello, infatti, una parte delle fibre ottiche procede in senso omolaterale, l'altra incrocia il

lato opposto) che consente di formare un'immagine composita dei due occhi; in parte sarà gestita a livello centrale, in cui le aree associative e di integrazione corticali permetteranno di elaborare l'immagine visiva complessiva delle due prospettive (Martini et al., 2010).

Per ciò che riguarda il controllo dell'equilibrio, la presenza dell'afferenza visiva è in grado di ridurre da sola il 50% delle oscillazioni posturali. Il feedback visivo diventa rilevante anche in condizioni dinamiche di mantenimento dell'assetto posturale e dell'equilibrio, come, ad esempio, durante la pratica sportiva, in cui l'afferenza visiva incide sulla decodificazione motoria della partita, degli avversari e, più in generale, dell'ambiente circostante (Presta et al., 2021). La valutazione del sistema visivo avviene attraverso il test di Romberg che confronta le oscillazioni posturali ad occhi aperti e occhi chiusi (Sasaki et al., 2002). In condizioni normali, la tendenza del corpo è quella di allineare tutti i segmenti corporei in modo tale da ridurre l'oscillazione del CoP, raggiungendo la posizione neutrale e mantenendola con un minimo sforzo. In assenza di input visivo l'oscillazione aumenta nel tentativo di riportare il CoP in posizione neutrale, mentre con feedback visivo, questa oscillazione è molto ridotta (Duarte & Zatsiorsky, 2002).

2.2 L'INFORMAZIONE PROPRIOCETTIVA

La sensibilità generale fa riferimento ad una serie di sensazioni che vengono acquisite e percepite da recettori presenti in tutto il corpo. Vi sono recettori per la sensazione di dolore o della pressione, recettori per il tatto e le vibrazioni. Ciascuno di questi recettori trasmette le informazioni al SNC affinché vengano elaborate.

I recettori per la sensibilità generale possono essere classificati in esteroceettori ed enteroceettori. Gli esteroceettori raccolgono stimoli relativi all'ambiente esterno attraverso gli occhi, la bocca, la pelle e altri. Gli enteroceettori o viscerocettori, acquisiscono stimoli viscerali o degli organi splancnici. Sulla base della natura degli stimoli ricevuti vi sono i nociceettori, relativi all'informazione dolorifica, termocettori, per le variazioni di temperatura, meccanocettori, in riferimento a contatto e pressione, chemocettori, sensibili alla composizione chimica dei liquidi corporei o a molecole specifiche. Il fatto che un recettore sia sensibile solo ad una quota ristretta di stimoli ne determina la specificità, tale per cui lo stimolo captato nel cosiddetto campo recettoriale possa essere rapidamente acquisito e comunicato al SNC. Fanno parte degli enteroceettori anche i cosiddetti propriocettori, che riguardano la propriocezione, ovvero la posizione del corpo nello spazio.

La propriocezione riguarda la percezione del corpo nello spazio, ma anche della sua postura, del movimento e dell'equilibrio. I propriocettori, infatti, fanno da ponte fra il sistema muscolo-scheletrico e l'encefalo nel comunicare le percezioni che poi generano determinate risposte motorie a seguito degli stimoli ricevuti. In realtà questo processo è perlopiù automatico e varia con l'esperienza di diverse percezioni: pertanto, sulla base di percezioni differenti, ad esempio carichi più o meno pesanti, il sistema registra l'informazione, affinché possa regolare lo sforzo muscolare a seconda della diversità di ciascun compito (Foster, 2015).

Per quanto riguarda l'informazione propriocettiva, essa è controllata dai propriocettori. Tra le loro funzioni si annoverano il controllo della posizione delle articolazioni e lo stato di tensione muscolare, dei tendini e dei legamenti. In particolare, la percezione della lunghezza dei muscoli scheletrici è data dai fusi

neuromuscolari, mentre la tensione dei tendini è controllata dagli organi muscolotendinei di Golgi.

I fusi neuromuscolari sono fibre muscolari specializzate, la cui lunghezza viene costantemente monitorata dai neuroni sensitivi. Ogni fuso è costituito da 2 a 10 fibre intrafusali (presenti all'interno del fuso), incapsulate da tessuto connettivo. I fusi sono sparsi all'interno del muscolo e sono agganciati alle fibre extrafusali (fibre contrattili al di fuori del fuso), che ne monitorano lo stiramento (Foster, 2015). Nel momento in cui avvengono rapide e/o eccessive variazioni della lunghezza del muscolo, quindi del fuso, il neurone sensitivo in contatto genera il cosiddetto riflesso da stiramento, che si oppone all'allungamento del muscolo, innescandone la contrazione riflessa. L'azione del fuso muscolare ha a che fare anche con la normale regolazione del tono posturale, aumentando o diminuendo la contrazione dei muscoli a seconda delle informazioni provenienti dai fusi stessi (Martini et al., 2010). Il riflesso da stiramento, infatti, è coinvolto nell'oscillazione posturale: a seconda della direzione dell'oscillazione, i muscoli agiranno in senso contrario con una contrazione limitata a riportare il corpo in asse, attraverso il controllo dei fusi. Per questo motivo, il riflesso da stiramento viene anche definito riflesso antigravitario.

Gli organi muscolo-tendinei di Golgi agiscono in modo opposto ai fusi muscolari. Infatti, anche la contrazione muscolare può arrivare fino ad un certo limite, oltre il quale i tendini iniziano a stirarsi. Gli organi tendinei di Golgi sono giunzioni muscolo-tendinee che monitorano lo stato di tensione dei tendini. Qualora il muscolo si contraesse più del dovuto, questi recettori sono in grado di registrare l'aumento e di informare il SNC, che provocherà una risposta inibitoria (riflesso

tendineo) al fine di rilasciare il muscolo in contrazione. Gli organi muscolo-tendinei di Golgi sono importanti soprattutto nel modulare l'azione sinergica di muscoli agonisti e antagonisti, bilanciando la loro tensione, anche perché da soli non sarebbero in grado di inibire completamente il motoneurone.

Anche se i fusi e gli organi tendinei di Golgi svolgono azioni opposte non significa che operino in momenti differenti, ma, al contrario, agiscono sinergicamente sull'apparato muscolo-tendineo modulando e controllando allungamento e contrazione.

Esistono anche altri tipi di propriocettori, detti articolari, che riconoscono variazioni pressorie, meccaniche, vibratorie (corpuscoli di Pacini), di posizione e di angoli articolari (terminazioni di Ruffini), che insieme ai nocicettori contribuiscono a integrare costantemente l'informazione propriocettiva per controllare e coordinare ogni movimento ed assetto corporeo (Foster, 2015).

2.3 L'APPARATO VESTIBOLARE

Il sistema uditivo e cinestesico (od organo vestibolococleare) fa riferimento e comprende le strutture anatomiche deputate alla percezione di stimoli acustici e gravitazionali o di accelerazione. Mentre l'udito consente la percezione delle onde sonore, la sensibilità relativa all'equilibrio rileva e integra le forze di gravità, di accelerazione lineare e di rotazione, consentendo il mantenimento della postura in qualsiasi condizione.

2.3.1 CENNI ANATOMICI DELL'ORGANO VESTIBOLOCOCLEARE

La sensibilità specifica di equilibrio e udito è confinata nella porzione interna dell'orecchio, che, infatti, può essere suddiviso in tre regioni: una esterna, una

media ed una interna. Le porzioni esterna e media percepiscono e trasmettono stimoli acustici, mentre quella interna, pur accogliendo gli organi dell'udito, espleta anche le funzioni legate al mantenimento dell'equilibrio.

Tralasciando la parte relativa alla percezione uditiva e soffermandosi, invece, sulla porzione più interna dell'organo di senso, è possibile riconoscere alcune strutture tipiche: i recettori della sensibilità sono posti all'interno del cosiddetto labirinto osseo, che, a sua volta, avvolge e protegge il labirinto membranoso. All'interno del labirinto membranoso scorre un liquido detto endolinfa, mentre nello spazio fra i due labirinti scorre la perilinfa. Il labirinto osseo può essere suddiviso in tre parti:

1. Il vestibolo, che contiene due sacche membranose, dette utricolo e sacco, deputate alla ricezione di stimoli derivanti da gravità e accelerazione;
2. I canali semicircolari, stimolati, invece, dalle rotazioni della testa;
3. La coclea (simile alla forma del guscio di una chiocciola), con funzioni principalmente acustiche.

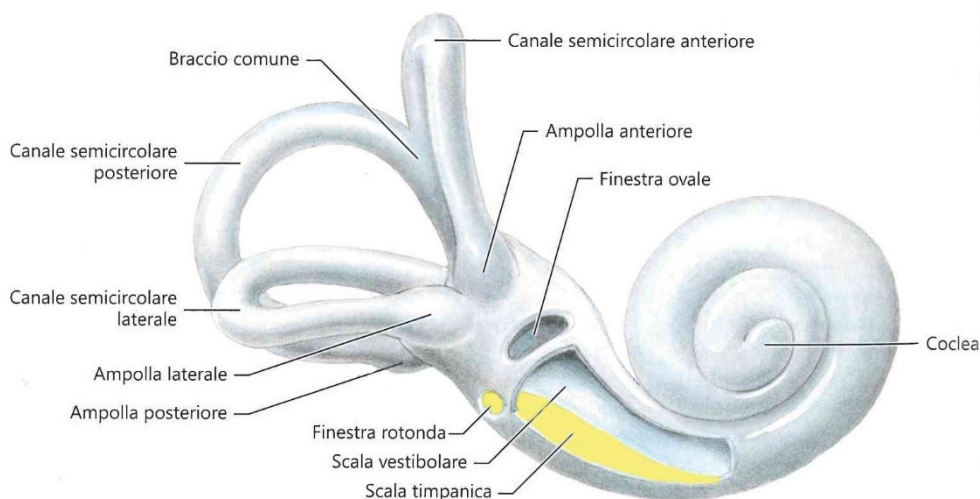


Figura 2.1 Rappresentazione del labirinto osseo e delle strutture presenti nella porzione interna dell'orecchio. Modificata da Autori vari, 2018.

I canali semicircolari sono tre, anteriore, laterale e posteriore, e ciascuno di essi presenta due bracci di cui uno semplice e uno definito ampollare per via delle terminazioni a forma di ampolla. Tuttavia, gli orifizi di apertura dei canali sono solo cinque, in quanto i due canali anteriore e posteriore condividono il cosiddetto braccio comune, terminando in un unico orifizio. La coclea, invece, presenta un unico canale osseo che, a spirale, si avvolge su se stesso e si riduce progressivamente di dimensioni. Al suo interno questa è suddivisa in tre scale o dotte (i) vestibolare, (ii) timpanico e (iii) cocleare, di cui il dotto vestibolare comunica con l'orecchio medio attraverso la finestra ovale, mentre il dotto timpanico attraverso la finestra rotonda (Autori vari, 2018).

Come accennato, l'orecchio interno è caratterizzato dalla presenza di recettori, chiamati cellule capellute, che sono in comunicazione con i neuroni sensitivi attraverso il rilascio costante di piccole quantità di neurotrasmettitore. La particolarità di questi recettori risiede nell'essere dotate di lunghi e numerosi microvilli o *stereociglia* sulla superficie apicale, insieme ad un lungo ciglio detto chinociglio. Il loro protrarsi in lunghezza rende questi microvilli sensibili ad una sorta di deformazione strutturale, in coincidenza con lo spostamento rilevato e, a seconda della specifica direzione dello spostamento, è possibile stimolare le cellule capellute inibendo o aumentando il rilascio del neurotrasmettitore. Sia i canali semicircolari sia il vestibolo sono, quindi, dotati di cellule capellute ma, mentre nei primi sono confinati all'interno dell'ampolla, nel vestibolo sono raggruppate nella macula, all'interno dell'utricolo e del sacco.

Per quanto riguarda i canali semicircolari, le cellule capellute al loro interno sono adese alle pareti dell'ampolla e formano una struttura definita cresta ampollare,

mentre le stereociglia delle cellule sono immerse in una sostanza gelatinosa detta cupola, che riempie totalmente l'ampolla. Come anticipato, i canali semicircolari sono tre e percepiscono movimenti di rotazione nei tre piani dello spazio. Pertanto, considerata la struttura interna di ciascuna ampolla, nel momento in cui avviene una rotazione su uno dei tre piani, l'endolinfa presente nel canale agirà sulla cupola; a sua volta, la cupola piegherà le stereociglia delle cellule capellute presenti in quest'area, comunicando con le fibre nervose e fornendo informazioni di movimento lungo il piano di rotazione stimolato. A esempio di quanto descritto, movimenti di rotazione della testa sul piano trasversale, stimolano le cellule capellute del canale semicircolare laterale, mentre l'inclinazione laterale stimola quelle del canale posteriore. L'integrazione delle informazioni proveniente da tutti e tre i canali permette chiaramente la percezione di movimenti più complessi.

All'interno del vestibolo, invece, le stereociglia immerse nella sostanza gelatinosa, sono ricoperte da un sottile strato di cristalli di carbonato di calcio, a formare il complesso detto *otolito* (sostanza gelatinosa e strato di cristalli). Questa struttura permette di percepire la forza di gravità, in quanto gli otoliti, in stazione eretta, poggiano stabilmente sulle cellule della macula, deformando le stereociglia verso il basso. Qualsiasi variazione rispetto a tale condizione, provoca uno spostamento degli otoliti assieme alla sostanza gelatinosa con cui sono in rapporto. È bene precisare, però, che i cristalli di calcio sono relativamente densi e pesanti e, pertanto, sono "in ritardo" rispetto alla variazione registrata: questo, tuttavia, è funzionale alla percezione della gravità, perché nel momento in cui gli otoliti non mantengono più la stessa pressione sulle stereociglia, queste registrano la suddetta variazione, informando regolarmente le fibre sensitive. È questo il caso, ad

esempio, di un'accelerazione verso il basso o verso l'alto, per cui diminuirà o aumenterà rispettivamente la pressione degli otoliti sulle stereociglia. Allo stesso modo, accelerazioni lineari in senso anteroposteriore generano un ritardo degli otoliti nella direzione contraria all'accelerazione, che, oltre a variare la pressione percepita dalle stereociglia, ne deformerà la struttura, informando ancora una volta le fibre sensitive con cui sono in contatto.

Dall'attività recettoriale proveniente da vestibolo e canali semicircolari si possono ottenere, quindi, informazioni su forza di gravità e movimenti di accelerazione e rotazione. È possibile considerare il complesso vestibolare come parte integrante per il mantenimento dell'equilibrio statico (che consente il mantenimento della postura a corpo fermo) e dinamico (durante uno o più movimenti). In particolare, il vestibolo o labirinto statico, con l'utricolo ed il sacco, si occupa del mantenimento dell'equilibrio statico, mentre il labirinto cinetico, costituito dai canali semicircolari, è implicato nel mantenimento dell'equilibrio dinamico (Rajakumar & Kiernan, 2015). Tuttavia, la sola attività recettoriale non completa l'informazione in ingresso al SNC che, infatti, la integra costantemente con l'afferenza visiva (Martini & Bartholomew, 2008).

2.3.2 VIA VESTIBOLARE

Si è fatta menzione delle fibre nervose sensitive con cui le cellule capellute comunicano. In effetti, sia quelle appartenenti al vestibolo sia quelle appartenenti ai canali semicircolari sono innervate da neuroni sensitivi i cui assoni costituiscono

il ramo vestibolare dell'VIII nervo cranico³, nervo vestibolococleare. Da qui, fanno sinapsi con i neuroni dei nuclei vestibolari presenti fra ponte e bulbo.

I due nuclei vestibolari riportano le informazioni provenienti da ciascun lato del capo, le trasmettono sia al cervelletto sia alla corteccia cerebrale, perché vengano elaborate. Parte di esse si traducono anche in comandi motori diretti al midollo spinale e ai nuclei del tronco encefalico, mentre le efferenze motorie derivanti dall'elaborazione sensitiva in entrata sono dirette ai nuclei motori dei nervi cranici di occhi, testa e collo, nonché ai muscoli periferici per le attività riflesse di testa e collo, attraverso il fascio vestibolospinale (Martini & Bartholomew, 2008).

Nel complesso quindi, i tre sistemi, visivo, propriocettivo e vestibolare, sono i principali input su cui si basa il controllo posturale e, di conseguenza, il mantenimento dell'equilibrio, sia in condizioni statiche sia dinamiche. Le informazioni provenienti dai tre sistemi, però, raggiungono e vengono integrate a livello corticale e subcorticale nel SNC, passando dal cervelletto, che analizza la maggior parte di esse. Il risultato dell'elaborazione genera un output principalmente motorio, affinché vengano corretti e/o modificati gli stati di tensione muscolari basali o in riferimento al pattern di movimento in questione. Il mantenimento della stazione eretta, sebbene possa essere considerato un compito motorio di facile attuazione, è comunque identificativo dei processi di regolazione dell'equilibrio e, pertanto, fondamentale nella loro valutazione (Michalak et al., 2019).

³ Esistono dodici paia di nervi cranici, presenti sulla superficie ventro-laterale dell'encefalo. Numerati in senso antero-posteriore sono: I olfattivo, II ottico, III oculomotore, IV trocleare, V trigemino, VI abducente, VII facciale, VIII statoacustico (vestibolococleare), IX glossofaringeo, X vago, XI accessorio, XII ipoglosso. Il nome ne riflette l'aspetto o la funzione che può essere sensitiva, motoria, mista o di sensibilità specifica (olfatto, vista, udito, ecc.) (Martini et al., 2010).

2.4 IL CERVELLETTA

Come anticipato, il passaggio dalla quadrupedia al bipedismo ha costituito una parte fondamentale nel processo di evoluzione del genere umano, causando rimodellamenti anatomici – principalmente, la modifica dei rapporti fra lo scheletro assile e appendicolare – al fine di mantenere la stazione eretta, anche durante i movimenti che normalmente si compiono. Da una parte, dunque, si è fatta menzione della postura in termini di allineamento dei segmenti corporei, descrivendo mutazioni significative a carico della pelvi e della colonna vertebrale, capaci di sostenere il carico e mantenere la postura; dall'altra, sono stati descritti i modelli muscolari in risposta al carico (gravitazionale e non solo) che provvedono al mantenimento degli atteggiamenti posturali nella maggior parte delle posizioni anatomicamente attuabili, consentendo, di fatti, il movimento.

Tuttavia, non sono sufficienti l'allineamento dei segmenti corporei e/o le contrazioni muscolari a garantire l'equilibrio nelle diverse posture assunte, perché il corpo è inserito in un contesto di stimoli interni ed esterni, sollecitazioni meccaniche e recettoriali, che ne influenzano la *stabilità*. Sono stati discussi, infatti, i sistemi visivo, propriocettivo e vestibolare per comprendere la natura dei suddetti stimoli e del modo in cui essi influenzano il mantenimento dell'equilibrio. Le varie afferenze, però, devono essere integrate ed elaborate anche attraverso il cervelletto, necessario ad espletare funzioni posturali e di mantenimento dell'equilibrio. Il cervelletto è considerato, infatti, come parte del sistema motorio; tuttavia, non è in grado da solo di predisporre movimenti volontari, ma presiede alla loro coordinazione inconscia e precisa (Schünke et al., 2015). Dal punto di vista filogenetico, il cervelletto non è secondario alla locomozione quadrupedale, ma con

essa sono comparse numerose connessioni sia con il midollo spinale (principalmente con i lobi anteriori del cervelletto) sia con la corteccia cerebrale (con i lobi posteriori cerebellari). Queste ultime, in particolare, sono da associare al raggiungimento della postura eretta nel bipedismo ma anche allo sviluppo di altre abilità relative alla coordinazione motorie e al movimento più in generale (Mtui et al., 2017).

2.4.1 CENNI ANATOMICI DEL CERVELLETTO

Il cervelletto è alloggiato nella fossa cranica posteriore, adagiato nelle fosse cerebellari della squama occipitale. È localizzato dorsalmente al tronco encefalico (Schünke et al., 2015), a cui è connesso attraverso alcune formazioni cordoniformi, ovvero i peduncoli cerebellari superiori medi e inferiori (Autori vari, 2018) e costituisce la volta del IV ventricolo (cavità liquorale situata all'interno del SNC). Superiormente è separato dai lobi occipitali del telencefalo dal *tentorio* (lamina di dura madre) (Fig. 2.2) (Schünke et al., 2015).

La configurazione esterna del cervelletto permette di distinguere una regione mediana, costituita da un rilievo detto *verme*, e due regioni laterali, che sono gli emisferi cerebellari. In particolare, il verme superiore è in continuità con la superficie superiore degli emisferi, mentre il verme inferiore si trova in una profonda depressione, definita *vallecola* (Rajakumar & Kiernan, 2015), nella regione dell'ilo⁴ (Gaudio et al., 2011). Il cervelletto presenta uno strato superficiale o corteccia, costituita da sostanza grigia, e da un corpo centrale, costituito invece

⁴ La regione dell'ilo è visibile orientandosi verso la porzione antero-inferiore del cervelletto. È circoscritta infatti dalla superficie inferiore del cervelletto e dalla porzione anteriore della superficie anteriore dello stesso. Come anticipato, in questa regione sono presenti i peduncoli superiori, medi e inferiori, ovvero fasci di sostanza bianca che collegano il cervelletto al tronco encefalico (Gaudio et al., 2011).

da sostanza bianca, nel quale si trovano quattro paia di nuclei (nuclei del fastigio, globoso, emboliforme e dentato), descritti più avanti.

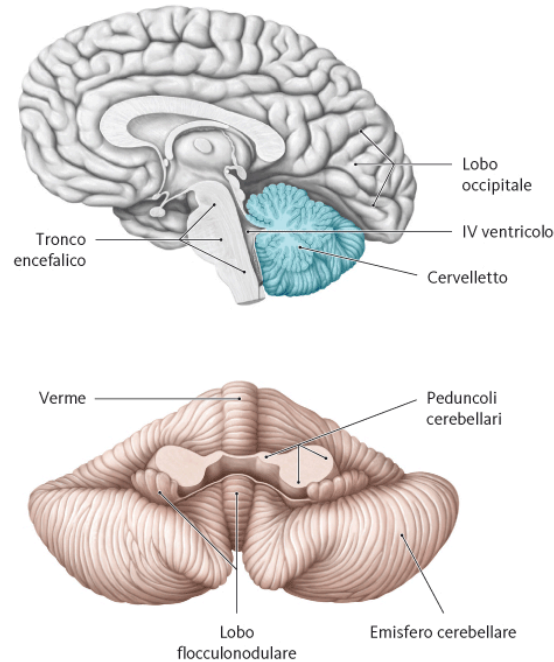


Figura 2.2 Posizione e configurazione esterna del cervelletto. Riadattata da Schünke et al., 2015.

Nello specifico, lo strato superficiale del cervelletto è percorso da una serie di fessure trasversali che delimitano i lobi – procedendo in profondità, i lobi, presentano ulteriori solchi che delimitano lobuli, i lobuli si dividono in lamine (o *folia*) e le lamine in gruppi di lamelle. Le fessure principali sono cinque:

1. Fessura primaria;
2. Fessura posterolaterale;
3. Fessura posteriore superiore;
4. Fessura orizzontale;
5. Fessura prebiventrle.

Le fessure primaria e posterolaterale, in particolare, separano tre lobi cerebellari che, dal punto di vista anatomico-topografico, si distinguono in lobo flocculonodulare (anteriore alla fessura posterolaterale), lobo posteriore (compreso fra la fessura posterolaterale e la fessura primaria), e lobo anteriore (davanti alla fessura primaria) (Autori vari, 2018). Oltre a questa organizzazione su base anatomica, è possibile dividere il cervelletto in tre regioni, largamente sovrapponibili alle suddette, su base anatomico-funzionale e filogenetica. Pertanto, il lobo flocculonodulare corrisponde rispettivamente al vestibolocerebello o archicerebello; il lobo anteriore (verme e zone paravermiane) allo spinocerebello o paleocerebello; il lobo posteriore corrisponde al pontocerebello o neocerebello (Tab. 2.1; Fig. 2.3) (Gaudio et al., 2011).

Suddivisione anatomica	Suddivisione anatomico-funzionale	Suddivisione filogenetica
Lobo flocculonodulare	Vestibolocerebello (mantenimento dell'equilibrio)	Archicerebello
Lobo anteriore; verme e zone paravermiane	Spinocerebello (controllo del tono muscolare)	Paleocerebello
Lobo posteriore; verme superiore del lobo posteriore	Pontocerebello (coordinazione dei movimenti)	Neocerebello

Tabella 2.1 Principali suddivisioni delle regioni cerebellari su base anatomico-topografica, anatomico-funzionale e filogenetica. Riadattata da Schünke et al., 2015.

Il vestibolocerebello si identifica prevalentemente con il lobo flocculonodulare, in quanto costituito da una formazione centrale (nodulo) e due laterali (flocculi); è detto anche archicerebello perché è la parte filogeneticamente più antica. Dal punto di vista funzionale, riceve informazioni vestibolari (dal nervo e nuclei vestibolari, dai canali semicircolari, macule dell'utricolo e sacculo), visive e motorie.

Lo spinocerebello o paleocerebello (successivo all'archicerebello dal punto di vista filogenetico, da associarsi alla comparsa della stazione eretta) occupa la porzione centrale del cervelletto (quindi, il verme) e parte delle due zone mediali (paravermiane) degli emisferi cerebellari. Funzionalmente esso riceve informazioni propriocettive dai fasci spinocerebellari del midollo spinale, visive e acustiche. Il pontocerebello o neocerebello (sviluppatosi in collegamento con la comparsa della corteccia telencefalica) si identifica con le porzioni rimanenti dei due emisferi cerebellari e con la regione del verme del lobo posteriore, ricevendo principalmente afferenze dalle aree sensitive e motorie della corteccia cerebrale (Gaudio et al., 2011; Autori vari, 2018).

In sezione trasversa del cervelletto è possibile riconoscere, come anticipato, uno strato superficiale o corteccia, costituita da sostanza grigia. Tale corteccia è costituita da tre strati che, procedendo dal più superficiale al più profondo, si distinguono in strato molecolare, strato gangliare (o delle cellule del Purkinje) e strato granulare. Lo strato intermedio è costituito da un'unica fila di corpi delle cellule di Purkinje, i cui dendriti si ramificano verso lo strato molecolare, mentre l'assone mielinico attraversa lo strato granulare sottostante. Lo strato molecolare è una regione prevalentemente sinaptica, costituita da gruppi neuronali (cellule stellate, a canestro, ecc.) e fibre nervose (ramificazioni delle cellule di Purkinje). Lo strato delle cellule granulo (il cui nome identifica lo strato più profondo della corteccia) è riccamente popolato da neuroni, specialmente interneuroni, cellule dei granuli (piccole) e di Golgi (o grandi granuli) e fibre nervose. Gli assoni delle cellule di Purkinje che attraversano verticalmente la corteccia cerebellare sono fibre efferenti, contrariamente alle fibre afferenti, distinte in fibre muscoidi e rampicanti,

responsabili di ricevere informazioni da tutto il cervelletto, ad eccezione del nucleo olivare inferiore a carico delle sole fibre rampicanti (Rajakumar & Kiernan, 2015; Autori vari, 2018). La sostanza grigia della corteccia cerebellare riveste la sostanza bianca, che comprende il corpo midollare e l'*arbor vitae*, così definito per la presenza di numerose arborizzazioni delle varie lamine (Gaudio et al., 2011). Il corpo midollare è formato da fibre afferenti ed efferenti, che percorrono i peduncoli cerebellari, provenienti dal corpo, alla regione ilare (cioè dell'ilo del cervelletto) e fino al tronco encefalico. Vi sono anche fibre associative e commissurali che, rispettivamente, associano fra loro lamelle distanti e collegano i due emisferi cerebellari (Autori vari, 2018). Procedendo ancora in profondità del corpo midollare, troviamo nuovamente sostanza grigia organizzata in nuclei intrinseci: in senso mediolaterale vi sono, infatti, il *nucleo del fastigio*, i nuclei interpositi posteriore (o *globoso*) e anteriore (o *emboliforme*) e il *nucleo dentato* (Fig. 2.3).

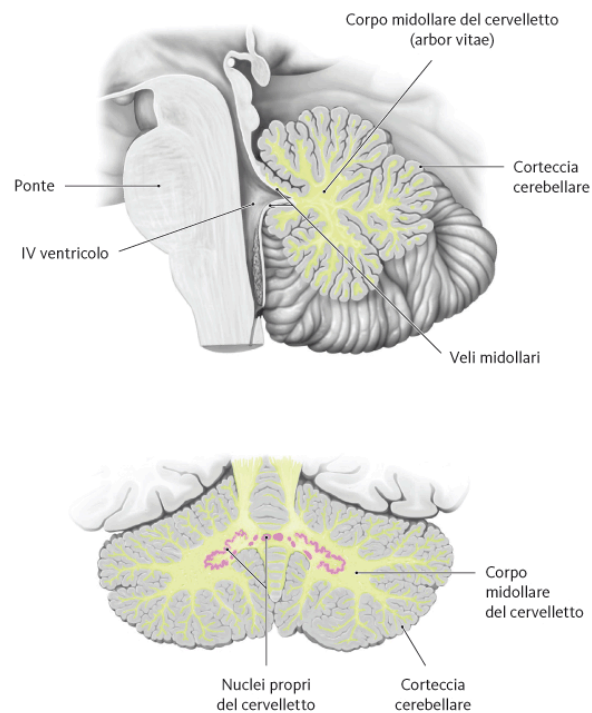


Figura 2.3 Configurazione interna del cervelletto in sezione sagittale mediana (in alto) e obliqua. Rappresentazione del corpo midollare, arbor vitae e nuclei propri del cervelletto). Riadattata da Schünke et al., 2015.

Trovandosi più medialmente, il nucleo del fastigio (o del tetto) e i nuclei interpositi sono di pertinenza dello spinocerebello, mentre il nucleo dentato (o oliva cerebellare) è di pertinenza del neo/pontocerebello. Le afferenze che giungono ai nuclei intrinseci si distinguono in intrinseche ed estrinseche: le prime riguardano gli assoni delle sopraccitate cellule di Purkinje (inibitorie), le seconde (eccitatorie) raccolgono tutte le afferenze provenienti dalle fibre muscolari e rampicanti verso la corteccia cerebellare (Rajakumar & Kiernan, 2015). Vi sono anche fibre efferenti dai nuclei, che raggiungono per la quasi totalità il peduncolo cerebellare superiore; in particolare, dal nucleo del tetto decorrono dorsalmente al peduncolo e proiettano ai nuclei vestibolari (Gaudio et al., 2011; Autori vari, 2018).

Come è stato brevemente descritto, il cervelletto presenta connessioni sia in entrata sia in uscita. In particolare, le afferenze riguardano le fibre rampicanti e muscoidi, che, proiettando alla corteccia cerebellare *in toto* (fibre rampicanti) o selettivamente in alcune aree (fibre muscoidi), determinano la regolazione delle tre funzioni fondamentali ascrivibili al cervelletto: i) il mantenimento dell'equilibrio (vestibolo/archicerebello); ii) regolazione del tono muscolare e della postura (spino/paleocerebello); iii) coordinazione dei movimenti (ponto/neocerebello) (Gaudio et al., 2011).

2.4.2 AFFERENZE ED EFFERENZE CEREBELLARI: UNA SINTESI FUNZIONALE

Il vestibolocerebello o archicerebello è principalmente coinvolto nel mantenimento dell'equilibrio posturale e dello sguardo. Riceve la maggior parte delle afferenze dai nuclei vestibolari circa la posizione e gli spostamenti della testa, essenziali per l'equilibrio (si veda Cap. 2.3, p. 31 e seguenti). Altre afferenze provengono dal peduncolo cerebellare inferiore (es. dai nuclei olivari accessori controlaterali) con sinapsi sia al nucleo del tetto sia, come nel caso delle fibre rampicanti, con la corteccia del lobo flocculonodulare. Le efferenze del vestibolocerebello riguardano gli assoni delle cellule di Purkinje con eventuale sinapsi al nucleo del tetto: in questo caso si ottiene il fascio tetto (fastigio)-vestibolare che proietta sia ai nuclei vestibolari sia al nucleo olivare accessorio; oppure, in assenza di sinapsi, vi è il fascio uncinato (di Russel) che raggiunge direttamente il tronco encefalico attraverso il peduncolo cerebellare superiore. In questo modo il vestibolocerebello (tramite il fascio vestibolo spinale, fascicolo longitudinale mediale e fibre reticolospinali) influenza i motoneuroni che governano le risposte motorie oculari

e del capo, nonché quelli deputati al controllo del movimento del corpo e degli arti con il fine ultimo di coordinare le azioni motorie e mantenere l'equilibrio (Gaudio et al., 2011; Rajakumar & Kiernan, 2015). Lo spinocerebello (o paleocerebello) riceve informazioni riguardanti la propriocezione e la gravità; quindi, sono in grado di regolare il tono muscolare ai fini del mantenimento della postura e durante la locomozione. In realtà, le afferenze dello spinocerebello comprendono quattro sistemi di afferenza, distinti in: sistema sensitivo somatico, sistema dei nuclei reticolari precerebellari, complesso olivare inferiore e sistema tetto-cerebellare o della sensibilità specifica (Rajakumar & Kiernan, 2015).

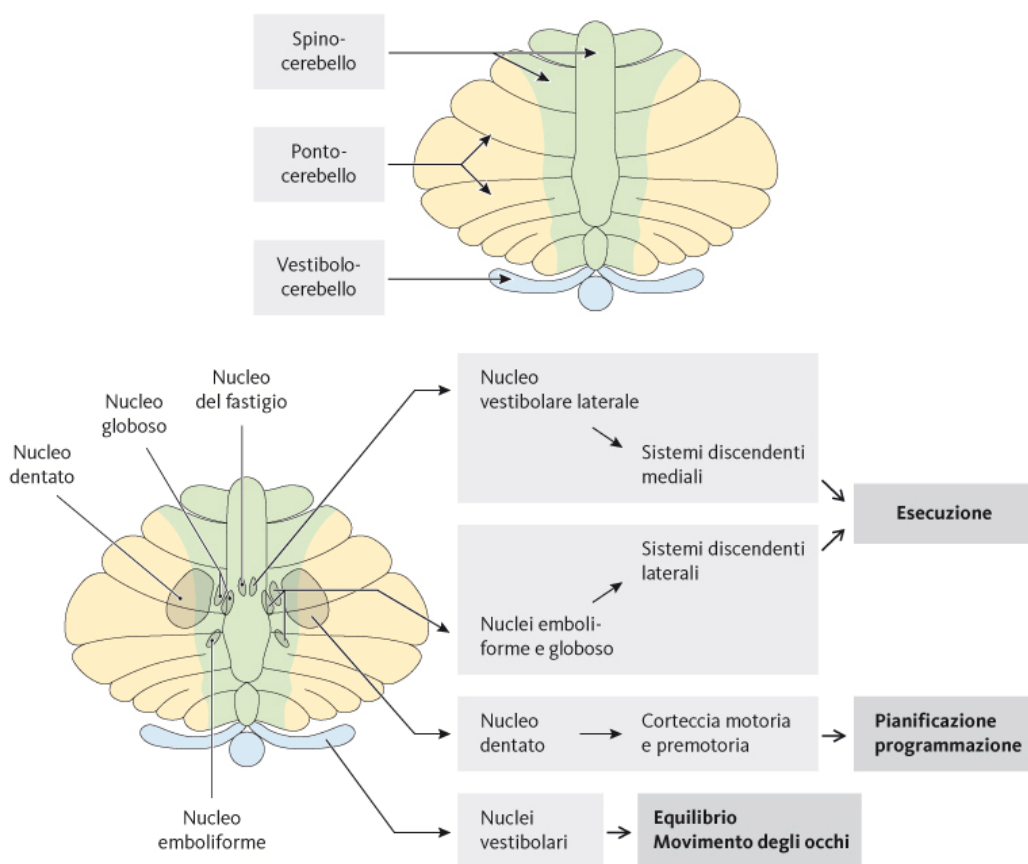


Figura 2.4 In alto, rappresentazione bidimensionale del cervelletto con suddivisione su base anatomico-funzionale dei tre lobi (vestibolocerebello, spinocerebello e pontocerebello); in basso, rappresentazione dei nuclei propri e/o intrinseci del cervelletto, schema sintetico delle principali efferenze e funzioni espletate. Riadattata da Schünke et al., 2015.

In sintesi, il sistema sensitivo somatico proietta al cervelletto servendosi dei fasci spinocerebellare dorsale e ventrale e delle fibre cuneato- e trigemino-cerebellari che, complessivamente, inviano informazioni riguardanti testa (fibre trigemino-cerebellari), collo e arto superiore (fibre cuneato-cerebellari), arto inferiore e tronco (fasci spinocerebellari dorsali e ventrali). Il sistema dei nuclei reticolari comprende afferenze che derivano dai recettori cutanei, ma anche dalla corteccia sensitiva e motoria primaria e nuclei vestibolari. Il complesso olivare inferiore proietta alla corteccia cerebellare tramite il fascio olivo-cerebellare e termina come fibre rampicanti. Infine, ad opera del sistema tetto-cerebellare vengono inviate al cervelletto informazioni riguardanti stimoli acustici e luminosi. Le afferenze che originano a livello dello spinocerebello sono per la maggior parte assoni delle cellule di Purkinje che proiettano ai nuclei interpositi e del tetto. In particolare, è attraverso le fibre reticolospinali che avviene la modulazione dei motoneuroni. Nel complesso, lo spinocerebello integra informazioni appartenenti agli esterocettori e propriocettori, informazioni provenienti dalla corteccia cerebrale e visivo-acustiche, che elabora e da cui genera l'aggiustamento e la regolazione del tono muscolare richiesta. Infine, il pontocerebello, coinvolto nell'esecuzione coordinata e precisa dei movimenti, presenta connessioni prevalentemente con la corteccia cerebrale: le afferenze da parte delle fibre ponto-cerebellari raggiungono il nucleo dentato e la corteccia cerebellare posteriore, passando per il peduncolo cerebellare medio (da qui riceve informazioni sui movimenti previsti e/o in corso di svolgimento); altre afferenze raggiungono il nucleo del tetto (trasmettendo informazioni visivo-acustiche e dei movimenti oculari); altre ancora provengono dal complesso olivare inferiore controlaterale (inerenti a programmi motori previsti

e non ancora eseguiti). Ricevendo ed elaborando questo tipo di informazioni, le risultanti efferenze si dirigono al nucleo dentato, nucleo oculomotore e corteccia motoria primaria, modulando direzione, forza e ampiezza dei movimenti volontari (Gaudio et al., 2011).

In generale, è possibile riassumere la funzionalità del cervelletto come *anticipatoria* nei confronti dei movimenti programmati e/o in corso di svolgimento. Infatti, a livello corticale viene ideato il movimento che si intende eseguire e, prima che venga messo in atto, il cervelletto elabora l'informazione efferente confrontandola con le varie afferenze descritte e assicura una base d'appoggio stabile su cui costruire la relativa postura o il relativo atto motorio. Questo è dimostrato anche dalle eventuali lesioni che possono alterare la funzionalità anticipatoria del cervelletto (es. danni alla regione del verme causano una mancata contrazione muscolare a seguito della perdita di equilibrio; danni al lobo anteriore/spinocerebello causano alterazioni del cammino, ovvero una mancata risposta muscolare alla gravità durante la locomozione) (Mtui et al., 2017).

3. LA LOCOMOZIONE UMANA

Nei vertebrati, la capacità di spostarsi nello spazio è data da un insieme di formazioni che costituiscono il sistema locomotore: esso è dato dal sistema osteoarticolare e muscolare, a cui si aggiungono i sistemi cardiovascolare e nervoso che si occupano della loro irrorazione, guida e controllo.

Nella deambulazione è possibile distinguere due fasi, una statica e una di slancio, in cui si alternano rispettivamente una condizione in cui un arto funge da perno mentre il corpo avanza, mentre successivamente lo stesso arto si contrae e si estende nella fase di slancio. Questo meccanismo è perlopiù automatico, ovvero gestito dall'alternarsi di riflessi inconsci, quali il riflesso flessorio ed estensore crociato⁵. Tuttavia, è necessaria comunque la presenza di un generatore del ritmo a livello centrale che consenta di alternare i movimenti di flessione e di estensione. A questo si aggiungono anche le afferenze periferiche dal sistema muscolo-scheletrico, dai fusi neuromuscolari e organi muscolotendinei, che forniranno ulteriori informazioni circa la lunghezza e la tensione dei muscoli degli arti inferiori da integrare alle precedenti. Questo complesso sistema permette di monitorare costantemente il cammino di un soggetto anche in relazione all'ambiente circostante, in cui eventuali stimoli esterocezionali (es. superamento di ostacoli) possono sollecitare risposte immediate per preservare il mantenimento della postura e dell'equilibrio (Autori vari, 2002).

⁵ Il riflesso flessorio è quello generato nel momento in cui i polpastrelli delle dita del piede sono stimolati per contatto cutaneo, determinando la flessione dell'arto ipsilaterale; il riflesso flessorio può, inoltre, essere accompagnato dal riflesso estensore crociato, ovvero dall'estensione dell'arto controlaterale (Autori vari, 2002).

La locomozione umana è la prima conquista relativa al passaggio dalla quadrupedia al bipedismo, ma è anche il passaggio ad una condizione di maggior instabilità. Camminare, infatti, prevede fasi di doppio appoggio plantare (dei due arti contemporaneamente) alternate a fasi di singolo supporto (un solo arto), in un ciclo continuo dinamico e instabile, proiettato in avanti. Dal punto di vista anatomico, il passaggio al bipedismo avviene accompagnato dal raddrizzamento del rachide lombare insieme ad una verticalizzazione del sacro, oltre che al cambio di orientamento della testa, che prevede uno slittamento in avanti del foro occipitale. La verticalizzazione del sacro retroverte il bacino, causando un allineamento delle curve fisiologiche, così come sono solitamente rappresentate (Kapandji, 2011).

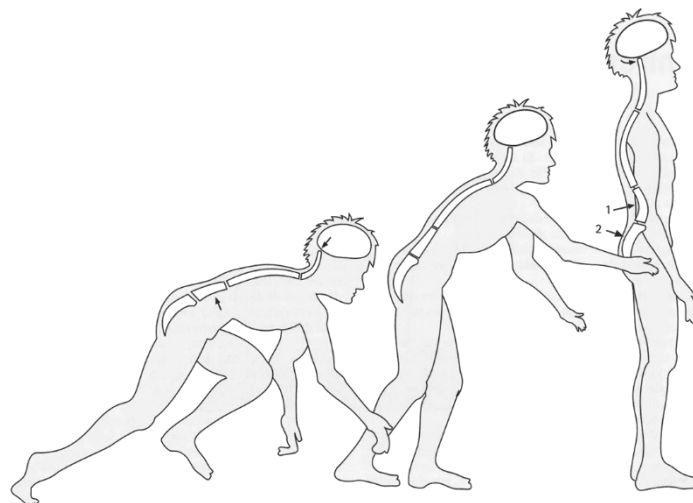


Figura 3.1 Modifiche strutturali e variazioni morfologiche relative al passaggio dalla quadrupedia al bipedismo (modificata da Kapandji, 2011).

Considerate la conformazione anatomica e strutturale dell'uomo in stazione eretta, la base d'appoggio ristretta e non ancorata al suolo e le dimensioni voluminose della parte superiore del corpo, sarebbe impossibile mantenere l'equilibrio. Infatti, il corpo umano è stabile quando, per definizione, la verticale del suo centro di gravità

(o baricentro) cade nell'area del poligono di sostegno. In posizione anatomica, il baricentro si trova attorno all'osso sacro, attorno a S₂-S₃, al 55% dell'altezza totale del corpo. In realtà è l'azione dei cosiddetti muscoli antigravitari o posturali che consente il mantenimento della postura in ortostatismo: partendo dall'alto, i muscoli della nuca, i paravertebrali, il grande gluteo e il tricipite surale posteriormente e il quadricipite anteriormente si contraggono/rilassano in modo alternato e controllato dagli impulsi nervosi al fine di mantenere il sistema osteoarticolare in asse. Chiaramente, il mantenimento della postura è solo in parte dovuto al tono di questi muscoli, in quanto, come anticipato, più informazioni concorrono a mantenere l'equilibrio in ortostatismo: i recettori plantari, la posizione dei segmenti corporei, i propriocettori, l'afferenza visiva, l'apparato vestibolare. La guida del SNC è pertanto fondamentale nel mantenimento del bipedismo, ma non senza l'integrazione costante con i segnali periferici che coadiuvano il mantenimento della postura (Kapandji, 2011).

“Il tutto è più della somma delle parti” – Aristotele

3.1 BIOMECCANICA DELLA MARCIA

La marcia o locomozione è data dal susseguirsi di una serie ritmica e ciclica di passi. Questa sequenza ha inizio dalla posizione in ortostatismo, in cui già prima che avvenga il primo passo, deve avvenire uno sbilanciamento laterale con variazione del carico interno. Il peso, infatti, deve spostarsi sull'arto che resterà in appoggio. Di solito, per i destrorsi questo avviene spostando per primo l'arto inferiore destro, quindi il carico verrà sostenuto dall'arto sinistro. Nella fase preliminare di inizio marcia, il peso del corpo, e di conseguenza il bacino, si sposta

lateralmente, caricando l'arto in appoggio. Questa azione meccanica è coadiuvata dai muscoli adduttori che contraendosi, stabilizzano l'articolazione coxo-femorale del lato in appoggio, mentre il medio e piccolo gluteo del lato in avanzamento solleva l'emilato del bacino, spostando il carico dall'altra parte. A questo punto la co-contrazione dei muscoli ischio-crurali e del tricipite surale dell'arto in appoggio, pur sbilanciando in avanti il baricentro, fissano l'arto al suolo e permettono di innescare la caduta in avanti. A questo innesco collaborano i muscoli flessori dell'anca e della caviglia in avanzamento, che spingono il ginocchio in avanti e sollevano la punta del piede, affinché possa avanzare liberamente.

Questo determina l'avanzamento ed il primo passo, definito oscillante, mentre l'arto opposto regge il carico finché il controlaterale non "atterra" al suolo, iniziando la fase del doppio appoggio e la transizione ulteriore del peso per il passo successivo.

Nel dettaglio la fase di appoggio può essere suddivisa in quattro tempi e tre punti di ancoraggio principali:

1. Il primo momento è identificato dall'arrivo del tallone al suolo che è anche il primo punto di appoggio o contatto iniziale. In questo momento tutta l'energia cinetica del passo è concentrata sul tallone e viene scaricata sul suolo, che ha anche un'azione frenante. Anche la caviglia è flessa ad opera del muscolo tibiale anteriore, che frena l'atterraggio e controlla lo stato di contrazione modulando la risposta al carico (cioè l'impatto al suolo);
2. Successivamente, la volta plantare cede verso il basso a ricevere tutto il peso del corpo e aderendo al suolo. La caviglia, dapprima in temporanea estensione, torna in flessione, mentre i muscoli plantari sostengono l'arco

plantare ad evitare l'eccessivo appiattimento. Alcuni autori suddividono ulteriormente questa fase, specificando che in un primo momento vi è solo l'appoggio pieno del piede sul suolo; successivamente, in una fase intermedia, l'arto in appoggio viene caricato anche del peso del corpo (Foster, 2015);

3. Le fasi successive sono i due impulsi motori che generano il passo oscillante: il primo impulso è di bilanciamento fra l'aumento della contrazione del muscolo tricipite surale e la resistenza dei muscoli plantari. In questa fase si realizza il secondo punto di appoggio anteriore che raggiunge il primo metatarso;
4. Il secondo impulso motore è dato dalla contrazione dei muscoli flessori delle dita, sinergici alla contrazione del tricipite surale. Si verifica, quindi, il terzo ed ultimo punto di appoggio anteriore estremo in cui avviene la flessione dell'alluce.

Questi punti di appoggio fungono anche da ancoraggio al suolo, che, pertanto, se privo di attrito, può diminuire l'efficacia dei punti di contatto e degli impulsi motori determinando instabilità e possibilità di caduta. Simultaneamente, l'arto controlaterale è nella fase di oscillazione: qui l'arto passa da una posizione arretrata ad una avanzata anteriormente. L'avanzamento è dato dalla flessione dell'anca, del ginocchio e della caviglia e termina con il contatto iniziale al suolo da parte del tallone, iniziando a quel punto la fase di appoggio. Più nello specifico, è possibile suddividere le fasi di oscillazione in tre sottofasi:

1. La preoscillazione o oscillazione iniziale (a volte elencate separatamente) avviene quando l'arto è ancora arretrato e si prepara ad avanzare. Questa

fase è anche chiamata di accelerazione, perché l'arto inizia a proiettarsi anteriormente con uno slancio che accelera il movimento;

2. Segue l'oscillazione intermedia, quando l'arto si trova esattamente al di sotto del bacino;
3. Conclude il movimento l'oscillazione finale o terminale, con decelerazione dell'arto che, a ginocchio esteso, si prepara all'inizio di una nuova fase di appoggio.

È bene notare come le fasi di oscillazione e di appoggio non si alternino direttamente, ma vi è una fase intermedia in cui avviene l'effettivo passaggio di carico fra l'arto che inizia la fase di appoggio e quello che si appresta ad oscillare. Questa fase viene definita fase di doppio supporto, in cui, infatti, entrambi gli arti sono adesi al suolo e trasferiscono il carico a seconda della fase che stanno per iniziare rispettivamente (Kapandji, 2011).

3.2 LE FASI DEL PASSO

Come si è potuto evidenziare, una prima macro-suddivisione del ciclo del passo si ottiene dall'alternanza fra fase di appoggio e fase di oscillazione. Riprendendo i concetti alla base di questa suddivisione, la fase di appoggio inizia quando il tallone viene a contatto con il suolo e termina quando avviene il distacco; a quel punto inizia la fase di oscillazione, da quando termina il contatto con il suolo a quando viene riacquisito. Le due fasi occupano rispettivamente il 60% ed il 40% del ciclo del passo, con la maggioranza a favore della fase di appoggio. La percentuale a carico del doppio supporto è, invece, di circa il 20%. Le fasi del passo, quindi, possono essere schematizzate come segue:

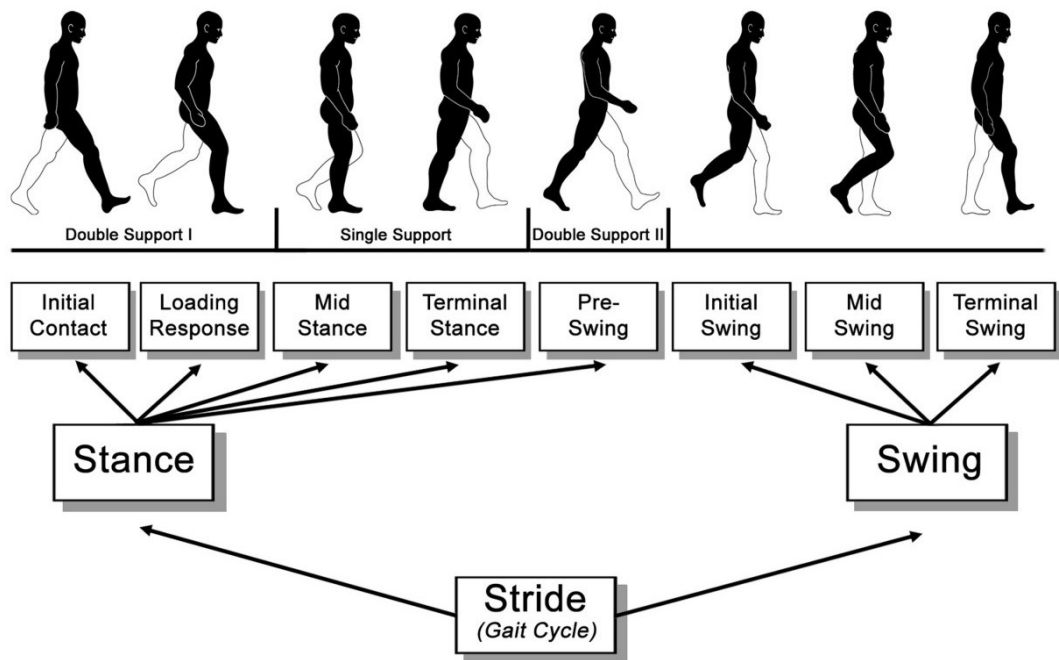


Figura 3.2 Ciclo del passo e fasi. Modificata da Stöckel et al., 2015.

Ciclo del passo (*gait, stride cycle*)

1. Fase di appoggio (*stance phase*)
 - a. Contatto iniziale (*initial contact*)
 - b. Risposta al carico (*loading response*)
 - c. Appoggio intermedio (*mid stance*)
 - d. Appoggio terminale (*terminal stance*)
2. Fase di volo o di oscillazione (*swing phase*)
 - a. Preoscillazione (*pre-swing*)
 - b. Oscillazione iniziale (*initial swing*)
 - c. Oscillazione intermedia (*midswing*)
 - d. Oscillazione finale (*terminal swing*)

Come specificato, la fase di appoggio è costituita da un doppio appoggio iniziale (*double support*), a cui fa seguito una fase di singolo supporto (*single support*), in cui un solo arto regge e trasporta il carico. Inoltre, dopo la fase di appoggio terminale è possibile riconoscere una fase di stacco (a volte considerata come

preoscillazione), in cui il tallone seguito dalle dita (*heel off, toe off*) si distaccano dal suolo per iniziare la fase di oscillazione.

3.3 MOVIMENTI ARTICOLARI DEL BACINO E DEL TRONCO DURANTE LA MARCIA

La biomeccanica della marcia è chiaramente incentrata sui movimenti ciclici degli arti inferiori, ma tutto il corpo è coinvolto nella locomozione. Ad esempio, il bacino accompagna l'andatura con oscillazioni laterali e sul piano sagittale, ed anche la torsione del tronco in aggiunta all'oscillazione alternata delle braccia sono parte della locomozione. L'unica a rimanere relativamente ferma è la testa, che compie solo delle oscillazioni verticali in combinazione con quelle del bacino. Questo anche per la necessità di avere lo sguardo diretto in avanti, possibilità data dal rachide cervicale che assorbe i movimenti del tronco, affinché la testa rimanga in asse.

Le oscillazioni del bacino sono una diretta conseguenza del movimento degli arti inferiori. In particolare, le oscillazioni si propagano sul piano sagittale in senso verticale. Il punto più alto coincide con la fase del singolo supporto, quando l'arto è perpendicolare al suolo, mentre il punto più basso coincide con la fase oscillante. Le oscillazioni del bacino procedono anche in senso laterale, ovvero sul piano orizzontale, in corrispondenza della transizione del carico sull'arto in appoggio. Inoltre, il bacino effettua movimenti di rotazione:

- a. La rotazione attorno all'asse medio-laterale (piano sagittale, fig. 3.3A), genera quello che viene definito tilt pelvico tramite antiversione e retroversione del bacino. L'antiversione si verifica quando il bacino si inclina anteriormente, mentre la retroversione quando si inclina

posteriormente (Lewis et al., 2017). In entrambe le direzioni, durante il passo, l'inclinazione è di circa cinque gradi;

- b. Una seconda rotazione del bacino è quella che avviene attorno all'asse antero-posteriore (piano frontale, fig. 3.3B) provoca movimenti detti di "basculamento" del bacino (definita anche come obliquità pelvica, Lewis et al., 2017): nella successione dei passi, la rotazione provoca un innalzamento del bacino da un lato (quello in appoggio) ed un basculamento successivo nell'altra direzione, quando l'arto controlaterale inizia la sua fase di appoggio. Chiaramente, l'arto in oscillazione provoca, al contrario, un basculamento del bacino verso il basso. La conseguenza del basculamento è l'inclinazione uguale e opposta della lordosi lombare e del cingolo scapolare che, rispettivamente, segue l'andamento della pelvi (per quanto riguarda la curva lombare), e a cui, contemporaneamente, si oppone l'inclinazione del cingolo scapolare per controbilanciare il peso verso l'arto in appoggio. In pratica, la linea del bacino e delle spalle procedono simmetricamente e in modo obliquo, convergendo dal lato dell'arto in appoggio;
- c. Un'ultima rotazione è quella che avviene attorno all'asse verticale (piano trasverso, fig. 3.3C) ed è in stretto rapporto con l'avanzamento degli arti superiori. L'arto superiore, infatti, spinge il bacino dell'arto controlaterale in avanti e, contemporaneamente, anche la cintura scapolare, che compie anch'essa una rotazione sull'asse verticale, generando a sua volta, la torsione del tronco. Partendo da una posizione simmetrica e perpendicolare all'asse della marcia, la rotazione del bacino avviene a livello delle teste

femorali: l'arto che avanza ruota internamente l'anca, mentre l'arto opposto effettua una rotazione esterna, e viceversa, nel passo successivo.

L'azione oscillante degli arti superiore procede anch'essa in modo ciclico e sequenziale alternandosi con gli arti inferiori: l'avanzamento della gamba destra procede con l'oscillazione in avanti dell'arto superiore sinistro; l'oscillazione del braccio destro avviene in coincidenza con l'avanzamento dell'arto inferiore sinistro. Il bilanciamento è massimo durante la fase di doppio appoggio, mentre nella fase centrale del singolo supporto (a metà oscillazione, perpendicolarmente al suolo) gli arti sono quasi verticali e adesi al corpo (Kapandji, 2011).

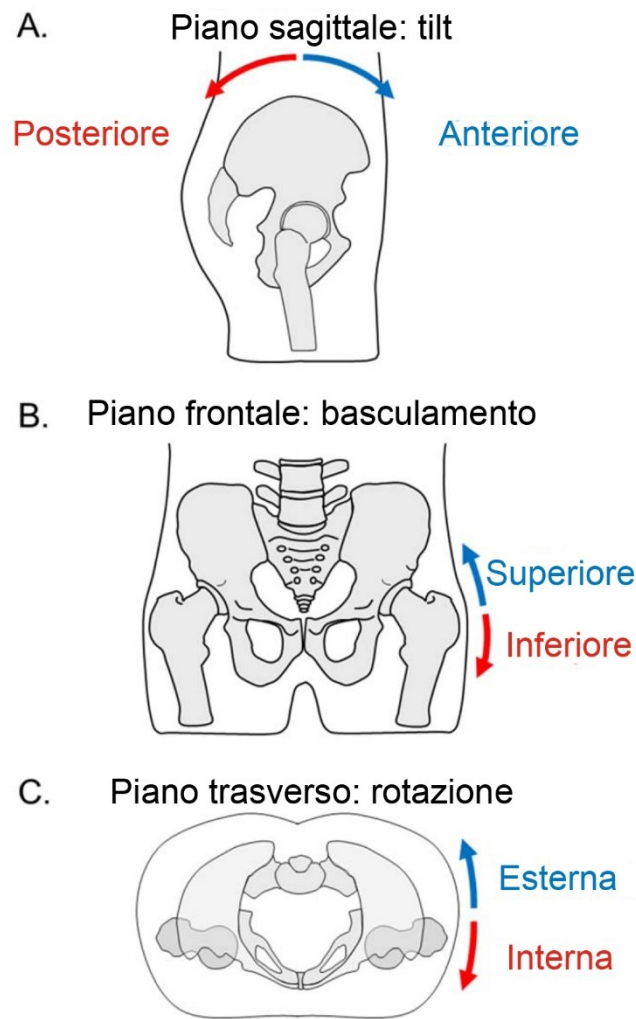


Figura 3.3 Movimenti della pelvi sui piani sagittale, frontale e trasverso. A. tilt pelvico anteriore e posteriore, B. basculamento superiore e inferiore, C rotazione interna ed esterna. Modificata da Lewis et al., 2017.

3.4 I PARAMETRI SPAZIO-TEMPORALI DEL CICLO DEL PASSO

Dalle varie fasi del passo è possibile determinare anche alcuni parametri spazio-temporali, particolare oggetto di studio in questa tesi e variabili rilevanti ai fini dell'analisi del cammino nella diversificazione dei pattern di movimento individuali.

Un semipasso (Fig. 3.4 g e d) identifica lo spazio che intercorre fra i due piedi durante la fase del doppio supporto; quindi, la lunghezza di un semipasso (*step*

length) è data dalla distanza fra il tallone del piede in appoggio e il punto in cui il tallone del piede opposto prende contatto con il suolo (al termine della sua fase di oscillazione). La lunghezza del passo (*stride length*), invece, è data dalla distanza di due appoggi successivi dello stesso piede (Fig. 3.4, P).

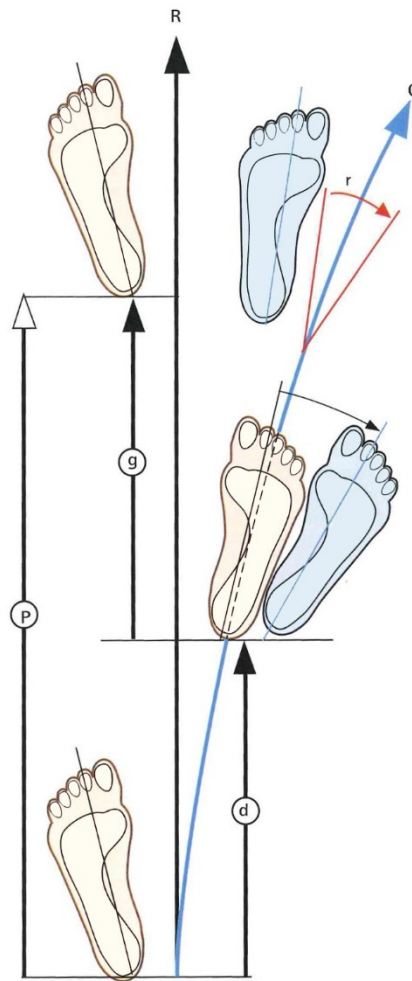


Figura 3.4 Rappresentazione descrittiva di una successione di passi ed esempio di marcia in curva. P, passo; g, d, semipassi; R, traiettoria; C, traiettoria in curva; r, rotazione totale data dalla somma delle rotazioni esterna e interna delle anche. Modificata da Kapandji, 2011.

La somma di due semipassi costituisce il ciclo del passo o del cammino. La lunghezza di un semipasso è di circa 72 cm, che genera una lunghezza del passo di circa 144 cm, ma esiste ovviamente una variabilità individuale, per cui un

semipasso può raggiungere anche i 78 cm in soggetti più alti, aumentando di conseguenza anche la lunghezza totale del passo fino a 156 cm. Oltre alla statura anche la lunghezza degli arti influenza i parametri del passo.

Sul piano orizzontale i due piedi procedono ad una certa distanza l'uno dall'altro, determinando la larghezza del passo. I punti di repere sono in corrispondenza dei talloni, sulla perpendicolare passante per l'articolazione dell'anca, in quanto l'avampiede poggia con una deviazione angolare da 5° a 7° verso l'esterno (detta angolo del piede). La larghezza del passo varia da 7 a 9 cm. L'angolo, come per la lunghezza e larghezza, varia a seconda del somatotipo, in particolare diminuisce all'aumentare della velocità del passo.

Velocità e cadenza (*gait speed* o *velocity*, *gait cadence*) sono strettamente correlati alla lunghezza del ciclo del passo e del semipasso. La cadenza equivale alla frequenza degli appoggi, ovvero il numero dei (semi)passi al minuto (passi/min). Una cadenza di 100-120 passi/min è considerata normale (Tudor-Locke et al., 2019), pertanto 70-90 passi/min determinano un'andatura più lenta, mentre 180 passi/min rientrano nel range di normalità della corsa. Trattandosi di una sequenza ritmica e ciclica di entrambi gli arti inferiori, più questa sarà simmetrica più la cadenza sarà uniforme; al contrario, difformità unilaterali incideranno sul mantenimento del ritmo, con conseguente irregolarità anche nella lunghezza e larghezza del ciclo del passo.

È stato sottolineato come la cadenza sia correlata alle fasi del passo: in effetti, contemporaneamente alla diminuzione del numero dei passi, si ha un aumento della percentuale a carico di una delle fasi del passo. In questo caso, aumenta la fase di doppio supporto, in cui il soggetto percepisce una maggior stabilità. Ai fini di questa

tesi verranno discusse situazioni analoghe, ma esiste anche il caso in cui la cadenza aumenti, come ad esempio, durante la corsa. La corsa e la marcia si differenziano non solo per l'inversione delle percentuali di carico, questa volta a favore della fase di oscillazione (60% vs 40% fase di appoggio), ma anche perché durante la corsa vi è la fase di volo, non presente nella deambulazione, che è il proseguimento della fase di oscillazione e si verifica quando entrambi i piedi sono distaccati da terra. La fase di volo, in questo caso, occupa il 20% del ciclo completo (Foster, 2015).

In riferimento ai parametri spazio-temporali di cadenza e velocità del passo, è bene sottolineare alcuni punti rilevanti anche ai fini di questa tesi.

Il primo riguarda la variabilità interindividuale. Come accennato, le variabili antropometriche incidono su questi parametri, ma anche l'età, esiti di cadute (in particolare, per soggetti anziani), condizioni fisiche o articolari di indebolimento, disabilità e patologie croniche possono incidere sull'andatura a vari livelli di gravità. Ne consegue che l'osservazione della performance di cammino e l'analisi dei parametri ad essa correlati può dare informazioni preliminari, utili all'approfondimento e all'integrazione con altre variabili di interesse. Sempre in merito alla variabilità individuale, il cammino non dovrebbe essere dispendioso in termini energetici, pertanto alcuni autori hanno sostenuto l'ipotesi che si possa autoregolare a seconda delle condizioni soggettive di lunghezza del passo e cadenza (Sekiya et al., 1997), anche se non è certo che la velocità del passo scelta sia sempre quella ottimale in base alle circostanze (Danion et al., 2003).

La relazione matematica che intercorre fra cadenza, velocità e lunghezza del passo è del tipo:

$$V = Sl \cdot f_{cad}$$

dove V sta per velocità, uguale al prodotto della lunghezza del passo (Sl) per la cadenza (f_{cad}). A lunghezza del passo costante, la velocità è unicamente dipendente dalla cadenza (Miff et al., 2000).

Considerato il rapporto che intercorre fra cadenza e lunghezza del passo (falcata), la stessa velocità può essere raggiunta con una frequenza di passi o una falcata maggiore o minore. Pertanto, la velocità da sola non è sufficiente a identificare una certa performance di cammino. In letteratura viene sottolineato che, tra frequenza e falcata, l'aumento della cadenza è la principale strategia utilizzata per aumentare la velocità (Tudor-Locke et al., 2019). Questo aumento è stato correlato ad una maggiore accelerazione, aumentata stabilità durante il cammino e minor lavoro muscolare, anche se viene riscontrato un lieve aumento del dispendio energetico nel trasporto del corpo rispetto alle forze di reazione al suolo; al contrario, una riduzione del rapporto cadenza/lunghezza del passo denota un mancato o ridotto controllo motorio nei meccanismi (neurologici o puramente meccanici) che governano l'andatura (Rota et al., 2011). Tuttavia, questo dipende dalle condizioni cliniche o fisiche generali del soggetto che può presentare uno o più fattori favorenti o meno un ciclo del passo ridotto, normale o accelerato.

In conclusione, l'atto del camminare procede in un ritmo sequenziale che si ripete ad ogni passo. Il ritmo, che può propagarsi nel tempo e nello spazio, gestito da riflessi autonomi, è comunque sensibile alle variazioni ambientali, alle diverse tipologie di suolo e alle condizioni fisiche del soggetto in esame. Infatti, le componenti articolari degli arti, del bacino e del tronco sono inevitabilmente collegate tra loro, tanto che un'accentuazione o una diminuzione del movimento di una di esse, sia anche una perdita di mobilità temporanea, è capace di influenzare

tutte le altre, generando movimenti compensatori a dispetto dell'economia del gesto complessivo, che aumenterà, pertanto, il suo dispendio energetico. Infatti, qualora ogni singolo passo venisse controllato e programmato consapevolmente, quest'ultimo richiederebbe uno sforzo notevole. In condizioni normali, invece, questo movimento è per la maggior parte guidato da riflessi ed automatismi che intervengono specialmente all'aumentare della velocità. Questo accade non solo per gli arti inferiori, ma anche per tutte le altre componenti articolari che accompagnano la deambulazione. La stessa oscillazione degli arti superiori è fondamentale nelle andature più veloci, così come la torsione del tronco ne sostiene la trazione in avanti.

II – TECNICHE DI ANALISI DELLA POSTURA E DEL CAMMINO

In quest'ultima parte introduttiva, verranno esposti i metodi di indagine in riferimento all'analisi della postura e del cammino. Infatti, la descrizione delle variabili posturali e quelle legate al ciclo del passo sono ampiamente studiate in letteratura e, sebbene vi siano differenti tecniche e strumenti utili a tal fine, alcuni parametri in particolare sembrano avere maggior rilevanza in ambito clinico e, pertanto, oggetto di ricerca scientifica.

4. POSTUROLOGIA E STABILOMETRIA

La posturologia è la disciplina che studia la postura dal punto di vista scientifico e clinico e analizza come la postura influenza ed è influenzata da disturbi o alterazioni nella funzionalità motoria e cognitiva.

L'analisi posturale è comunemente effettuata attraverso la stabilometria, un sistema attraverso il quale le oscillazioni meccaniche del CoP vengono amplificate, registrate, solitamente tramite pedane baropodometriche o di forza, e analizzate (Carini et al., 2017). La baropodometria è un esame che rileva la pressione esercitata

dalla superficie plantare a contatto con un piano di appoggio. Valutando una posizione neutrale, con appoggio bipodalico in ortostatismo, la pedana baropodometrica acquisisce l'impronta plantare e il vettore forza. Dai risultati è possibile ottenere quindi la percentuale di appoggio plantare suddivisa per porzione plantare (avampiede, medio e retropiede), la distribuzione simmetrica (o asimmetrica) dello stesso peso sui due arti, la conformazione della volta plantare (piede piatto, cavo o normale) e lo spostamento del CoP (Rosário, 2014).

L'esame può essere effettuato in diverse condizioni a seconda dell'elemento da indagare: alcuni esempi riguardano l'esecuzione del test di Romberg, quindi, postura in ortostatismo in presenza o assenza di input visivo; allo stesso modo possono essere sollecitati i sistemi propriocettivo e vestibolare variando la posizione della testa o i piani di appoggio (Michalak et al., 2019); oppure, può essere modificato l'assetto posturale, quindi varie inclinazioni del tronco o lievi e temporanee perturbazioni (in questo caso si tratta di posturografia dinamica, viceversa, se il soggetto resta fermo durante tutto l'esame si tratta di posturografia statica, Prieto et al, 1996), o ancora appoggi monopodalici.

La stabilometria restituisce uno stabilogramma (Fig. 4.1), che riproduce graficamente gli spostamenti del CoP nelle due direzioni (antero-posteriore e medio-laterale) in funzione del tempo (cioè, della durata della prova) (Prieto et al., 1996; de Oliveira, 2017).

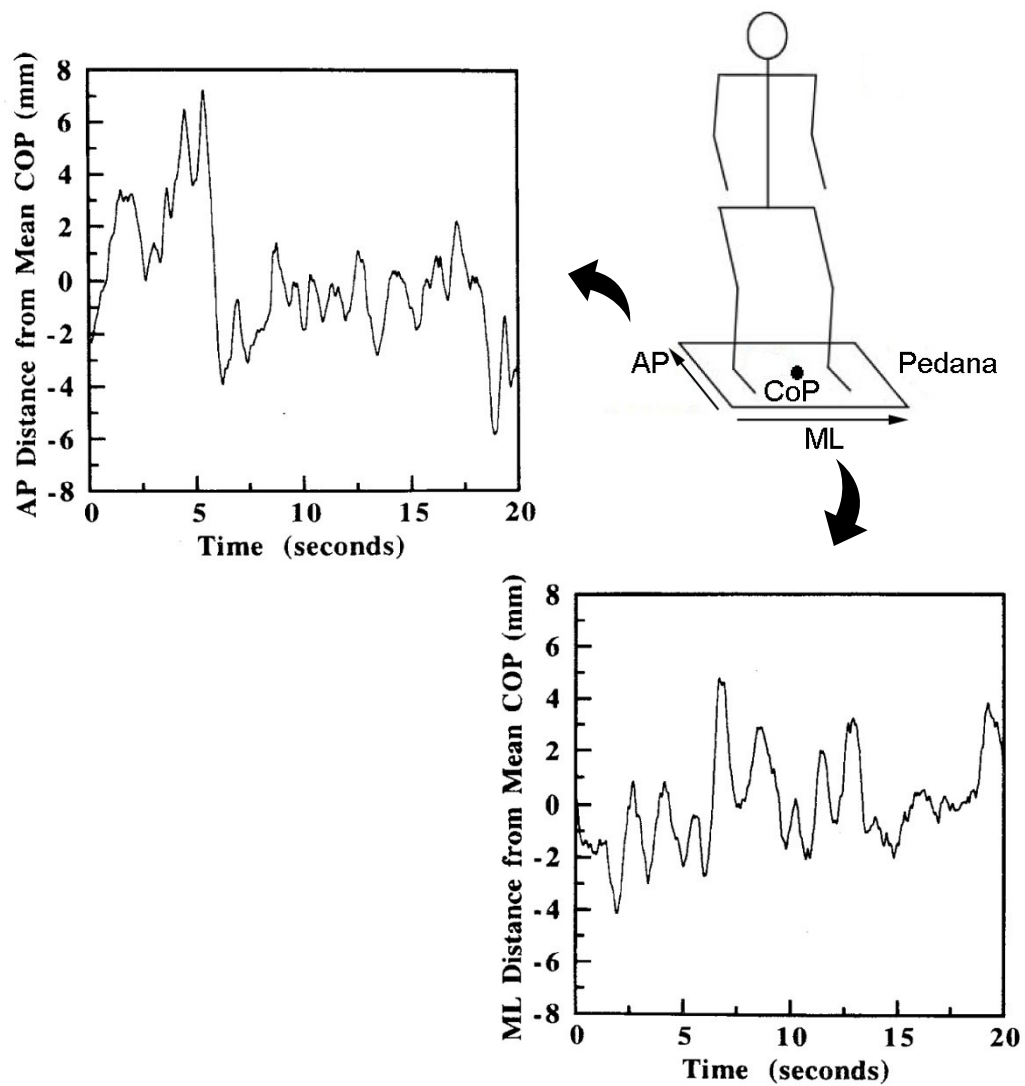


Figura 4.1 Rappresentazione schematica di un soggetto in posizione ortostatica sulla pedana di forza. CoP, centre of pressure, centro di pressione; AP, antero-posteriore; ML, mediolaterale. Esempi di stabilogramma con oscillazioni antero-posteriori e mediolaterali (in millimetri) del CoP nel tempo in secondi. Modificata da Prieto et al., 1996; Marrega & Nievola, 2014.

In aggiunta vi è anche lo statochinesigramma (Fig. 4.2) che riproduce la stessa variazione sul piano x - y bidimensionale orizzontale.

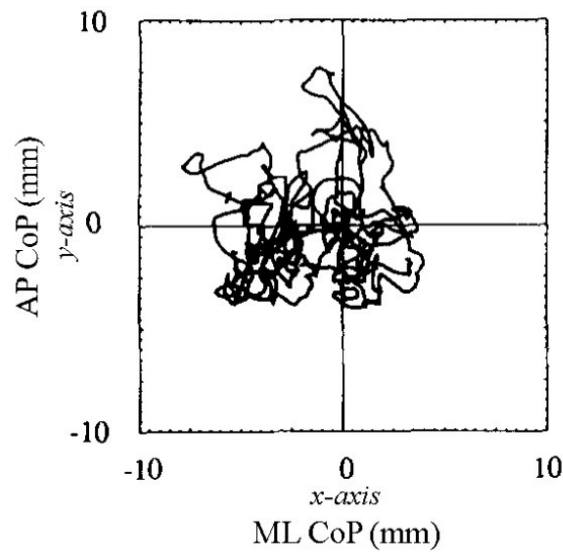


Figura 4.2 Esempio di stathocinesigramma di un soggetto adulto sano. CoP, centre of pressure, centro di pressione; AP, antero-posteriore; ML, mediolaterale. Le oscillazioni AP e ML sono mostrate sul piano x - y . Modificata da Yamada, 1995

Il metodo utilizzato più frequentemente per valutare il comportamento del CoP è l'analisi dell'area di ellisse di confidenza al 90% o 95%, che indica, appunto, l'area in cui, con una certa probabilità, ricadono le oscillazioni (spostamenti del CoP) posturali (per questa ragione viene anche definita come *sway area*) (Rocchi et al., 2005). In realtà c'è un'ampia gamma di parametri che definiscono ulteriormente il comportamento del CoP. Fra questi troviamo la *path length* (mm), che indica la lunghezza della traiettoria totale del CoP in funzione della durata della prova; la velocità massima (mm/s), che indica la massima distanza riscontrata fra due punti consecutivi del CoP nell'intervallo di campionamento; il rapporto fra la traiettoria o curva e l'area del CoP; il rapporto fra le oscillazioni mediolaterali e antero-posteriori; altri parametri di frequenza che dipendono anche dalla sensibilità e dalle caratteristiche della strumentazione utilizzata (Nagymáté et al., 2018).

I progetti presentati in questa tesi hanno utilizzato in particolare una pedana stabilometrica bipodalica con sei celle di carico (PODATA™ 2.0, Chinesport, Udine, Italia) (Fig. 4.3), per valutare la distribuzione del peso di entrambi gli arti (posizionate ciascuna su primo, quinto metatarso e tallone). La pedana funziona tramite connessione USB al computer e utilizza un software dedicato (Global Postural System, GPS) che acquisisce e registra i parametri in real-time. L'esame viene effettuato a piedi nudi: una volta acquisita l'immagine dell'appoggio plantare e posizionati i punti di carico, viene avviata la prova nella condizione che si è scelto di indagare. La prova dura circa 30 secondi, durante i quali, come detto, vengono registrati i parametri spazio-temporali con la possibilità di vedere simultaneamente e durante tutta la prova come viene distribuito il carico sui due arti inferiori con le rispettive percentuali a livello dei punti di carico precedentemente indicati (Fig. 4.4). Maggiori dettagli sulle procedure e sulle prove effettuate verranno descritte nella sezione dedicata ai materiali e metodi di questa tesi.



Figura 4.3 Pedana stabilometrica PODATA™ 2.0 (Chinesport, Udine, Italia).

PoData - Occhi aperti

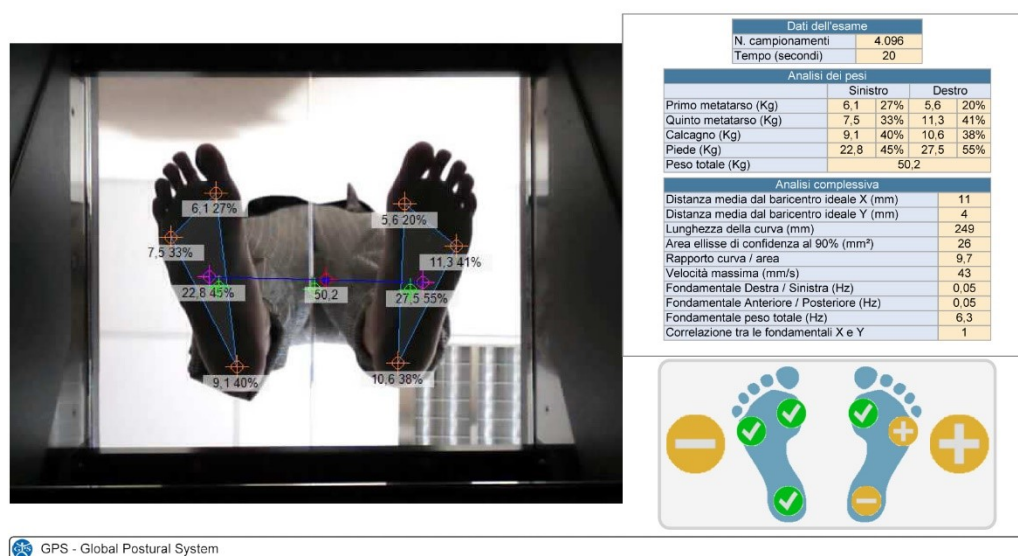


Figura 4.4 Esempio di report estratto dal software Global Postural System (GPS) a seguito dell'analisi stabilometrica, prova effettuata ad occhi aperti. A sinistra: fotografia dell'appoggio plantare con marker di riferimento al primo e quinto metatarso e calcagno; percentuale media del carico per ciascun piede; al centro della fotografia, peso corporeo, posizione e spostamento del CoP. A destra, in alto: dati dell'esame (numero di campionamenti e durata della prova); analisi del carico distribuito sui tre marker inseriti in kg e percentuale del carico; analisi complessiva e variazione dei parametri stabilometrici. A destra, in basso: rappresentazione grafica della distribuzione del carico sui tre punti di appoggio inseriti e complessiva per ciascun piede.

5. ANALISI DEL CAMMINO

L'analisi del cammino, più comunemente conosciuta come *gait analysis*, riguarda lo studio sistematico della locomozione umana (Levine et al., 2012). "Gait" viene spesso tradotto come "passo", ma equivale più precisamente a cammino o *andatura*, cioè il modo di camminare, ed è influenzato da diversi fattori (antropometrici, posturali, calzature indossate). Ciascuna delle caratteristiche che contraddistinguono l'andatura umana (oscillazione degli arti, movimenti del bacino, ecc.) è una variabile che incide sul ciclo del passo e lo diversifica creando

pattern di movimento potenzialmente caratteristici di ogni individuo (Lee & Grimson, 2002). L'idea di analizzare la biomeccanica della locomozione umana ha subito diverse evoluzioni negli anni: partendo, infatti, da una semplice volontà di studiare le fasi che contraddistinguono la locomozione umana da quella, ad esempio, di altre specie, lo studio del *come si cammina* ha dato poi origine a linee di ricerca ulteriori (Paul, 1989). Nello sport, ad esempio, l'analisi del cammino costituisce una base fondamentale in alcune discipline dell'atletica, ma anche in altre abilità più evolute e connesse al cammino (la corsa, lo sprint, la marcia, il salto, ecc.). Le diverse performance di cammino hanno successivamente portato a confronti interindividuali al fine di identificare range di normalità ed anche ciò che poteva contraddistinguere un cammino "alterato" (Paul, 1989; Muro-de-la-Herran et al., 2014).

Attualmente, la gait analysis in ambito clinico occupa gran parte della ricerca scientifica odierna. In particolare, lo studio della cinetica e cinematica⁶ articolare e l'attivazione muscolare tramite elettromiografia (EMG) fanno parte delle valutazioni solitamente effettuate. Inoltre, anche valutazioni più generiche riguardanti le misure antropometriche e di condizione fisica (es. composizione corporea tramite BIA o bioimpedenziometria⁷) del soggetto sono comprese

⁶ Il termine cinematica deriva dal greco κίνημα, kínema, che significa "movimento". È una sottodisciplina della meccanica che studia il movimento di corpi o sistemi, senza analizzarne le cause. In riferimento al movimento umano si occupa di studiare posizione, velocità, accelerazione, angoli articolari di uno, più segmenti corporei, incluso il corpo nella sua totalità. Cinetica, invece – dall'aggettivo cinetico, κινητικός, derivato di κινέω "muovere" –, fa parte anch'essa della meccanica, ma studia i fenomeni legati al movimento. Pertanto, è in grado di spiegare come e perché il corpo (o un segmento corporeo) si muove. Parametri come velocità o lunghezza del passo sono variabili cinematiche (o spazio-temporali) del cammino, mentre la forza di reazione nel contatto iniziale della fase di appoggio o la potenza espressa dai gruppi muscolari per opporsi alla gravità ed avanzare nell'oscillazione appartengono alla cinetica del passo (Bartlett, 2007; Dicharry, 2010; Enciclopedia Treccani).

⁷ La bioimpedenziometria o BIA (*Bioelectrical impedance analysis*) è un'analisi che si effettua per valutare la composizione corporea di un soggetto, attraverso l'alta o bassa capacità di alcuni tessuti biologici di condurre elettricità. I muscoli, ad esempio, sono conduttori, mentre le ossa o il tessuto

nell'analisi del cammino, in quanto variabili che, come anticipato, possono influenzare l'andatura (ad esempio, la lunghezza degli arti e l'altezza del soggetto influenzano la lunghezza del passo: non tenerne conto potrebbe condurre a risultati al di fuori del range di normalità ed essere segnalata come alterazione) (Baker, 2006). La ricerca di alterazioni del cammino nella clinica medica ha di solito un duplice scopo: può riguardare il follow-up di determinate condizioni patologiche (a seguito di interventi chirurgici, protesi) o del processo di invecchiamento; d'altra parte può essere identificativo di alcune patologie in particolare: è il caso, ad esempio, della sclerosi multipla o della malattia di Parkinson, in cui l'analisi del cammino affianca l'iter diagnostico e fornisce dati importanti per la scelta del trattamento farmacologico (Muro-de-la-Herran et al., 2014). L'analisi del cammino ha favorito il progresso anche nelle tecnologie utilizzate per rilevare i parametri di interesse, pertanto, anche in quest'ambito vi sono diversi studi che confrontano strumentazioni e dispositivi dai più semplici ai più sofisticati: alcuni dispositivi sono indossabili e trasmettono via Bluetooth i dati registrati, altri sensori sono fissati al suolo, come le pedane di forza citate anche precedentemente, e permettono di rilevare pressione e vettori forza durante la marcia; possono essere utilizzate videocamere a infrarossi e optoelettroniche con marker indossabili per la ricostruzione del corpo in 3D, ottenendo una quantità sempre maggiore di dati a supporto della gait analysis (Tao et al., 2012; Muro-de-la-Herran et al., 2014; Klöpfer-Krämer et al., 2020).

adiposo si oppongono al passaggio di corrente. Lo strumento utilizzato, quindi, registra il segnale di conduttività o resistenza e ne calcola il quantitativo tramite equazioni matematiche. Dai risultati è possibile ottenere valori di acqua corporea, massa grassa, massa magra, tessuto osseo e minerali, utili alla valutazione dello stato di salute di un soggetto (Khalil et al., 2014).

All'interno di questa tesi, il dispositivo utilizzato per la quantificazione dei parametri legati al ciclo del passo è il G-Sensor (G-Sensor®, BTS Bioengineering s.p.a, Milano, Italia) (Fig. 4.5). Si tratta di un sensore wireless indossabile che consente di valutare la performance di cammino e di eseguire, in maniera strumentale, test clinici come il Timed Up and Go (TUG) e il 6 Minute Walking Test (6MWT). La trasmissione dei dati al computer avviene via Bluetooth. Grazie al software dedicato G-Studio (BTS Bioengineering G-Studio®, Milano, Italia) si ottiene un report automatico con i parametri spazio-temporali calcolati durante la prova: cadenza, velocità, durata del ciclo, la ripartizione percentuale delle fasi di appoggio, con il relativo grafico che indica il ciclo del cammino medio per ciascun arto. Inoltre, l'integrazione triassiale (permessa dal giroscopio e dal sensore magnetico interni al G-Sensor) consente di ottenere dati relativi agli angoli del bacino durante il cammino, ovvero oscillazione sul piano frontale (obliquità), sagittale (tilt) e trasverso (rotazione).



Figura 5.1 A, dispositivo G-Sensor e cintura indossabile che contiene il sensore durante la prova di cammino; B, posizionamento del G-Sensor in zona lombosacrale (L5-S1); C, interfaccia grafica di rilevazione del segnale Bluetooth del G-Sensor tramite software dedicato G-Studio (fonte immagini pannelli A e B <https://www.btsbioengineering.com/products/g-walk-inertial-motion-system/>).

6. ANALISI POSTURALE E DEL CAMMINO NELL'INDAGINE CLINICA

Nei paragrafi precedenti si è accennato alle possibili interpretazioni scientifiche delle tecniche di analisi descritte. Infatti, l'esame stabilometrico e la

gait analysis presentano un gruppo nutrito di evidenze a supporto dell'indagine clinica in vari ambiti di ricerca. Partendo dall'analisi posturale, la possibilità, ad esempio attraverso la stabilometria, di valutare il mantenimento dell'assetto corporeo in differenti condizioni permette di perturbare in molti modi uno o più sistemi da cui la postura dipende (da quello visivo a quello vestibolare e propriocettivo). Senza assumere necessariamente tratti patologici – seppur di grande rilievo, e che saranno, infatti, trattati più avanti – l'analisi della postura può essere di grande aiuto nella delicata fase dell'accrescimento. Infatti, in ambito auxologico⁸, l'appoggio plantare o l'influenza di difetti del sistema visivo e atteggiamenti posturali sollecitano in vari modi il mantenimento dell'equilibrio e dell'assetto corporeo.

Confrontando bambini di età dai 7 ai 12 anni è stato dimostrato un aumento nelle oscillazioni posturali sia in ampiezza che in velocità giustificato da uno sviluppo incompleto del sistema vestibolare ed una ridotta integrazione con il SNC. Questa instabilità posturale a carico dei più piccoli ha evidenziato una preferenza (o predominanza) del sistema visivo, mentre l'accrescimento (fino ai 12 anni) consente un'integrazione maggiore degli altri sistemi ed un controllo posturale e dell'equilibrio paragonabile al soggetto adulto (Hsu et al., 2009). Una considerazione di questo tipo supporta la ricerca anche in ambito sportivo, considerate le performance di alcune discipline in cui gli atleti gareggiano ad età simili. In una revisione più ampia e più specifica in riferimento alle oscillazioni posturali è emerso, inoltre, che la rimozione dell'input visivo genera un'aumentata

⁸ Auxologia: studio dei fenomeni, dei fattori e delle leggi legati all'accrescimento; da *auxo-* dal gr. αὐξω o αὐξάνω “accrescere” e *-logia* da λόγος “studio, discorso”.

instabilità senza differenze di età, mentre a parità di condizione (occhi aperti) le oscillazioni diminuiscono al crescere dell'età (Verbecque et al., 2016). La variazione dell'assetto posturale tramite stabilometria è stata valutata anche in funzione del trasporto di carichi (Rugelj & Sevšek, 2011). La fase di accrescimento è comunemente condizionata dal trasporto dello zaino scolastico e vi sono in letteratura degli studi che ne analizzano l'impatto: il trasporto di un carico eccessivo è in grado, da solo, di variare l'assetto posturale, ma se questo è associato a condizioni preesistenti, come la scoliosi idiopatica o dell'adolescenza, causa range più ampi di spostamento del CoP, ridotta stabilità e aumentato rischio di caduta (Chow et al., 2006; Pau & Pau, 2010). Alcuni risultati di questa tesi provengono da uno studio effettuato associando carichi in diversa percentuale rispetto al peso corporeo e modalità di trasporto differenti dello zaino scolastico. In quest'ambito la stabilometria ha potuto evidenziare squilibri posturali e andature modificate nel soggetto coinvolto (*case report*), con potenziali ripercussioni sull'assetto corporeo causa di lombalgie e vizi posturali.

Nel 2003 Bloem et al. hanno riassunto la maggior parte delle tecniche di analisi della postura utilizzate in letteratura e i parametri utili alla valutazione dei soggetti coinvolti. Vent'anni fa era già emerso l'utilizzo in clinica di questo tipo di analisi, espandendosi successivamente: dallo studio dei normali feedback posturali a quello dei soggetti con disturbi dell'equilibrio; alcuni studi su lesioni neurologiche monitoravano la variazione degli input propriocettivi, altri, su patologie conclamate, associavano l'analisi della postura al trattamento farmacologico (è il caso, ad esempio, della malattia di Parkinson) (Palakurthi & Burugupally, 2019; Viseux et al., 2020), o nel riconoscimento precoce del rischio di caduta (Bloem et

al., 2003; Visser et al., 2008), ad esempio in soggetti anziani (Montero-Odasso & Speechley, 2018). Uno degli ambiti indagati, particolare oggetto di ricerca di questa tesi, sono i disturbi psichici o mentali. La sintomatologia che caratterizza queste malattie oscilla, fra gli altri, da stati paranoici ad allucinazioni e stati depressivi. In alcuni casi emergono anche difficoltà di coordinazione e di integrazione sensitivo-motoria (Fujino & Imura, 2015). Se da una parte questo tipo di alterazioni motorie è già noto in letteratura (sebbene l'aspetto motorio sia stato precedentemente considerato solo in termini di effetto collaterale del trattamento terapeutico), dall'altra, l'associazione fra controllo posturale e disturbi psichici ha ricevuto solo di recente una connotazione relativamente più dettagliata (Apthorp et al., 2019). In particolare, vi sono alcune evidenze preliminari riguardanti la patologia schizofrenica, per la quale l'analisi della postura è stata condotta in associazione al normale iter diagnostico e i cui metodi di indagine e risultati sono descritti all'interno di questa tesi.

Allo stesso modo, la gait analysis in ambito clinico è ampiamente studiata in letteratura, con una serie di strumentazioni, in parte già descritte, accompagnate da un'innovazione sempre crescente, al pari della tecnologia che le supporta (Taborri et al., 2016; Jarchi et al., 2018). Come per la stabilometria, a cui spesso la gait analysis si associa, vi sono evidenze in letteratura che studiano le fasi di accrescimento: la maggior parte delle evidenze è a carico di patologie neurologiche (Zhou et al., 2017; States et al., 2021; Ma et al., 2021) e muscolo-scheletriche (Baker et al., 2016); tuttavia, è possibile reperire dati su soggetti, bambini in questo caso, con alterazioni non dovute a patologie. Ancora una volta emergono studi sul trasporto dello zaino scolastico, come il recente studio di Hell et al. (2021): sebbene

sia stato valutato un unico carico di 4 kg (pari al 15% del peso corporeo dei partecipanti allo studio) e il suo impatto sui parametri di cinetica e cinematica del passo, dai risultati è emersa una riduzione della velocità del cammino. Inoltre, i bambini reclutati, dai 7 ai 10 anni, mostravano una maggior instabilità in parte compensata da uno slittamento anteriore del tronco e del bacino, comunque non fisiologico. Un approccio maggiormente clinico, invece, propone la gait analysis come risposta alle necessità di valutare la gravità e la natura della patologia o di una particolare condizione fisica (amputazione di un arto); è utile ad effettuare una diagnosi differenziale, ma anche nel monitoraggio del follow-up di un trattamento terapeutico (Baker et al., 2016). Al contrario di quanto emerso per l'analisi posturale, la gait analysis e, nello specifico, la quantificazione delle variazioni nei parametri del cammino, non presenta molte evidenze scientifiche nella diagnosi dei disturbi psichici. Per quanto riguarda la schizofrenia, Albert Putzhammer è stato uno dei primi (comunque intorno al 2003) e uno dei pochi autori a studiare alterazioni nei parametri del cammino in relazione a diversi trattamenti farmacologici, riscontrando una riduzione della velocità, causata da una riduzione del ciclo del passo (la cadenza non risultava alterata) (Putzhammer et al., 2004).

III – SCOPO DELLA TESI

Quanto descritto finora ha l'obiettivo di introdurre il lettore ad alcune considerazioni essenziali nella comprensione degli obiettivi che questa tesi vuole perseguire. Una prima premessa riguarda l'assetto corporeo, gli atteggiamenti posturali che assumiamo quotidianamente e l'atto del camminare. Sono concetti basilari ma fondamentali non solo dal punto di vista puramente motorio, ma anche in relazione agli aspetti emotivi, psicologici, di accrescimento e invecchiamento fisiologico, neurologici, ecc. Questo a dimostrazione di quanto la semplice osservazione di quale postura assumiamo e di come camminiamo influenzi e sia influenzato da molteplici fattori intrinseci ed estrinseci e, pertanto, diventa fonte di informazione di grande rilevanza. Come è stato descritto, la ricerca scientifica si serve di tecniche di analisi per rilevare, confrontare e studiare assetti posturali e andature in diverse fasce d'età, studiando anche quei fenomeni che causavano deviazioni importanti dal range di normalità, cercando di indagare quale sistema, tra quelli coinvolti nel mantenimento dell'equilibrio statico e dinamico,

potesse essere in qualche modo compromesso; o, al contrario, se fattori esterni, quali circostanze ambientali o perturbazioni anche temporanee, potessero incidere e modificare postura e andatura. In entrambi i casi, le strumentazioni di cui oggi disponiamo, attraverso il progresso scientifico e tecnologico, permettono di analizzare in modo approfondito tanto l'assetto posturale quanto le andature, e di confrontare i parametri rilevati, a seconda dell'oggetto di indagine prestabilito.

7. INQUADRAMENTO E OBIETTIVI

Ai fini di questa tesi, i principali ambiti in cui l'analisi della postura e la gait analysis sono state parte integrante della ricerca, riguardano, oltre che l'implicazione nel gesto motorio e sportivo finalizzati alla definizione di uno specifico programma di allenamento che contrasti l'insorgenza di patologie croniche, i) la ricerca di possibili alterazioni motorie come profilo motorio specifico in soggetti affetti da schizofrenia; ii) le variazioni dei parametri di postura e del cammino generate dal trasporto di carichi (zaino scolastico).

7.1 ALTERAZIONI MOTORIE E DISTURBI DEL SÉ IN SOGGETTI AFFETTI DA SCHIZOFRENIA

Come accennato in precedenza, le alterazioni motorie riscontrate nei soggetti affetti da schizofrenia sono state a lungo classificate come effetti collaterali del trattamento farmacologico (Kendler, 2016; Hirjak et al., 2018). Solo recentemente hanno riacquisito importanza costituendo un tratto rilevante nella fisiopatologia della malattia (Marvel, 2004; Fujino & Imura, 2015; Apthorp et al., 2019). Queste alterazioni riguardano il controllo della postura e dell'equilibrio, anche durante il cammino, tuttavia nessuna di esse, eccetto che per poche evidenze a supporto, è

stata maggiormente delineata. Ciò che emerge dall'attuale letteratura scientifica al riguardo è il confronto fra diversi trattamenti terapeutici per valutare se e in che modo la motricità viene influenzata (Putzhammer & Klein, 2006; Matsuura et al., 2015; Teng et al., 2016). Due assunti in particolare hanno guidato la ricerca in quest'ambito: premesso che il trattamento precoce della schizofrenia (come d'altronde accade per molte altre patologie) è correlato ad esiti positivi del trattamento utilizzato (Newton et al., 2018), la sintomatologia motoria associata alla schizofrenia è stata riscontrata sia in soggetti non trattati, sia negli esordi precoci della malattia (Marvel, 2004; Fujino & Imura, 2015; Hirjak et al., 2018; Apthorp et al., 2019) – infanzia e adolescenza –, indicatori, tra l'altro, di possibile sviluppo tardivo di disturbi psichici (Walther & Mittal, 2017; Chan et al., 2018). Ne consegue, quindi, che una diagnosi precoce di schizofrenia, effettuata anche con l'aiuto di sintomi motori specifici, potrebbe portare ad esiti favorevoli rispetto ad una diagnosi tardiva. Alcune evidenze preliminari hanno mostrato che all'interno delle diagnosi precoci di schizofrenia era già presente un controllo posturale in statica ridotto, riferibile, quindi, alle fasi iniziali della malattia e con un maggior grado di severità rispetto alle fasi tardive (Quednow et al., 2008; Cristiano et al., 2017). È bene sottolineare che i parametri spazio-temporali e le oscillazioni possono essere influenzate da fattori confondenti relativi alla composizione corporea, quali ad esempio indice di massa corporea (IMC o *body mass index*, BMI) o percentuale di massa grassa (Ozbulut et al., 2013; Strassnig et al., 2017). A questo proposito, alcuni autori riportano differenze significative fra soggetti affetti da schizofrenia e gruppi di controllo reclutati (Sadowska et al., 2015; Huang et al., 2018). La letteratura è comunque concorde nel riscontrare alterazioni appartenenti

alla sfera motoria di questi soggetti (Sanders & Gillig, 2010). In particolare, uno dei parametri che varia maggiormente è l'area in cui ricadono le oscillazioni posturali (*sway area*), specialmente a seguito della rimozione dell'afferenza visiva (Teng et al., 2016; Kent et al., 2012). È stato riscontrato anche un aumento della lunghezza della traiettoria totale CoP (Dean et al., 2015; Chern et al., 2018) che, insieme all'aumento della *sway area*, sono stati associati a difficoltà non ben specificate nell'integrazione sensoriale dei sistemi che governano il controllo della postura e dell'equilibrio. Dal punto di vista della condizione dinamica (durante il cammino), Putzhammer et al. (Putzhammer et al., 2004, 2005; Putzhammer & Klein, 2006) hanno confrontato le andature di soggetti affetti da schizofrenia sottoposti a diversi trattamenti farmacologici, ottenendo una generale lentezza nel cammino, conseguenza di un ciclo del passo più lungo (la cadenza in questo caso restava inalterata). Alcuni autori hanno avanzato un'ipotesi sul corretto funzionamento del cervelletto o alterazioni nella sua morfologia, tuttavia, non ci sono abbastanza evidenze a supporto di questa teoria (Schmahmann et al., 2007; Tonna et al., 2014; Kim et al., 2018). Considerati, quindi, i risultati parziali attualmente presenti in letteratura, un primo obiettivo è quello di ottenere dati sia in statica sia in dinamica rispetto al controllo posturale, al mantenimento dell'equilibrio e alle caratteristiche del cammino in soggetti affetti da schizofrenia. In secondo luogo, si tenterà di individuare alterazioni statiche e dinamiche, se confermate, specifiche delle fasi iniziali della patologia (a seguito quindi, di una diagnosi precoce, riferibile, almeno, al primo accesso presso i servizi di assistenza psichiatrica). L'identificazione di queste caratteristiche peculiari sosterebbe

l'utilizzo dell'analisi posturale e della gait analysis durante l'iter diagnostico della patologia o nel follow-up, in abbinamento al trattamento farmacologico.

7.2 STUDIO DELLE CORRETTE MODALITÀ DI TRASPORTO DELLO ZAINO SCOLASTICO IN ETÀ ADOLESCENZIALE

In letteratura sono presenti diversi studi che analizzano l'impatto dello zaino scolastico – comune in adulti e bambini – sull'assetto corporeo: vi sono evidenze, infatti, per cui l'utilizzo dello zaino possa causare lombalgie o disfunzioni muscolo-scheletriche (Perrone et al., 2018). Fra questi emergono studi in particolare sulla quantificazione del carico a cui i soggetti sono esposti, nel tentativo di trovare la giusta proporzione rispetto al peso corporeo (Drzał-Grabiec et al., 2015). La maggior parte degli studi presenti in letteratura si è concentrata su alunni della scuola primaria (soliti ad usare lo zaino scolastico), indicando che il carico ottimale dello zaino dovrebbe oscillare tra il 10% e il 15% del peso corporeo (Aprile et al., 2016). Tuttavia, il carico è sottoposto a modalità di trasporto differenti ed anche la durata complessiva del trasporto nei vari spostamenti costituisce una variabile da considerare nella valutazione delle percentuali di riferimento (Dockrell et al., 2016; Janakiraman et al., 2017). Tra le modalità di trasporto, infatti, esistono alcune abitudini considerate scorrette (es. trasporto dello zaino su di una spalla) che potrebbero variare non solo l'assetto corporeo ma anche i parametri legati all'andatura (Lehnen et al., 2017). Spostando, quindi, l'attenzione sull'età adolescenziale, meno indagata in letteratura, lo scopo di questo studio (*case report*) è quello di analizzare sia percentuali di carico differenti sia modalità di trasporto diverse dello zaino scolastico, valutandone l'impatto sulla postura e sui parametri del ciclo del cammino.

MATERIALI E METODI

La sezione che segue descrive i metodi e le tecniche di analisi utilizzate: vengono elencati i soggetti reclutati e le strumentazioni di cui si è in parte accennato nell'inquadramento degli studi e nella sezione introduttiva; saranno, inoltre, descritte le procedure per la raccolta dei dati antropometrici e le varie prove effettuate di stabilometria e gait analysis; infine, saranno elencati i test statistici utilizzati per rilevare differenze significative fra i gruppi confrontati.

8. *ALTERAZIONI MOTORIE E DISTURBI DEL SÉ IN SOGGETTI AFFETTI DA SCHIZOFRENIA*

8.1 SOGGETTI RECLUTATI

Lo studio è stato condotto in collaborazione con il Dipartimento Assistenziale Integrato Salute Mentale e Dipendenze Patologiche (DAI-SMDP, AUSL Parma) da cui sono stati reclutati i soggetti in cura tra il 2016 e il 2018. La diagnosi è stata effettuata dal personale sanitario del Dipartimento, attraverso la *Structured Clinical Interview*, secondo i criteri del “Manuale diagnostico e statistico dei disturbi

mentali” (*Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders*, DSM-IV asse I⁹, *clinical version* – SCID-I CV) (Kay et al., 1987; Goldman et al., 1992; First, 2002; Parnas et al., 2005). Durante tutta la fase di reclutamento e analisi, i soggetti reclutati erano continuamente monitorati e informati circa il loro stato di salute e le terapie adottate. Sono stati reclutati anche soggetti non affetti da schizofrenia dalla comunità locale, costituendo il gruppo di controllo (GC) con cui il gruppo dei soggetti affetti da schizofrenia (GS) è stato confrontato. Inoltre, il GS è stato ulteriormente diviso in tre gruppi dal momento in cui è stata effettuata la diagnosi, quindi, dalla presa in carico presso i servizi assistenziali: ≤ 5 anni (*early-term disease*, ETD), da 6 a 14 anni (*middle-term disease*, MTD), ≥ 15 anni (*long-term disease*, LTD). I soggetti reclutati nello studio rispettavano criteri di inclusione quali, per i soggetti con schizofrenia, la risoluzione di eventuali fasi acute della malattia e una riduzione della sintomatologia complessiva riscontrata (ovvero una riduzione della dimensione psicotica che comprende eventi di allucinazione e delusioni, ovvero false credenze, fino ad un grado di severità lieve o moderato), includendo di fatto solo soggetti clinicamente stabili (Andreasen et al., 2005). Per entrambi i gruppi sono stati considerati come criteri di esclusione l’abuso di sostanze o alcol, così come deterioramento cognitivo (MMSE, *Mini Mentale State Esaminazioni* <25 ¹⁰) e comorbidità (secondo la DSM-IV asse III) o storia di

⁹ Il “Manuale diagnostico e statistico dei disturbi mentali” redatto dall’*American Psychiatric Association* classifica e descrive le condizioni psicopatologiche. Si articola in cinque assi: l’asse I descrive i disturbi clinici ulteriormente suddivisi in categorie più specifiche; l’asse II riguarda i disturbi di personalità e il ritardo mentale; l’asse III riguarda condizioni mediche generali; i problemi psicosociali o ambientali sono trattati nell’asse IV; l’asse V presenta una scala per la valutazione globale del funzionamento (*American Psychiatric Association*, 2000, *Manuale diagnostico e statistico dei disturbi mentali*, Quarta edizione, text revision, DSM-IV-TR, tr. italiana, Masson, Milano, 2002).

¹⁰ Il Mini Mental State Examination o MMSE (Folstein et al., 1975) è un esame utilizzato per valutare le condizioni neuro-cognitive e funzionali di un soggetto. Comprende semplici domande e

pregresse malattie mentali anche familiari (*American Psychiatric Association*, 1997). Lo studio è stato avviato a seguito dell'approvazione da parte del Comitato Etico locale di Parma AVEN (Area Vasta Emilia Nord) (12/07/2016 n. 24150). Inoltre, tutti i partecipanti sono stati preventivamente informati circa gli obiettivi e i metodi d'indagine dello studio e, dopo riscontro positivo, è stata richiesta la compilazione e sottoscrizione del consenso informato da parte dei soggetti reclutati.

8.2 DATI ANTROPOMETRICI E COMPOSIZIONE CORPOREA

I dati in riferimento alla composizione corporea e parametri antropometrici sono stati registrati per tutti i partecipanti: in particolare, l'altezza (in centimetri) è stata ottenuta attraverso uno statimetro, ponendo i soggetti a piedi nudi e facendo aderire il più possibile la superficie posteriore del corpo allo strumento; la composizione corporea è stata, invece, valutata attraverso la bioimpedenziometria (si veda nota a piè di pagina n. 7, pp. 70-71, BIA, InBody 230, Biospace, Seoul, South Korea), registrando BMI, peso, percentuale di massa magra, massa grassa e altri parametri, analizzati con il software dedicato (Lookin'Body Health care System, Biospace Co., Milano, Italia).

8.3 STABILOMETRIA

L'esame è stato effettuato con la pedana stabilometrica PODATA™ 2.0 (Chinesport, Udine, Italia). La procedura che viene descritta di seguito è stata comune a tutti i partecipanti. Ai soggetti è stato chiesto di salire sulla pedana a piedi

compiti grafici attraverso cui è possibile analizzare capacità quali orientamento, attenzione, la memoria, le abilità di calcolo e di linguaggio. Il punteggio varia da 0 a 30, un punteggio inferiore a 25 denota un deterioramento cognitivo con diversi gradi di severità, da 26 a 30 indica una normale funzionalità cognitiva.

nudi e di mantenere la posizione ortostatica, con braccia lungo i fianchi e piedi leggermente divaricati (in modo tale da posizionare ciascun piede su una lastra della pedana, tracciabile attraverso le sei celle di carico, tre per ogni lastra). Una volta raggiunta una posizione ritenuta comoda dal soggetto, l'analisi ha previsto due prove sequenziali: la prima ad occhi aperti (OA), la seconda ad occhi chiusi (OC). Entrambe le prove hanno avuto una durata di circa 20 secondi, dopo i quali ha fatto seguito la gait analysis, descritta più avanti. La valutazione è stata effettuata registrando le variazioni del CoP in traiettoria (*path length*, mm) ed ampiezza (*sway area*, mm²). La variazione di questi parametri è stata monitorata anche in tempo reale attraverso il software GPS (Global Postural System), oltre che con un'istantanea successiva dei risultati. Come segnalato in precedenza, lo studio delle variazioni del CoP permette di individuare quanto, in che modo e con che ampiezza avvengono le oscillazioni. Queste rappresentano, pertanto, il grado di stabilità o instabilità posturale di un soggetto (Lemay et al., 2014).

8.4 GAIT ANALYSIS

Il mantenimento di un certo assetto posturale è stato valutato anche in una condizione dinamica, attraverso l'analisi del cammino. Il dispositivo utilizzato per la registrazione dei parametri è il G-Sensor® (BTS Bioengineering s.p.a, Milano, Italia), un sensore inerziale con tecnologia Bluetooth. Il dispositivo si inserisce in una cintura indossabile e viene posizionato a livello di L₅-S₁ della colonna vertebrale. Il segnale, anche in questo caso, è captato via computer dal software G-Studio (BTS Bioengineering G-Studio, Milano, Italia) per la registrazione ed il report dei risultati a fine prova. L'esame ha previsto la valutazione dell'andatura su di un percorso in piano lungo circa 13 metri; è stato chiesto ai soggetti di percorrere

questa distanza con la loro normale andatura. Sono state effettuate tre prove, di cui solo l'ultima è stata utile ai fini dell'analisi statistica (perché considerata la più vicina alla reale andatura assunta normalmente da parte dei soggetti). Il report riassuntivo dei dati presenta una panoramica del ciclo del passo, indicando valori quali cadenza (passi/min), velocità (m/s), lunghezza del passo (m) e sua percentuale (%altezza), ecc. Tali parametri sono stati poi confrontati fra i gruppi al fine di valutare la presenza di eventuali differenze significative.

8.5 ANALISI STATISTICA

I dati antropometrici e di composizione corporea sono stati confrontati tramite l'analisi della varianza a una via (One-way ANOVA) e T-test. I dati ottenuti dalla stabilometria e dalla gait analysis sono stati confrontati tramite T-test (campioni indipendenti e/o correlati). Analisi statistiche aggiuntive, comunque preliminari a causa della scarsa numerosità del campione, sono state effettuate suddividendo il gruppo dei soggetti affetti da schizofrenia nei tre sottogruppi precedentemente indicati. L'ANOVA è stata effettuata per il confronto di ciascun sottogruppo con il gruppo dei controlli, mentre singoli T-test sono stati utilizzati per i parametri di gait analysis. La significatività è stata rilevata per p -value inferiori a 0,05.

9. *STUDIO DELLE CORRETTE MODALITÀ DI TRASPORTO DELLO ZAINO SCOLASTICO IN ETÀ ADOLESCENZIALE*

9.1 DATI ANTROPOMETRICI

Lo studio (*case report*) ha reclutato unicamente un soggetto di genere femminile di 13 anni. I dati antropometrici (altezza, peso, indice di massa corporea – BMI –, percentuale di massa grassa – *percentage of fat mass*, %FM –, ecc.) sono

stati ottenuti attraverso la BIA (bioimpedenziometria, si veda nota a piè di pagina n. 7, pp. 70-71) (InBody 230; Biospace, Seoul, South Korea).

9.2 STABILOMETRIA E GAIT ANALYSIS

L'esame stabilometrico è stato effettuato tramite pedana stabilometrica PODATA™ 2.0 (Chinesport, Udine, Italia) e i risultati sono stati analizzati tramite il relativo software (Global Postural System, GPS). È stata eseguita, inoltre, una valutazione preliminare della distribuzione del peso sui due arti inferiori e l'appoggio plantare in ortostatismo.

La gait analysis è stata condotta con strumentazione BTS (BTS Bioengineering s.p.a, Milano, Italia): in particolare, è stato utilizzato il G-Sensor®, dispositivo Bluetooth per la registrazione dei parametri del cammino. Il sensore è stato inserito in una cintura di supporto e indossato dal soggetto reclutato a livello della zona lombo-sacrale L₅-S₁ della colonna vertebrale. La performance di cammino è stata eseguita su di un percorso di 10 metri, rettilineo e in piano. Sono stati, quindi, raccolti ed analizzati i parametri spazio-temporali del cammino e le oscillazioni del bacino sui tre piani (tilt pelvico, obliquità e rotazione). L'esame è stato condotto nelle seguenti condizioni: senza zaino (controllo, CTRL), con lo zaino il cui peso corrispondeva al 10%, 15% e 20% del peso corporeo (10BW, 15BW, 20 BW, *body weight*, BW) e modalità di trasporto su due spalle (2S, *two shoulders*), su di una spalla (1S, *one shoulder*) o a mano (1H, *one hand*). Tra le prove è stato rispettato un tempo di recupero di dieci minuti.

RISULTATI¹¹

10. ALTERAZIONI MOTORIE E DISTURBI DEL SÉ IN SOGGETTI AFFETTI DA SCHIZOFRENIA

Nelle tabelle 10.1 e 10.2 sono riportati i valori descrittivi del campione analizzato: età, genere, misure antropometriche e di composizione corporea. In particolare, la Tabella 10.1 mette a confronto i dati del gruppo sperimentale (soggetti affetti da schizofrenia “GS”) *versus* gruppo di controllo (soggetti sani “GC”); la Tabella 10.2 riporta i dati dei gruppi ulteriori in cui il gruppo sperimentale è stato suddiviso dal momento in cui è stata effettuata la diagnosi, ovvero dalla presa in carico presso i servizi assistenziali: ≤ 5 anni (*early-term disease*, ETD), da 6 a 14 anni (*middle-term disease*, MTD), ≥ 15 anni (*long-term disease*, LTD).

¹¹ Parte dei risultati riportati in questa sezione sono stati oggetto di pubblicazione di articoli scientifici su riviste internazionali con peer-review (cfr. Presta et al., 2020; Presta et al., 2021; p. 115).

	Gruppo di soggetti con schizofrenia (GS, n =30)	Gruppo di controllo (GC, n =25)	p-value
Età (anni)	37,6 ± 13,2	36,5 ± 12,4	n.s.
Genere (M/F)	21/9	13/12	n.s.
Altezza (cm)^a	171,8 ± 10,7	171,8 ± 7,5	n.s.
Peso (kg)^a	79,7 ± 18,7	66,5 ± 10,4	0,003
BMI (kg/m²)^a	26,8 ± 5,0	22,0 ± 3,5	<0,001
Massa grassa (%)^a	27,8 ± 9,4	21,8 ± 6,5	0,009

Tabella 10.1 Caratteristiche antropometriche, composizione corporea, età e genere del campione analizzato. Confronto fra il gruppo di soggetti con schizofrenia (GS) e il gruppo di controllo (GC). I valori sono riportati come media ± deviazione standard. Confronto effettuato tramite T-test; il livello di significatività statistica è stato impostato con *p*-value <0,05. ^aSG, n =29. n = numerosità del campione; M/F = maschio/femmina; n.s. = non significativo; BMI = body mass index.

	Gruppi di soggetti affetti da schizofrenia (GS)			p-value
	≤ 5 anni (early-term disease, ETD) (n =12)	6-14 anni (middle- term disease, MTD) (n =9)	≥ 15 anni (long- term disease, LTD) (n =9)	
Durata della malattia (anni)	2,8 ± 1,8	10,8 ± 2,4	28,1 ± 11,7	<0,0001
Età (anni)	26,8 ± 6,0	38,6 ± 11,0	51,0 ± 9,0	<0,0001
Genere (M/F)	10/2	6/3	5/4	n.s.
Altezza (cm)^b	175,5 ± 9,9	170,1 ± 12,3	168,3 ± 9,4	n.s.
Peso (kg)^b	85,4 ± 20,4	73,6 ± 17,9	77,9 ± 16,6	n.s.
BMI (kg/m²)^b	27,5 ± 4,6	25,1 ± 3,9	27,7 ± 6,7	n.s.
Massa grassa (%)^b	27,4 ± 9,0	27,5 ± 6,2	28,9 ± 13,3	n.s.

Tabella 10.2 Caratteristiche antropometriche, composizione corporea, età e genere del campione analizzato. Confronto fra gruppi di soggetti con schizofrenia (GS) suddivisi a seconda del momento in cui è stata effettuata la diagnosi: ≤ 5 anni (early-term disease, ETD), da 6 a 14 anni (middle-term disease, MTD), ≥ 15 anni (long-term disease, LTD). I

valori sono riportati come media \pm deviazione standard. Confronto effettuato tramite One-Way ANOVA; il livello di significatività statistica è stato impostato con p -value $<0,05$.
^bLTD, $n = 8$. n = numerosità del campione; M/F = maschio/femmina; n.s. = non significativo; BMI = body mass index.

Dal confronto dei dati antropometrici, di età e genere fra GS e GC si evince una sostanziale sovrapposibilità, ad eccezione della composizione corporea, che mostra una differenza in termini di peso, BMI e percentuale di massa grassa con valori maggiori a carico dei soggetti con schizofrenia (Tabella 10.1). Sono, invece, confrontabili i dati antropometrici, di genere ed anche di composizione corporea fra i gruppi sperimentali suddivisi in base agli anni di malattia post-diagnosi. In questo caso, i tre gruppi identificati, differiscono per durata della malattia ed età anagrafica (Tabella 10.2).

I parametri relativi al controllo posturale sono stati studiati attraverso la stabilometria. Al fine di eliminare un potenziale effetto confondente della terapia farmacologica (antipsicotici) a cui i soggetti erano sottoposti, tutti i dosaggi della terapia antipsicotica sono stati convertiti in milligrammi di clorpromazina equivalenti. Non sono, comunque, emerse correlazioni fra i risultati delle analisi strumentali riportati di seguito e la terapia con antipsicotici.

Dal confronto fra GS e GC è emerso un aumento della lunghezza della traiettoria (o *path length*, mm) e dell'area in cui ricadono le oscillazioni (o *sway area*, mm²) a carico dei soggetti affetti da schizofrenia. In particolare, la *path length* è risultata statisticamente significativa solo nel gruppo GS, confrontando le due prove ad occhi aperti (OA) e occhi chiusi (OC) (GS, OA: $336,3 \pm 85,9$; OC $450 \pm 166,1$; $F(3, 101) = 7,49$, $p < 0,05$) (Fig. 10.1, Tab. 10.3); mentre differenze statistiche a parità di condizione (OA e OC) sono state ottenute confrontando i valori della *sway area* di

GS rispetto ai controlli sani (OA, GS: $109,1 \pm 89,2$; GC: $49,5 \pm 27,2$; OC, GS $134,4 \pm 90,4$; GC $77 \pm 55,6$; $F(3, 101) = 7,04$, $p < 0,05$).

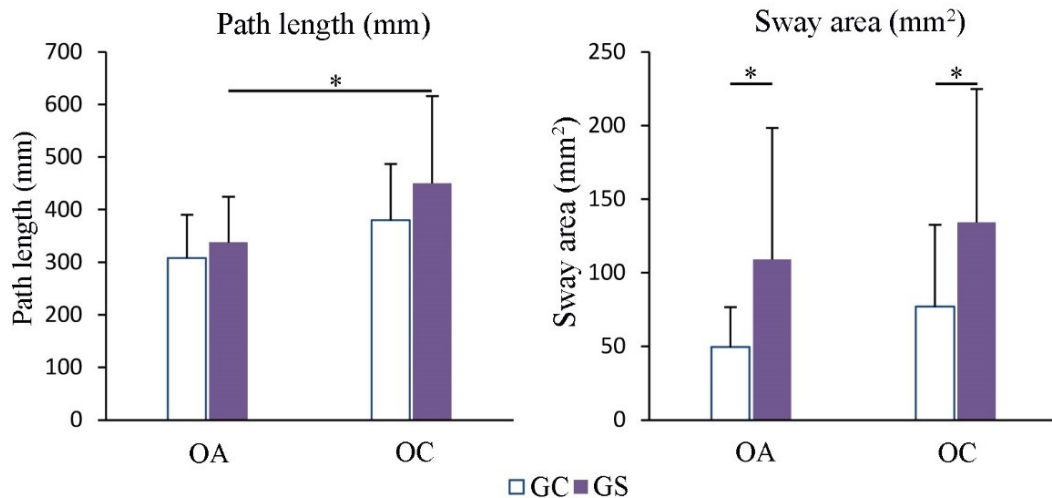


Figura 10.1 Confronto dei valori di path length (mm) e sway area (mm²) del gruppo sperimentale (GS, OA n =27, OC n =28) e di controllo (GC, n =25) nelle due prove effettuate alla pedana stabilometrica (occhi aperti, OA; occhi chiusi, OC). One-Way ANOVA e post hoc Tukey HSD test; il livello di significatività statistica è stato impostato con p -value $< 0,05$. * $p < 0,05$.

	GS		GC	
	OA	OC	OA	OC
Path length (mm)	$336,3 \pm 85,9^a$	$450 \pm 166,1^a$	$307,8 \pm 82,6$	$379,8 \pm 106,9$
Sway area (mm²)	$109,1 \pm 89,2^b$	$134,4 \pm 90,4^c$	$49,5 \pm 27,2^b$	$77 \pm 55,6^c$
Cadenza (passi/min)	$110,1 \pm 8,5^d$		$116,2 \pm 6,2^d$	
Velocità (m/s)	$1,2 \pm 0,2^e$		$1,4 \pm 0,2^e$	

Tabella 10.3 Valori di path length (mm) e sway area (mm²) del gruppo sperimentale (GS, OA n =27, OC n =28) e di controllo (GC, n =25) nelle due prove effettuate alla pedana stabilometrica (occhi aperti, OA; occhi chiusi, OC), cadenza (passi/minuto) e velocità (metri/secondo) (GS, n =27; GC, n =24). I valori sono riportati come media \pm deviazione standard. ^{a,b,c} $p < 0,05$; ^{d,e} $p < 0,01$.

I risultati ottenuti dall'analisi del cammino hanno mostrato una riduzione dei valori di cadenza (GS, $110,1 \pm 8,5$; GC, $116,2 \pm 6,2$; $t(49) = -2,81$; $p < 0,01$) e velocità del passo (GS, $1,2 \pm 0,2$; GC, $1,4 \pm 0,2$; $t(49) = 3,25$, $p < 0,01$) del gruppo GS rispetto al GC (Tab. 10.3, Fig. 10.2). Questa riduzione è stata confermata anche verificando il

potenziale effetto delle variabili di età e BMI tramite l'analisi della covarianza o ANCOVA: non sono infatti emersi effetti significativi per entrambe le variabili sulle alterazioni della cadenza e della velocità riscontrate.

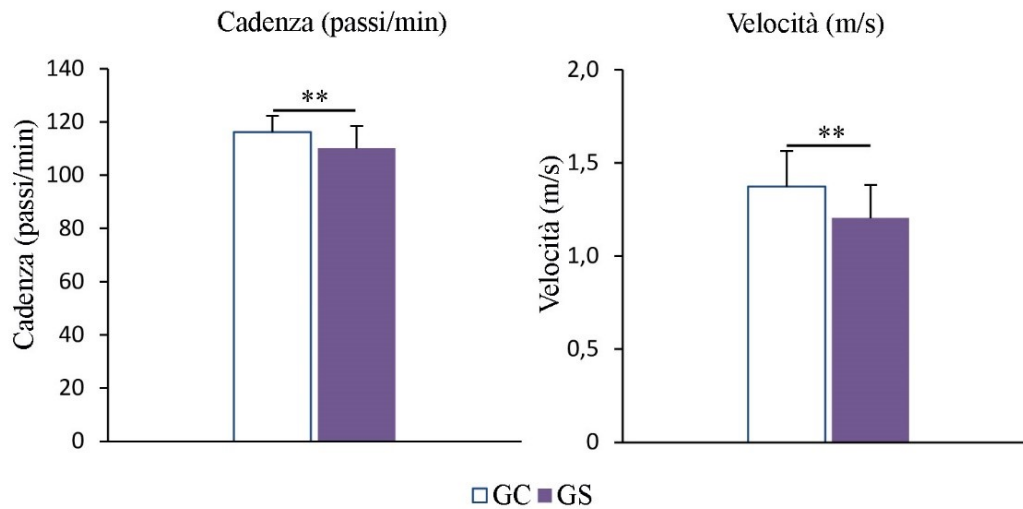


Figura 10.2 Confronto dei valori di cadenza (passi/minuto) e velocità (metri/secondo) del gruppo sperimentale (GS, n =27) e di controllo (GC, n =24). T-test; il livello di significatività statistica è stato impostato con p -value <0,05. ** p <0,01.

Come specificato in precedenza, il gruppo sperimentale è stato ulteriormente suddiviso in base al momento in cui è stata effettuata la diagnosi, ovvero dalla presa in carico presso i servizi assistenziali. Pertanto, sono stati ottenuti tre gruppi di soggetti con meno di 5 anni di malattia (*early-term disease*, ETD, n =12), da 6 a 14 anni (*middle-term disease*, MTD, n =9) e con più di 15 anni di malattia (*long-term disease*, LTD, n =9). Trattandosi di un campione ridotto sono stati effettuati test statistici solo a titolo esplorativo, con l'obiettivo di verificare l'esistenza di parametri relativi al controllo posturale e al cammino nelle fasi precoci della malattia.

Ciascun gruppo (ETD, MTD e LTD) è stato confrontato con il GC e sono stati analizzati i dati ottenuti dalla stabilometria e dalla gait analysis. I valori di path length (Tab. 10.4, Fig. 10.3) non hanno mostrato variazioni significative rispetto al

GC, ad eccezione del gruppo MTD, per cui è emerso un aumento significativo sia confrontando le due prove (OA e OC) (MTD, OA $319,5 \pm 30,3$; OC $503,7 \pm 192,6$, $p < 0,01$) sia ad occhi chiusi rispetto al GC (OC, MTD $503,7 \pm 192,6$; GC $379,8 \pm 106,9$, $F(3, 63) = 7,84$, $p < 0,05$). Per quanto riguarda la sway area (Tab. 10.6, Fig. 10.7) il gruppo ETD mostra valori maggiori ad occhi aperti rispetto al GC (OA, ETD $118 \pm 82,6$; GC $49,5 \pm 27,2$, $F(3, 70) = 6,81$, $p < 0,01$), mentre il gruppo MTD mostra valori significativamente più alti rispetto al GC solo ad occhi chiusi (OC, MTD $144,8 \pm 114,5$; GC $77 \pm 55,6$, $F(3, 63) = 5,39$, $p < 0,05$).

	GC		ETD		MTD		LTD	
	OA	OC	OA	OC	OA	OC	OA	OC
Path length (mm)	$307,8 \pm 82,6$	$379,8 \pm 106,9^b$	$348,3 \pm 114,3$	$442 \pm 154,3$	$319,5 \pm 30,3^a$	$503,7 \pm 192,6^{a,b}$	$340,0 \pm 85,1$	$394,9 \pm 151,8$
Sway area (mm²)	$49,5 \pm 27,2^c$	$77 \pm 55,6^d$	$118 \pm 82,6^e$	$119,7 \pm 58,2$	$88,4 \pm 77,7$	$144,8 \pm 114,5^d$	$117,7 \pm 118,9$	$146,3 \pm 111,1$
Cadenza (passi/min)	$116,2 \pm 6,2^{e,f}$		$110,1 \pm 8,3^e$		$114,2 \pm 7,9$		$106,1 \pm 8^{e,f}$	
Velocità (m/s)	$1,37 \pm 0,19^{g,h,i}$		$1,23 \pm 0,17^g$		$1,22 \pm 0,19^h$		$1,16 \pm 0,19^i$	

Tabella 10.4 Valori di path length (mm) e sway area (mm²) del gruppo di controllo (GC, n =25) e dei tre gruppi ETD (n =12), MTD (OA n =8, OC n =9) e LTD (n =7) nelle due prove effettuate alla pedana stabilometrica (occhi aperti, OA; occhi chiusi, OC), cadenza (passi/minuto) e velocità (metri/secondo) (GC n =24, ETD, MTD e LTD n =9). I valori sono riportati come media \pm deviazione standard. ETD, early-term disease; MTD, middle-term disease; LTD, late-term disease. ^{a,c,e,f,i} $p < 0,01$ ^{b,d,g,h} $p < 0,05$.

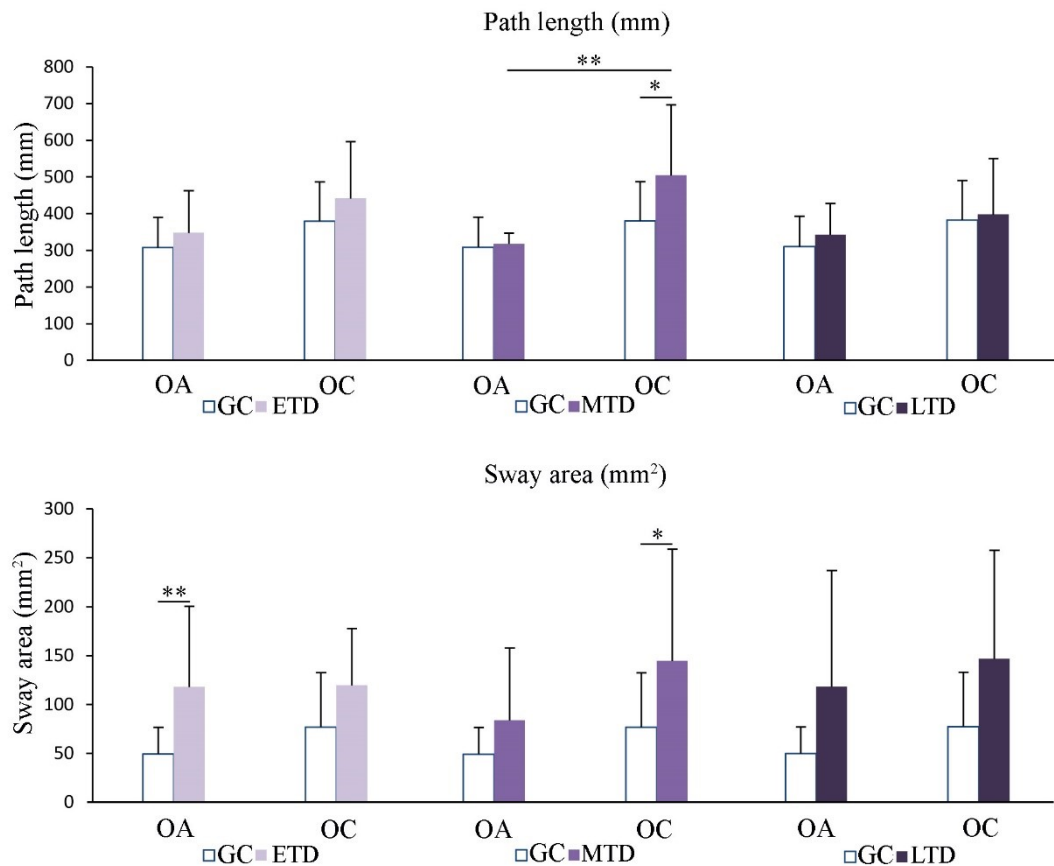


Figura 10.3 Confronto dei valori di path length e sway area del gruppo di controllo (GC, n =25) e dei tre gruppi ETD (n=12), MTD (OA n=8, OC n=9) e LTD (n=7) nelle due prove effettuate alla pedana stabilometrica (occhi aperti, OA; occhi chiusi, OC). One-Way ANOVA e post hoc Tukey HSD test; il livello di significatività statistica è stato impostato con p -value <0,05. ETD, early-term disease; MTD, middle-term disease; LTD, late-term disease. * p <0,05 ** p <0,01.

La cadenza del passo è particolarmente ridotta nei gruppi ETD e LTD rispetto ai controlli sani (ETD vs GC $t(31) = 2,19, p < 0,01$; LTD vs GC $t(31) = 3,85, p < 0,01$), mentre la velocità si riduce significativamente in tutti e tre i gruppi (ETD vs GC $t(31) = 1,89, p < 0,05$; MTD vs GC $t(31) = 2,07, p < 0,05$), con una differenza statistica maggiore nel gruppo LTD (LTD vs GC $t(31) = 2,85, p < 0,01$) (Tab. 10.4, Fig. 10.4).

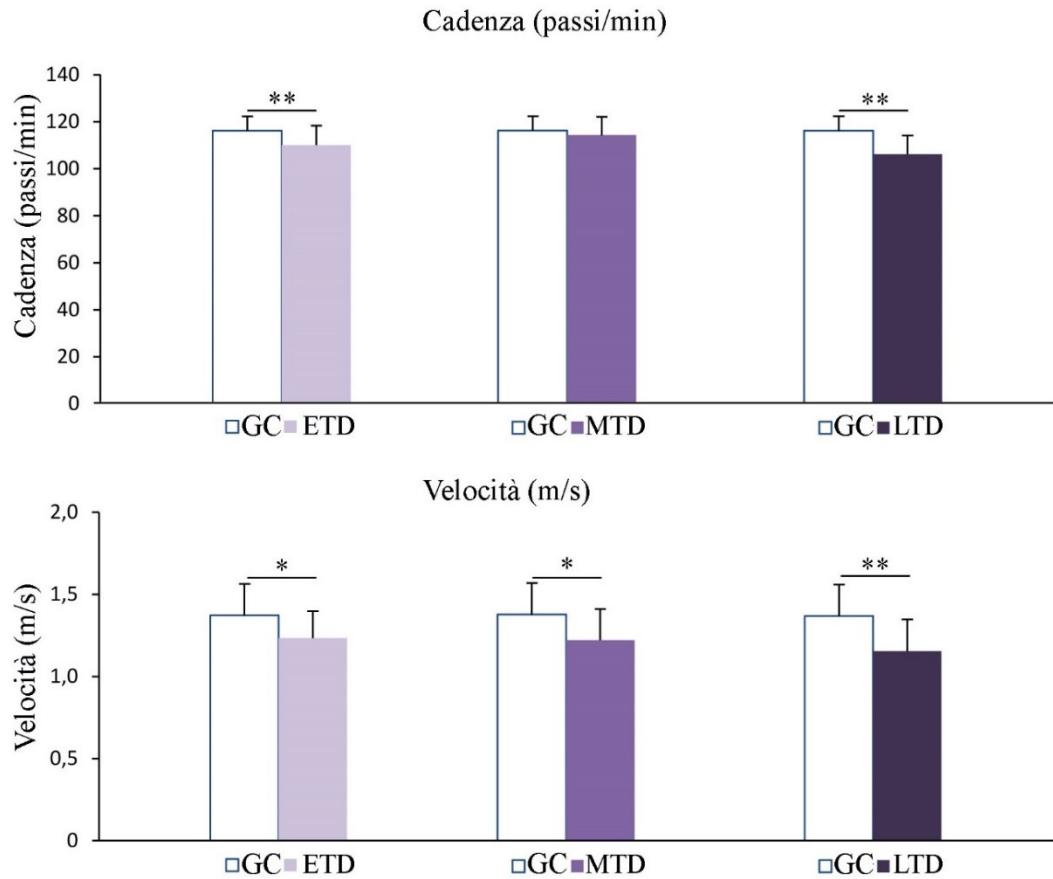


Figura 10.4 Confronto dei valori di cadenza (passi/minuto) e velocità (metri/secondo) del gruppo di controllo (GC, n =24) e dei tre gruppi (ETD, MTD e LTD n =9). T-test; il livello di significatività statistica è stato impostato con p -value <0,05. ETD, early-term disease; MTD, middle-term disease; LTD, late-term disease. * p <0,05 ** p <0,01.

11. STUDIO DELLE CORRETTE MODALITÀ DI TRASPORTO DELLO ZAINO SCOLASTICO IN ETÀ ADOLESCENZIALE

Tramite BIA sono stati raccolti i dati antropometrici di peso e altezza del soggetto reclutato (52,8 kg per 1,55 m di altezza): i valori di BMI e percentuale di massa grassa (%FM), pari a 22, si collocano nel range di normalità per fascia d'età (BMI = 17,3-23,3 e %FM = 17-27).

L'esame effettuato sulla pedana stabilometrica ha mostrato una distribuzione asimmetrica del peso, ovvero, una percentuale maggiore di pressione plantare sull'arto destro (46% a sinistra vs 54% a destra).

Dalla gait analysis sono stati ottenuti i valori relativi ai parametri spazio-temporali del cammino. Una panoramica sulle condizioni di trasporto (su due spalle "2S", su di una spalla "1S" e a mano "1H") e di carico (10%, 15% e 20% del peso corporeo) valutate, rispetto alla condizione di controllo (senza zaino "CTRL"), mostra una progressiva diminuzione dei parametri individuati all'aumentare del peso e nelle condizioni di trasporto asimmetriche (1S e 1H) (Tabella 11.1, Tabella 11.2, riduzione rappresentata dalle frecce orientate verso il basso e di colore blu). Nello specifico, rispetto ai valori di CTRL (senza zaino), le condizioni 1S e 1H mostrano valori ridotti di velocità, cadenza e percentuale della lunghezza del ciclo, indipendentemente dal peso trasportato. Al contrario, per quanto riguarda la condizione di trasporto dello zaino su due spalle (2S) rispetto a CTRL, i valori di cadenza, velocità e fasi del ciclo del passo aumentano; lievi riduzioni si hanno a partire da un carico maggiore, dal 15% al 20% del peso corporeo (Tab. 11.2, aumento rappresentato dalle frecce orientate verso l'alto e di colore rosso; valori uguali al CTRL rappresentati dalle frecce bidirezionali e di colore verde). Inoltre,

confrontando tra loro solo i valori delle tre condizioni sotto carico, simmetriche vs asimmetriche (2S vs 1S, 1H), è possibile notare una generale riduzione dei parametri spazio-temporali di cadenza, velocità e singole fasi del ciclo, ad eccezione dell'aumento della fase di volo (o di oscillazione) (Tab. 11.3, riduzione rappresentata dalle frecce orientate verso il basso e di colore blu, aumento dei valori identificato dalle frecce orientate verso l'alto in rosso e valori uguali identificati dalle frecce bidirezionali in verde).

	CTRL	2S			1S			1H		
		10 BW	15 BW	20 BW	10 BW	15 BW	20 BW	10 BW	15 BW	20 BW
Cadenza (passi/min)	130.66 ± 16.77	137.49 ± 13.94	128.72 ± 11.84	120.48 ± 22.72	133.60 ± 15.53	128.35 ± 14.79	116.67 ± 5.08	117.59 ± 17.18	127.15 ± 29.67	118.56 ± 26.78
Velocità (m/s)	1.36 ± 0.19	1.49 ± 0.11	1.36 ± 0.13	1.72 ± 0.33	1.17 ± 0.12	1.28 ± 0.15	0.87 ± 0.01	1.09 ± 0.12	1.24 ± 0.16	1.36 ± 0.26
% lunghezza del ciclo sx (% altezza)	81.04 ± 6.88	84.00 ± 4.35	82.34 ± 7.54	114.44 ± 22.10	68.98 ± 7.17	77.52 ± 7.03	57.77 ± 1.92	72.88 ± 6.34	78.50 ± 12.43	91.18 ± 11.26
% lunghezza del ciclo dx (% altezza)	81.76 ± 5.94	84.49 ± 4.40	82.34 ± 8.34	113.52 ± 21.32	68.65 ± 7.26	78.46 ± 8.46	58.23 ± 1.97	72.46 ± 6.40	78.94 ± 12.29	93.24 ± 10.61
Lunghezza passo sx (% lunghezza ciclo)	51.34 ± 6.01	50.56 ± 4.83	50.57 ± 5.55	50.95 ± 10.65	50.11 ± 7.43	47.86 ± 6.19	49.59 ± 2.20	54.32 ± 6.02	48.62 ± 10.18	49.43 ± 6.23
Lunghezza passo dx (% lunghezza ciclo)	48.66 ± 4.33	49.44 ± 2.54	49.43 ± 5.23	49.05 ± 10.03	48.89 ± 5.99	52.14 ± 6.56	50.41 ± 1.96	45.68 ± 4.96	51.38 ± 9.03	50.57 ± 7.57
Fase di oscillazione sx (% ciclo)	38.79 ± 2.30	40.42 ± 2.83	37.94 ± 3.34	34.66 ± 6.51	35.41 ± 3.74	39.35 ± 3.15	38.80 ± 4.74	42.07 ± 1.55	44.07 ± 5.75	39.08 ± 8.68
Fase di oscillazione dx (% ciclo)	35.20 ± 2.78	37.85 ± 3.47	38.82 ± 2.56	39.00 ± 4.43	39.77 ± 3.25	39.90 ± 2.43	39.11 ± 5.19	36.93 ± 5.54	35.84 ± 5.26	35.96 ± 7.55

Tabella 11.1 Valori dei principali parametri spazio-temporali ottenuti dalla gait analysis: cadenza (passi al minuto), velocità (metri al secondo), percentuale della lunghezza del ciclo del passo (valore normalizzato per l'altezza del soggetto considerato) sinistro (sx) e destro (dx), lunghezza del passo (% lunghezza del ciclo) sinistro (sx) e destro (dx), fase di volo o oscillazione (% del ciclo del passo) sinistro (sx) e destro (dx). I valori sono mostrati come media ± deviazione standard. CTRL = controllo, senza zaino; 2S = condizione di trasporto dello zaino su due spalle; 1S = condizione di trasporto dello zaino su di una spalla; 1H = condizione di trasporto dello zaino a mano; BW = body weight, peso corporeo; 10BW = zaino con carico pari al 10 % del peso corporeo; 15BW = zaino con carico pari al 15 % del peso corporeo; 20BW = zaino con carico pari al 20 % del peso corporeo.

	CTRL	2S			1S			1H		
		10 BW	15 BW	20 BW	10 BW	15 BW	20 BW	10 BW	15 BW	20 BW
Cadenza (passi/min)	130,66 ± 16,77	↑	↓	↓	↑	↓	↓	↓	↓	↓
Velocità (m/s)	1,36 ± 0,19	↑	↔	↑	↓	↓	↓	↓	↓	↔
% lunghezza del ciclo sx (% altezza)	81,04 ± 6,88	↑	↑	↑	↓	↓	↓	↓	↓	↑
% lunghezza del ciclo dx (% altezza)	81,76 ± 5,94	↑	↑	↑	↓	↓	↓	↓	↓	↑
Lunghezza passo sx (% lunghezza ciclo)	51,34 ± 6,01	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↑	↓	↓
Lunghezza passo dx (% lunghezza ciclo)	48,66 ± 4,33	↑	↑	↑	↑	↓	↑	↓	↑	↑
Fase di oscillazione sx (% ciclo)	38,79 ± 2,30	↑	↓	↓	↓	↑	↔	↑	↑	↑
Fase di oscillazione dx (% ciclo)	35,20 ± 2,78	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↔	↔

Tabella 11.2 Tabella riepilogativa dei principali valori ottenuti dalla gait analysis con rappresentazione grafica dei valori al di sopra (freccia in verso l'alto rossa), al di sotto (freccia verso il basso blu) e valori neutri (freccia bidirezionale verde) rispetto ai valori di controllo, senza zaino. Cadenza (passi al minuto), velocità (metri al secondo), percentuale della lunghezza del ciclo del passo (valore normalizzato per l'altezza del soggetto considerato), lunghezza del passo (% lunghezza del ciclo), fase di volo o oscillazione (% del ciclo del passo). I valori di controllo sono mostrati come media ± deviazione standard. CTRL = controllo, senza zaino; 2S = condizione di trasporto dello zaino su due spalle; 1S = condizione di trasporto dello zaino su di una spalla; 1H = condizione di trasporto dello zaino a mano; BW = body weight, peso corporeo; 10BW = zaino con carico pari al 10 % del peso corporeo; 15BW = zaino con carico pari al 15 % del peso corporeo; 20BW = zaino con carico pari al 20 % del peso corporeo.

	CTRL	2S			1S			1H		
		10 BW	15 BW	20 BW	10 BW	15 BW	20 BW	10 BW	15 BW	20 BW
Cadenza (passi/min)	130,66 ± 16,77	137,49 ± 13,94	128,72 ± 11,84	120,48 ± 22,72	↓	↔	↓	↓	↓	↓
Velocità (m/s)	1,36 ± 0,19	1,49 ± 0,11	1,36 ± 0,13	1,72 ± 0,33	↓	↓	↓	↓	↓	↓
% lunghezza del ciclo sx (% altezza)	81,04 ± 6,88	84,00 ± 4,35	82,34 ± 7,54	114,44 ± 22,10	↓	↓	↓	↓	↓	↓
% lunghezza del ciclo dx (% altezza)	81,76 ± 5,94	84,49 ± 4,40	82,34 ± 8,34	113,52 ± 21,32	↓	↓	↓	↓	↓	↓
Lunghezza passo sx (% lunghezza ciclo)	51,34 ± 6,01	50,56 ± 4,83	50,57 ± 5,55	50,95 ± 10,65	↓	↓	↓	↑	↓	↓
Lunghezza passo dx (% lunghezza ciclo)	48,66 ± 4,33	49,44 ± 2,54	49,43 ± 5,23	49,05 ± 10,03	↓	↑	↑	↓	↑	↑
Fase di oscillazione sx (% ciclo)	38,79 ± 2,30	40,42 ± 2,83	37,94 ± 3,34	34,66 ± 6,51	↓	↑	↑	↑	↑	↑
Fase di oscillazione dx (% ciclo)	35,20 ± 2,78	37,85 ± 3,47	38,82 ± 2,56	39,00 ± 4,43	↑	↑	↔	↓	↓	↓

Tabella 11.3 Tabella riepilogativa dei principali valori ottenuti dalla gait analysis con rappresentazione grafica dei valori al di sopra (freccia in verso l'alto rossa), al di sotto (freccia verso il basso blu) e valori neutri (freccia bidirezionale verde) rispetto ai valori della condizione 2S. Cadenza (passi al minuto), velocità (metri al secondo), percentuale della lunghezza del ciclo del passo (valore normalizzato per l'altezza del soggetto considerato), lunghezza del passo (% lunghezza del ciclo), fase di volo o oscillazione (% del ciclo del passo). I valori di controllo sono mostrati come media ± deviazione standard. CTRL = controllo, senza zaino; 2S = condizione di trasporto dello zaino su due spalle; 1S = condizione di trasporto dello zaino su di una spalla; 1H = condizione di trasporto dello zaino a mano; BW = body weight, peso corporeo; 10BW = zaino con carico pari al 10 % del peso corporeo; 15BW = zaino con carico pari al 15 % del peso corporeo; 20BW = zaino con carico pari al 20 % del peso corporeo.

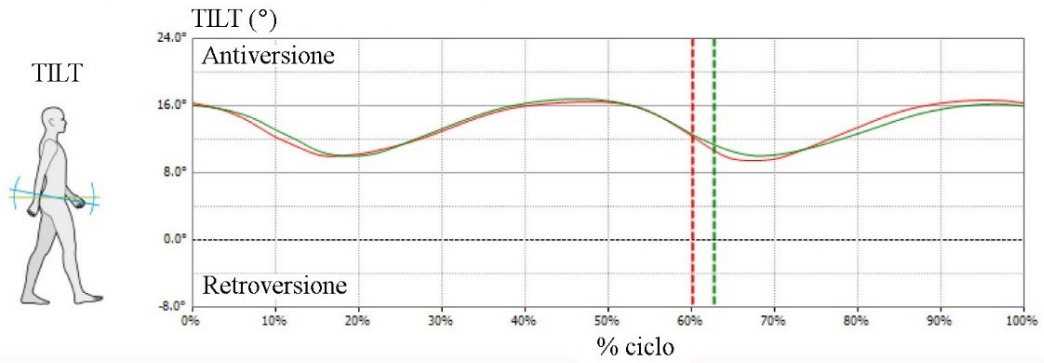
Dalla gait analysis è stato, inoltre, possibile ottenere i valori relativi alle oscillazioni del bacino (tilt, obliquità e rotazione) nei tre piani (sagittale, frontale e trasverso). Rispetto ai valori di CTRL, il trasporto dello zaino ha influenzato e ridotto progressivamente i movimenti del bacino su tutti e tre i piani, indipendentemente dalla modalità di trasporto (Tab. 11.4).

	CTRL	2S			1S			1H		
		10BW	15BW	20BW	10BW	15BW	20BW	10BW	15BW	20BW
Tilt (°) (sx – dx)	6,7 – 7,4	7,2 – 6,8	3,8 – 4,5	3,2 – 3,2	3,1 – 3,3	3,6 – 3,3	5,5 – 5,5	5,6 – 4,2	6,9 – 4,9	2,9 – 3,8
Obliquità (°) (sx – dx)	10,3 – 10,6	5,1 – 4,7	5,0 – 5,7	2,4 – 2,2	9,5 – 9,9	8,7 – 8,7	2,9 – 2,9	8,4 – 7,8	5,0 – 4,4	2,8 – 2,3
Rotazione (°) (sx – dx)	14,3 – 14,3	6,0 – 5,8	7,3 – 8,0	5,5 – 5,7	10,6 – 10,7	6,7 – 6,8	7,2 – 7,1	6,6 – 6,3	6,6 – 6,5	3,9 – 2,5

Tabella 11.4 Valori degli angoli del bacino ottenuti dalla gait analysis: tilt, obliquità e rotazione. I valori sono espressi in gradi “°” di movimento per l’emilato sinistro (sx) e destro (dx). CTRL = controllo, senza zaino; 2S = condizione di trasporto dello zaino su due spalle; 1S = condizione di trasporto dello zaino su di una spalla; 1H = condizione di trasporto dello zaino a mano; BW = body weight, peso corporeo; 10BW = zaino con carico pari al 10 % del peso corporeo; 15BW = zaino con carico pari al 15 % del peso corporeo; 20BW = zaino con carico pari al 20 % del peso corporeo.

I valori si riducono ulteriormente all’aumentare del peso. In particolare, nella condizione 2S, l’obliquità e la rotazione pelvica si riducono già a partire dal peso minimo (10% del peso corporeo), mentre il tilt pelvico si riduce a partire dal 15% del peso corporeo. Nelle condizioni di trasporto asimmetriche (1S e 1H), sia il tilt sia la rotazione del bacino si riducono durante il trasporto con peso minimo (Fig. 11.1) l’obliquità si riduce drasticamente trasportando lo zaino con un peso pari al 20% del peso corporeo. Nella condizione di trasporto 1H tutti gli angoli sono particolarmente ridotti già a partire dal peso minimo considerato (10% del peso corporeo).

A - 2S/10BW



B - 1S/10BW

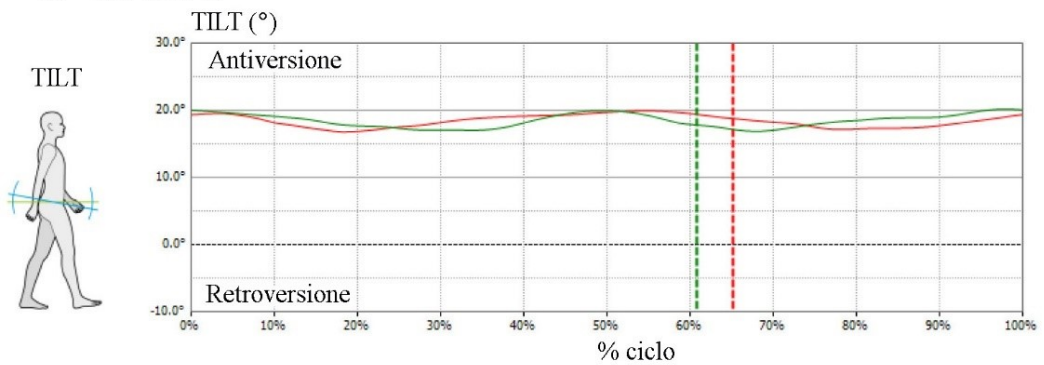


Figura 11.1 Confronto fra le variazioni di tilt pelvico nella condizione di trasporto (A) su due spalle al 10% del peso corporeo (2S/10BW) e (B) su di una spalla al 10% del peso corporeo (1S/10 BW) durante il ciclo del passo (% ciclo del passo) destro (linee verdi) e sinistro (linee rosse). BW = body weight, peso corporeo.

DISCUSSIONE

Come espresso nell'inquadramento dello studio su "*Alterazioni motorie e disturbi del sé in soggetti affetti da schizofrenia*", solo di recente la letteratura scientifica è tornata ad indagare sulla dimensione motoria, quale tratto rilevante della malattia (Marvel, 2004; Lallart et al., 2012; Fujino & Imura, 2015; Ikai et al., 2016; Apthorp et al., 2019). In particolare, questa ricerca è stata orientata all'identificazione precoce di alterazioni motorie che, eventualmente, possono emergere nelle prime fasi della malattia (Hirjak et al., 2018, Tsai et al., 2018). Dai risultati ottenuti, il confronto fra i soggetti affetti da schizofrenia e il gruppo dei controlli sani ha evidenziato differenze significative sia in statica (stabilometria) sia in dinamica (*gait analysis*). In statica, i soggetti con schizofrenia avevano valori di oscillazione (*sway area*) maggiori rispetto ai controlli, ovvero, riferibili ad una maggiore instabilità posturale. Questa instabilità è confermata anche da altri autori (Putzhammer & Klein, 2006; Kent et al., 2012; Fujino & Imura 2015; Matsuura et al., 2015; Teng et al., 2016; Apthorp et al., 2019), tuttavia, in questo caso, l'aumento dell'oscillazione posturale non è risultato statisticamente significativo

confrontando le prove occhi aperti vs occhi chiusi alla pedana stabilometrica (cfr. Fig. 10.1, p. 92). Pertanto, l'area di oscillazione è già significativamente più alta ad occhi aperti rispetto ai controlli; inoltre, questo valore non aumenta ulteriormente ad occhi chiusi, mostrando che la rimozione dell'afferenza visiva non influenza il controllo posturale dei soggetti affetti da schizofrenia. Risultati simili sono emersi anche dalle ricerche di altri autori (Stensdotter et al., 2013; Stensdotter, Lorås, et al., 2013) in cui i valori della *sway area*, sebbene più alti ad occhi aperti, erano ugualmente paragonabili ad occhi chiusi rispetto al campione di controllo considerato negli studi. Stensdotter et al., (2013; Stensdotter, Lorås, et al., 2013) discutono il risultato avanzando l'ipotesi di una ridotta capacità, a carico dei soggetti con schizofrenia, di integrare l'informazione visiva ai fini del controllo posturale. Tuttavia, considerando anche le evidenze scientifiche di altri autori (Dean et al., 2015; Matsuura et al., 2015; Teng et al., 2016), è possibile che l'integrazione dell'afferenza visiva non sia l'unica deficitaria in questi soggetti, ma che tutto il complesso sistema di integrazione che sottende il controllo posturale, compresi dunque i segnali provenienti dai propriocettori e vestibolari, possa essere alterato. Alcuni studi con tecniche di *imaging* cerebrale hanno mostrato disfunzioni cerebellari nella patologia schizofrenica, identificate come possibile causa del ridotto controllo posturale e mantenimento dell'equilibrio (Marvel, 2004; Kent et al., 2012; Dean et al., 2015; Teng et al., 2016; Owen et al., 2016). Queste, assieme ad una disorganizzazione del sistema di integrazione delle afferenze visive, dell'informazione propriocettiva e vestibolare, potrebbero essere alla base delle alterazioni riscontrate nella dimensione motoria del soggetto con schizofrenia. Tali alterazioni, inoltre, potrebbero riflettersi anche nell'andatura, che mostra, infatti, un

rallentamento globale del ciclo del passo, espresso in riduzione di velocità (metri percorsi) e di cadenza (numero dei passi) rispetto ai controlli.

Nell'indagine esplorativa in cui il gruppo sperimentale è stato ulteriormente suddiviso (ETD, *early-*, MTD, *middle-*, LTD, *late-term disease*) dal momento in cui è stata effettuata la diagnosi (≤ 5 anni, da 6 a 14 anni, ≥ 15 anni) è stato possibile identificare alcuni parametri, sia in statica sia in dinamica, utili alla definizione di un possibile profilo motorio caratteristico delle prime fasi della schizofrenia. Per quanto riguarda l'area delle oscillazioni posturali, di cui era già emerso un aumento significativo nel gruppo sperimentale non suddiviso, questo è stato confermato in particolare nelle prime fasi della schizofrenia (*early-*, *middle-term disease*) (cfr. Fig. 10.3, p. 95), sebbene vi sia comunque una tendenza all'aumento anche nella malattia più tardiva (*late-term disease*). Allo stesso modo, si confermano le riduzioni di cadenza e velocità nelle prime fasi della schizofrenia: nello specifico, la velocità si riduce progressivamente e proporzionalmente all'aumentare degli anni di malattia (ETD vs GC $p < 0,05$; LTD vs GC $p < 0,01$, cfr. Fig. 10.4, p. 96), mentre la cadenza è notevolmente ridotta nei soggetti con meno di cinque anni (ETD) e con più di 15 anni (LTD) di malattia. Il gruppo MTD mostra una tendenza simile agli altri due gruppi, ma non statisticamente significativa, probabilmente a causa del ridotto numero di soggetti.

Riassumendo i risultati ottenuti è possibile: i) confermare un aumento delle oscillazioni posturali (ovvero, una maggiore instabilità posturale) a carico dei soggetti con schizofrenia, indipendentemente dall'afferenza visiva, che, infatti, sembra non influenzare il controllo posturale; ii) evidenziare una riduzione sia della velocità sia della cadenza del passo nei soggetti affetti da schizofrenia rispetto ai

controlli; iii) identificare nell'aumento delle oscillazioni posturali unitamente alla riduzione dei parametri del ciclo del passo (velocità e cadenza) un possibile profilo motorio caratteristico delle prime fasi della malattia a seguito della diagnosi. A questo proposito, la non sussistenza di correlazioni fra le suddette alterazioni e la terapia antipsicotica, le scorpora ulteriormente da possibili effetti collaterali dovuti al trattamento, identificandole come tratti endofenotipici della patologia.

Considerando il campione analizzato, anche rispetto all'indagine esplorativa dei gruppi ETD, MTD e LTD che ha potuto confrontare un numero ancora ridotto di soggetti rispetto ai controlli, sono senza dubbio necessari ulteriori studi per verificare ulteriormente i risultati ottenuti. Inoltre, la statistica descrittiva dei gruppi confrontati ha mostrato una disomogeneità parziale, relativa alla composizione corporea (valori di peso, BMI e percentuale di massa grassa, cfr. Tab. 10.1, p. 90), sebbene questa non abbia comunque influenzato i risultati ottenuti in statica o dinamica.

In conclusione, sulla base di quanto descritto, è possibile affermare che la combinazione di un aumento delle oscillazioni posturali insieme alla riduzione di cadenza e velocità del passo sono le prime alterazioni motorie riscontrabili nelle fasi iniziali della schizofrenia. Tale risultato sottolinea l'importanza della valutazione della dimensione motoria nel soggetto con schizofrenia, ma, soprattutto, pone le alterazioni motorie come possibile marker diagnostico della patologia e possibile target di trattamento terapeutico.

Per quanto riguarda lo “*Studio delle corrette modalità di trasporto dello zaino scolastico in età adolescenziale*”, l'obiettivo principale era osservare se e in che misura le modalità di trasporto dello zaino scolastico, con diverse percentuali di

carico, potessero influenzare i parametri spazio-temporali relativi al ciclo del passo. Dall'analisi della performance di cammino, la condizione di trasporto simmetrica, ovvero su due spalle (2S), è quella che ha preservato maggiormente i parametri del ciclo del passo in tutte le percentuali di peso valutate. Infatti, nelle modalità asimmetriche (1S e 1H), i valori si riducono ulteriormente rispetto alla condizione di controllo (CTRL) e rispetto ai valori di 2S, nonché all'aumentare del peso trasportato. L'aumento dei parametri nella condizione 2S (Tab. 11.2, frecce rosse orientate verso l'alto, p. 100) potrebbe indicare una iniziale risposta al carico dello zaino. Tuttavia, questa è particolarmente presente con un peso pari al 10% del peso corporeo, mentre sembra ridursi al 15% e 20%. Inoltre, come emerge dai risultati riportati in Tabella 11.1 (p. 99), valori simili di lunghezza del passo e fase di volo si ottengono paragonando la condizione 2S al massimo del peso considerato (20% peso corporeo) e 1S al minimo (10% peso corporeo), mostrando che un peso minimo, trasportato in modo asimmetrico – rispetto ad un peso maggiore, ma trasportato equamente sulle due spalle –, è sufficiente a causare marcate alterazioni nella dinamica del ciclo del passo.

Per quanto riguarda le oscillazioni pelviche, nonostante il carico, la condizione 2S al 10% del peso corporeo – combinazione considerata ottimale in letteratura (Drzał-Grabiec et al., 2015; Aprile et al., 2016) – sembra influenzare meno gli angoli osservati. Sebbene, infatti, i valori di obliquità e rotazione siano ridotti, il tilt pelvico sembra essere preservato, contrariamente alle condizioni di trasporto asimmetriche (1S e 1H). Nelle condizioni asimmetriche, l'aumento degli angoli di obliquità e rotazione indica un controllo meno efficiente della stabilizzazione pelvica, che, pertanto, è comunque garantita dalla netta riduzione del tilt pelvico (cfr. Fig. 11.1,

p. 103). Una riduzione del tilt pelvico è stata associata in letteratura con l'insorgenza di lombalgie (Laird et al., 2019), pertanto, anche in caso di carico minimo (10% del peso corporeo), modalità di trasporto asimmetriche e prolungate nel tempo possono alterare la dinamica del ciclo del passo, causando sintomatologia riferibile alla lombalgia. Studi sperimentali su di un campione più ampio sono necessari per validare statisticamente l'andamento registrato dei parametri spazio-temporali del ciclo del passo e degli angoli pelvici. Soprattutto, potranno indagare ulteriormente l'impatto della percentuale di carico e delle modalità di trasporto dello zaino scolastico in combinazione anche ad altre fasce d'età e situazioni in cui è previsto o viene liberamente scelto l'utilizzo dello zaino.

CONCLUSIONI

Ripercorrendo i punti chiave di questa tesi è possibile riassumere alcuni concetti che guidano una lettura finale di quanto è stato esposto finora.

Una sintesi essenziale è data dal presupposto che la postura, il modo in cui i segmenti corporei si allineano, bilanciandosi e mantenendo l'equilibrio, e il modo in cui ci relazioniamo con lo spazio intorno a noi sono caratteristiche alla base del movimento. Il sistema complesso che permette una perfetta integrazione recettoriale e di afferenze/efferenze è una dinamica costante che accompagna ogni compito motorio e ne regola finemente la messa in atto. Ne consegue che ogni schema, sia esso posturale o di movimento nello spazio, è la risultante di un controllo interno centrale e in risposta a variazioni e stimoli esterni.

Premesso che eventuali disfunzioni del sistema di controllo posturale e di movimento possono determinare alterazioni negli schemi motori attuati, la possibilità di scomporre tale sistema in elementi più semplici, ovvero, variabili oggettivamente misurabili, permette il confronto di parametri e l'identificazione specifica dell'alterazione riscontrata. In tale ambito, infatti, emergono le tecniche

di indagine dell'assetto posturale (stabilometria) e del cammino (gait analysis) esposte.

All'interno di questa tesi, l'assetto posturale e l'andatura sono stati valutati nell'accrescimento e nella malattia schizofrenica. Nel primo caso, i parametri posturali e relativi al cammino hanno mostrato alterazioni in seguito al trasporto di carichi (nel caso specifico, dello zaino scolastico) in differenti modalità e con percentuali di peso trasportato crescenti. Nel secondo caso, la stabilometria e la gait analysis sono state utili al riconoscimento dell'aumentata instabilità posturale associata al generale rallentamento del ciclo del passo a carico dei soggetti affetti da schizofrenia. In aggiunta, questo tipo di alterazione è stata evidente anche nelle prime fasi della patologia, costituendo un possibile marker motorio specifico della malattia precoce.

Il progresso scientifico e tecnologico che supporta il costante aggiornamento delle strumentazioni utilizzate permette già oggi di analizzare i più piccoli gradi di movimento e di ottenere informazioni circa il mantenimento dell'equilibrio sollecitando in molteplici modi il sistema che lo governa e studiandone le risposte. Pertanto, è plausibile pensare all'utilizzo di tali strumentazioni e tecniche d'indagine in applicazioni scientifiche sempre più ampie e con eventuali ripercussioni anche in ambito clinico. Se è vero, infatti, che la semplice osservazione di quale postura si assume e di come si cammina è in grado di fornire informazioni riguardanti i sistemi di elaborazione degli schemi posturali e di movimento, la misurazione dei parametri ad essi correlati ne permetterà una valutazione oggettiva ed un riconoscimento, anche precoce, di alterazioni esistenti.

LINEE FUTURE DI RICERCA

Nell'ambito di questa tesi sono stati presi in considerazione aspetti legati al mantenimento dell'equilibrio e della postura, cercando di studiare in che misura ciascuna delle componenti analizzate (afferenza visiva, sistema vestibolare, recettori, ecc.) potesse influenzare l'assetto corporeo e l'andatura nel complesso. A questo proposito, soprattutto nell'esame stabilometrico, è emerso quanto la presenza o assenza dell'input visivo sia stato rilevante ai fini degli studi presentati. Come anticipato, l'informazione visiva è importante tanto quanto quella propriocettiva e vestibolare, ovvero, sono sistemi che comunicano fra loro, garantendo un risultato finale ottimale. Tuttavia, si ricorre inevitabilmente alla vista come primo approccio al mondo esterno sia per una lettura visiva dell'ambiente circostante, sia come afferenza per la creazione dell'immagine visiva, attraverso la visione binoculare (Martini & Bartholomew, 2008). Da questo presupposto si è sviluppata una linea di ricerca al fine di approfondire quanto l'integrazione dell'input visivo possa incidere a livello motorio, non limitando l'indagine all'assetto posturale e alla breve dinamica del passo, ma ampliandola a diversi

pattern di movimento, quali sono quelli specifici e più complessi della pratica sportiva. A questo proposito ha fatto seguito un lavoro di revisione della letteratura¹² che ha permesso di identificare alcune nozioni preliminari. Premesso che le abilità visive in alcune discipline sportive sembrano avere degli effetti specifici e complementari ad altre abilità (per esempio, motorie e di gestualità tecnica), che permettono di ottenere prestazioni di alto livello, in letteratura non sono molte le evidenze scientifiche a supporto dell'integrazione di tali abilità con la gestualità tecnica propria della disciplina sportiva. Un dato interessante riguarda, ad esempio, gli sport con attività di lancio e presa (baseball), spesso abbinati all'utilizzo della palla, in cui l'input visivo e la percezione di profondità (o stereopsi) sembrano essere principalmente coinvolte; per quanto attiene agli sport di strategia, invece, spesso di squadra, questi includono altri tipi di abilità visive (visione periferica e di campo). Un altro aspetto di notevole importanza riguarda il livello di atleti considerati: è certo che sia gli atleti professionisti sia i non professionisti utilizzino le abilità visive, ma mentre nei primi l'input visivo è complementare ad altre abilità (come detto, motorie e di gestualità tecnica), nei secondi assume una rilevanza maggiore. Infatti, considerata l'inesperienza nel decodificare la partita integrando più segnali (motori, propriocettivi, ecc.) – abilità presente nei professionisti – i non professionisti dovranno basare la programmazione motoria ricorrendo principalmente alla “lettura” visiva dell'ambiente circostante, enfatizzando, quindi, l'utilizzo di questo tipo di afferenza.

¹² La suddetta revisione è stata oggetto di pubblicazione su rivista scientifica internazionale con peer-review (cfr. Presta et al., 2021; p. 116)

Da questo punto di vista, l'integrazione dell'informazione visiva e motoria può generare ulteriori studi di settore. Un esempio pratico potrebbe essere la proposta di un allenamento delle abilità visive specifico per disciplina, oppure una valutazione dell'aumento di tali abilità nella stabilizzazione generale degli assetti posturali da cui dipendono i pattern motori. In definitiva, l'assetto corporeo, la stabilità posturale e il mantenimento dell'equilibrio sono le basi su cui il movimento si fonda ed è possibile. Pertanto, maggiore sarà il controllo su di esse, maggiore sarà la risposta del sistema posturale alle variazioni di movimento, generando, nel complesso, una performance motoria e sportiva ottimale.

ELENCO DELLE PUBBLICAZIONI SCIENTIFICHE PRODOTTE DURANTE IL CORSO DI DOTTORATO

Articoli scientifici in extenso con Referee Board

1. Melani A, Gobbi G, Galli D, Carubbi C, Masselli E, Neri LM, Giovinco G, Cicchella A, Galuppo L, **Presta V**, Vaccarezza M, Vitale M, Mirandola P. Muscle activation in traditional and experimental barbell bench press exercise: A potential new tool for fitness maintenance. *Sports* (Basel). 2019 Oct 17;7(10). doi: 10.3390/sports7100224.
2. **Presta V**, Galuppo L, Mirandola P, Galli D, Pozzi G, Zoni R, Capici S, Colucci ME, Veronesi L, Ambrosini L, Gobbi G, Vitale M, Pasquarella C. One-shoulder carrying school backpack strongly affects gait swing phase and pelvic tilt: A case study. *Acta Biomed*. 2020 Apr 10;91(3-S):168-170. doi:10.23750/abm.v91i3-S.9435.
3. Masselli E, Vaccarezza M, Carubbi C, Pozzi G, **Presta V**, Mirandola P, Vitale M. NK cells: A double edge sword against SARS-CoV-2. *Adv Biol Regul*. 2020 Aug;77:100737. doi: 10.1016/j.jbior.2020.100737.
4. **Presta V**, Ambrosini L, Carubbi C, Masselli E, Mirandola P, Arcari ML, Gobbi G, Vitale M. Different waters for different performances: Can we imagine sport-related natural mineral spring waters? *Water*. 2021; 13(2):166. doi:10.3390/w13020166.
5. **Presta V**, Paraboschi F, Marsella F, Lucarini V, Galli D, Mirandola P, Banchini A, Marchesi C, Galuppo L, Vitale M, Tonna M, Gobbi G. Posture and gait in the early course of schizophrenia. *PLoS One*. 2021 Jan 19;16(1):e0245661. doi: 10.1371/journal.pone.0245661.
6. Galli D, Carubbi C, Masselli E, Vaccarezza M, **Presta V**, Pozzi G, Ambrosini L, Gobbi G, Vitale M, Mirandola P. Physical activity and redox balance in the elderly: Signal transduction mechanisms. *Appl Sci-Basel*. 2021; 11(5):2228. doi:10.3390/app11052228.
7. Ambrosini L, **Presta V**, Goldoni M, Galli D, Mirandola P, Vitale M, Gobbi G. Are we able to match non sport-specific strength training with endurance sports? A systematic review and meta-analysis to plan the best training programs for endurance athletes. *Appl Sci-Basel*. 2021; 11(16):7280. doi:10.3390/app11167280.

8. **Presta V**, Vitale C, Ambrosini L, Gobbi G. Stereopsis in sports: Visual skills and visuomotor integration models in professional and non-professional athletes. *Int J Environ Res Public Health*. 2021; 18(21):11281. doi:10.3390/ijerph182111281.
9. Tonna M, Lucarini V, Lucchese J, **Presta V**, Paraboschi F, Marsella F, Vitale M, Marchesi C, Gobbi G. The subjective side of schizophrenia motor profile: Associations between self-disorders, posture and gait (sottomesso *Early Intervention in Psychiatry*).
10. Ciaccioni S, Condello G, Forte R, **Presta V**, Capranica L, Di Baldassarre A, Pesce C. The interlink among age, functional fitness, and perception of health and quality of life: a mediation analysis (sottomesso *International Journal of Environmental Research and Public Health*).
11. Ambrosini L, **Presta V**, Galli D, Mirandola P, Vitale M, Gobbi G, Condello G. A narrative review on the swim-to-cycle transition in triathlon events: Interlink among physiological and biomechanical changes (sottomesso *Sports Medicine – Open*).

Publicazioni di Atti di Convegni

1. Gobbi G., Melani A., Galli D., Arcari M.L., Carubbi C., Masselli E., Micheloni C., **Presta V.**, Vaccarezza M., Vitale M., Mirandola P., Evaluation of muscle activation in bench press exercises with different types of barbells, *IJAE*, Vol. 23, n. 1 (Supplement):110, 2018
2. Pozzi G., Masselli E., **Presta V.**, Mattioli M., Martini S., Goldoni M., Aloe R., Cervellin G., Gobbi G., Vitale M., Carubbi C., Flow cytometry detection of PKCepsilon expressing platelets as a novel diagnostic tool for fast chest pain workup. Atti XXXVII Conferenza Nazionale di Citometria, Paestum, 28-31 maggio 2019. Proceedings XXXVII Conf It Soc Cyt GIC 2019; p. 43.
3. Pozzi G., **Presta V.**, Galli D., Masselli E., Gobbi G., Mirandola P., Vitale M., Carubbi C., PKC-redox axis in myogenic differentiation. Atti 73° Congresso Nazionale della Società Italiana di Anatomia e Istologia – SIAI – Napoli, 22-24 settembre 2019. *Int J Anat Embriol* 2019; 124 (Suppl 1): P08.
4. Masselli E., Pozzi G., Gobbi G., Mirandola P., **Presta V.**, Roti G., Montanaro A., Carubbi C., Vitale M., Unravelling mechanisms of glucocorticoid resistance in acute lymphoblastic leukaemia: role of the

A3669G glucocorticoid receptor polymorphisms. Atti 73° Congresso Nazionale della Società Italiana di Anatomia e Istologia – SIAI – Napoli, 22-24 settembre 2019. *Int J Anat Embriol* 2019; 124 (Suppl 1): P82.

5. **Presta V.**, Paraboschi F., Marsella F., Galli D., Mirandola P., Marchesi C., Vitale M., Tonna M., Gobbi G., New insights from gait and posture analysis in patients with schizophrenia. Atti 73° Congresso Nazionale della Società Italiana di Anatomia e Istologia – SIAI – Napoli, 22-24 settembre 2019. *Int J Anat Embriol* 2019; 124 (Suppl 1): P34.
6. **Presta V.**, Paraboschi F., Marsella F., Galli D., Mirandola P., Marchesi C., Vitale M., Tonna M., Gobbi G., New insights from gait and posture analysis in patients with schizophrenia. Atti XI Congresso Nazionale della Società Italiana delle Scienze Motorie e Sportive – SISMeS – Bologna, 27-29 settembre 2019. *Sport Sci Health* 2019; 15 (Suppl 1): S89.
7. **Presta V.**, Paraboschi F., Marsella F., Lucarini V., Galli D., Mirandola P., Banchini A., Marchesi C., Galuppo L., Vitale M., Tonna M., Gobbi G., Posture and gait in the early course of schizophrenia. Atti 74° Congresso Nazionale della Società Italiana di Anatomia e Istologia – SIAI – Edizione ibrida, Bologna, 24-25 settembre 2021.
8. **Presta V.**, Paraboschi F., Marsella F., Lucarini V., Galli D., Mirandola P., Ambrosini L., Marchesi C., Arcari M.L., Vitale M., Tonna M., Gobbi G., Posture and gait in the early course of schizophrenia. 1° Research Day, Piacenza, 1° Ottobre 2021.
9. **Presta V.**, Ambrosini L., Carubbi C., Masselli E., Mirandola P., Arcari M.L., Gobbi G., Vitale M., Natural mineral spring waters for different sport performances. Congresso Nazionale della Società Italiana delle Scienze Motorie e Sportive – SISMeS – Padova, 8-10 ottobre 2021.
10. Ambrosini L., **Presta V.**, Goldoni M., Galli D., Vitale M., Mirandola P., Gobbi G., Optimizing endurance performance by appropriate non-sport-specific strength training: a systematic review and meta-analysis. Congresso Nazionale della Società Italiana delle Scienze Motorie e Sportive – SISMeS – Padova, 8-10 ottobre 2021.

- Aprile I, Di Stasio E, Vincenzi MT, Arezzo MF, De Santis F, Mosca R., et al. The relationship between back pain and schoolbag use: a cross-sectional study of 5,318 Italian students. *The Spine Journal* 2016;16:748–755. doi: 10.1016/j.spinee.2016.01.214.
- Autori vari, *Anatomia Umana. Fondamenti. Con istituzioni di istologia.* Edi.Ermes, 2018.
- Autori vari, *Fisiologia dell'uomo.* Edi.Ermes, 2002.
- Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil.* 2006; 3:4. doi: 10.1186/1743-0003-3-4. PMID: 16512912; PMCID: PMC1421413.
- Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, Desloovere K. Gait analysis: clinical facts. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2016; 52(4):560-74. PMID: 27618499.
- Bartlett R. *Introduction to sports biomechanics: analysing human movement patterns.* 2nd ed. Oxford: Routledge; 2007.
- Benda B, Riley P, Krebs D. Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering.* 1994; 2:3-10. doi: 10.1109/86.296348.
- Bloem BR, Visser JE, Allum JH. Posturography. In *Handbook of clinical neurophysiology.* 1:295-336. Elsevier, 2003.
- Blottner D, Salanova M. *The neuromuscular system: from earth to space life science.* Springer Publishing – Berlin, 2015. ISBN: 978-3-319-12297-7.

BIBLIOGRAFIA

- American Psychiatric Association. Practice guideline for the treatment of patients with schizophrenia. *Am J Psychiatry.* 1997; 154(suppl 4):1–63. doi: 10.1176/ajp.154.4.1 PMID: 9090368.
- American Psychiatric Association (2000), *Manuale diagnostico e statistico dei disturbi mentali, Quarta edizione, text revision, DSM-IV-TR, tr. italiana,* Masson, Milano, 2002.
- Andreasen NC, Carpenter WT, Kane JM, Lasser RA, Marder SR, Weinberger DR. Remission in schizophrenia: proposed criteria and rationale for consensus. *Am J Psychiatry.* 2005;162:441–449. doi: 10.1176/appi.ajp.162.3.441. PMID: 15741458.
- Apthorp D, Bolbecker AR, Bartolomeo LA, O'Donnell BF, Hetrick WP. Postural sway abnormalities in schizotypal personality disorder. *Schizophr Bull.* 2019;45(3):512-521. doi: 10.1093/schbul/sby141. PMID: 30376125; PMCID: PMC6483590.

- Carini F, Mazzola M, Fici C, Palmeri S, Messina M, Damiani P, et al. Posture and posturology, anatomical and physiological profiles: overview and current state of art. *Acta Biomed.* 2017; 88(1):11-16. doi: 10.23750/abm.v88i1.5309. PMID: 28467328; PMCID: PMC6166197.
- Chan RCK, Cui H, Chu M, Zhang T, Wang Y, Wang Y, et al. Neurological soft signs precede the onset of schizophrenia: a study of individuals with schizotypy, ultra-high-risk individuals, and first-onset schizophrenia. *Eur Arch Psychiatry Clin Neurosci.* 2018; 268(1):49–56. doi: 10.1007/s00406-017-0828-4. PMID: 28761988.
- Chen B, Liu P, Xiao F, Liu Z, Wang Y. Review of the upright balance assessment based on the force plate. *Int J Environ Res Public Health.* 2021; 18(5):2696. doi: 10.3390/ijerph18052696. PMID: 33800119; PMCID: PMC7967421.
- Chern JS, Wang SP, Chang JH, Yu SN, Lin YZ. Interference of visual conditions and stance postures on center of pressure sway in patients with schizophrenia with history of fall. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2018; 2018:2329–2332. doi: 10.1109/EMBC.2018.8512870. PMID: 30440873.
- Chow DH, Kwok ML, Cheng JC, Lao ML, Holmes AD, Au-Yang A, et al. The effect of backpack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Gait Posture.* 2006;24(2):173-81. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.08.007. PMID: 16198112.
- Cristiano VB, Vieira Szortyka MF, Lobato MI, Cerese r KM, Belmonte-de-Abreu P. Postural changes in different stages of schizophrenia is associated with inflammation and pain: a cross-sectional observational study. *Int J Psychiatry Clin Pract.* 2017; 21(2):104–111. doi: 10.1080/13651501.2016. PMID: 27868463.
- Danion F, Varraine E, Bonnard M, Pailhous J. Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length. *Gait Posture.* 2003; 18(1):69-77. doi: 10.1016/s0966-6362(03)00030-4. PMID: 12855302.
- de Oliveira JM. Statokinesigram normalization method. *Behav Res Methods.* 2017;49(1):310-317. doi: 10.3758/s13428-016-0706-4. Erratum in: *Behav Res Methods.* 2017; 49(1):318-319. PMID: 26896243.
- Dean DJ, Kent JS, Bernard JA, Orr JM, Gupta T, Pelletier-Baldelli A, et al. Increased postural sway predicts negative symptom progression in youth at ultrahigh risk for psychosis. *Schizophr Res.* 2015; 162(1–3):86–9. doi: 10.1016/j.schres.2014.12.039. PMID: 25601361.
- Dicharry J. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. *Clin Sports Med.* 2010;29(3):347-64. doi: 10.1016/j.csm.2010.03.013. PMID: 20610026.
- Dockrell S, Blake C, Simms C. Guidelines for schoolbag carriage: an appraisal of safe load limits for schoolbag weight and duration of carriage. *WOR* 2016;53:679–688. doi: 10.3233/WOR-162260.
- Drzał-Grabiec J, Snela S, Rachwał M, Podgórska J, Rykała J. Effects of carrying a backpack in an asymmetrical manner on

- the asymmetries of the trunk and parameters defining lateral flexion of the spine. *Hum Factors* 2015;5: 218–226. doi: 10.1177/0018720814546531.
- Duarte M, Zatsiorsky VM. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res.* 2002;146(1):60-9. doi: 10.1007/s00221-002-1154-1. PMID: 12192579.
 - First MB. The DSM series and experience with DSM-IV. *Psychopathology.* 2002; 35(2–3):67–71. doi: 10.1159/000065121 PMID: 12145486.
 - Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR. “Mini-mental state”. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res.* 1975; 12(3):189-98. doi: 10.1016/0022-3956(75)90026-6. PMID: 1202204.
 - Foster MA. *Chinesiologia terapeutica. Sistemi muscoloscheletrici, palpazione e meccanica corporea.* Piccin-Nuova libreria, 2015.
 - Fujino H, Imura O. Postural sway and clinical characteristics in patients with psychotic disorders: a review. *Psychiatr Q.* 2015;86(4):603-14. doi: 10.1007/s11126-015-9355-5. PMID: 25791471.
 - Gaudio E, Carpino G, Franchitto A, Morini S, Onori P, Chiarugi G, *Sistema Nervoso Centrale - Istituzioni di Anatomia dell’Uomo - Testo Atlante - Fondato da Giulio Chiarugi. XII Edizione, Piccin, 2011.*
 - Goldman HH, Skodol AE, Lave TR. Revising axis V for DSM-IV: a review of measures of social functioning. *AJP.* 1992;149(9):1148–56. doi: 10.1176/ajp.149.9.1148. PMID: 1386964.
 - Hell AK, Braunschweig L, Grages B, Brunner R, Romkes J. The influence of backpack weight in school children: gait, muscle activity, posture and stability. *Orthopade.* 2021;50(6):446-454. doi: 10.1007/s00132-020-04047-8. PMID: 33296024; PMCID: PMC8189948.
 - Hirjak D, Meyer-Lindenberg A, Kubera KM, Thomann PA, Wolf RC. Motor dysfunction as research domain in the period preceding manifest schizophrenia: a systematic review. *Neurosci Biobehav Rev.* 2018;87:87–105. doi: 10.1016/j.neubiorev.2018.01.011. PMID: 29410313.
 - Hsu YS, Kuan CC, Young YH. Assessing the development of balance function in children using stabilometry. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2009; 73(5):737-40. doi: 10.1016/j.ijporl.2009.01.016. PMID: 19232750.
 - Huang JJ, Huang MW, Yang AC. The analytical study in the assessment of body segment composition using electrical impedance in patients with schizophrenia. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2018;2018:4245-4248. doi:10.1109/EMBC.2018.8513305.
 - Ikai S, Uchida H, Suzuki T, Tsunoda K, Fujii Y, Mimura M. Postural sway and flexibility in patients with schizophrenia-spectrum disorders: a cross-sectional study. *Asian J Psychiatr.* 2016;19:14-18. doi:10.1016/j.ajp.2015.11.008.
 - Ivanenko Y, Gurfinkel VS. Human postural control. *Front Neurosci.* 2018; 12:171. doi: 10.3389/fnins.2018.00171.

- PMID: 29615859; PMCID: PMC5869197.
- Janakiraman B, Ravichandran H, Demeke S, Fasika S. Reported influences of backpack loads on postural deviation among school children: a systematic review. *J Edu Health Promot* 2017;6,41. doi: 10.4103/jehp.jehp_26_15.
 - Jarchi D, Pope J, Lee TKM, Tamjidi L, Mirzaei A, Sanei S. A review on accelerometry-based gait analysis and emerging clinical applications. *IEEE Rev Biomed Eng.* 2018;11:177-194. doi: 10.1109/RBME.2018.2807182. PMID: 29994786.
 - Kapandji AI. *Anatomia Funzionale* (3 vol.) (Arto Superiore - Arto Inferiore - Testa e Rachide). Edizione 6°, Maloine, Monduzzi Editore, 2011.
 - Kay SR, Fiszbein A, Opler LA. The Positive and Negative Syndrome Scale (PANSS) for schizophrenia. *Schizophr Bull.* 1987;13(2):261–76. doi: 10.1093/schbul/13.2.261. PMID: 3616518.
 - Kendler KS. Phenomenology of schizophrenia and the representativeness of modern diagnostic criteria. *JAMA Psychiatry.* 2016;73(10):1082–1092. doi: 10.1001/jamapsychiatry.2016.1976. PMID: 27626788.
 - Kent JS, Hong SL, Bolbecker AR, Klaunig MJ, Forsyth JK, O'Donnell BF, et al. Motor deficits in schizophrenia quantified by nonlinear analysis of postural sway. *PLoS ONE.* 2012; 7(8):e41808. doi: 10.1371/journal.pone.0041808. PMID: 22870250.
 - Khalil SF, Mohktar MS, Ibrahim F. The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases. *Sensors (Basel).* 2014;14(6):10895-928. doi: 10.3390/s140610895. PMID: 24949644; PMCID: PMC4118362.
 - Kim T, Lee KH, Oh H, Lee TY, Cho KIK, Lee J, et al. Cerebellar structural abnormalities associated with cognitive function in patients with first-episode psychosis. *Front Psychiatry.* 2018; 9:286. doi: 10.3389/fpsyt.2018.00286. PMID: 30018573.
 - Klöpfer-Krämer I, Brand A, Wackerle H, Müßig J, Kröger I, Augat P. Gait analysis - Available platforms for outcome assessment. *Injury.* 2020; 51 Suppl 2:S90-S96. doi: 10.1016/j.injury.2019.11.011. PMID: 31767371.
 - Lafond D, Duarte M, Prince F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment [published correction appears in *J Biomech.* 2004;37(9):1455]. *J Biomech.* 2004;37(9):1421-1426. doi:10.1016/S0021-9290(03)00251-3.
 - Laird RA, Keating JL, Ussing K, Li P, Kent P. Does movement matter in people with back pain? Investigating 'atypical' lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain using wireless movement sensors. *BMC Musculoskeletal Disord* 2019;20: 28. doi: 10.1186/s12891-018-2387-x.
 - Lallart E, Jouvent R, Herrmann FR, Beauchet O, Allali G. Gait and motor imagery of gait in early schizophrenia. *Psychiatry Res.* 2012;198(3):366-370. doi:10.1016/j.psychres.2011.12.013.

- Lee L, and Grimson WEL. Gait analysis for recognition and classification. Proceedings of Fifth IEEE International Conference on Automatic Face Gesture Recognition. 2002;55-162. doi: 10.1109/AFGR.2002.1004148.
- Lehnen GC, Magnani RM, Souza GSS, Rodrigues FB, Andrade AO, Vieira MF. Effects of backpack loads and positions on the variability of gait spatiotemporal parameters in young adults. Res Biomed Eng 2017;33:277-284. doi: 10.1590/2446-4740.03517.
- Lemay JF, Gagnon DH, Nadeau S, Grangeon M, Gauthier C, Duclos C. Center-of-pressure total trajectory length is a complementary measure to maximum excursion to better differentiate multidirectional standing limits of stability between individuals with incomplete spinal cord injury and able-bodied individuals. J Neuroeng Rehabil. 2014; 11:8. doi: 10.1186/1743-0003-11-8.
- Levine DF, Richards J, Whittle M. (2012). Whittle's Gait Analysis. Elsevier Health Sciences. ISBN 978-0702042652.
- Lewis CL, Laudicina NM, Khuu A, Loverro KL. The human pelvis: variation in structure and function during gait. Anat Rec (Hoboken). 2017;300(4):633-642. doi: 10.1002/ar.23552. PMID: 28297184; PMCID: PMC5545133.
- Ma Y, Zhang K, Li S, Wang L, Wang T. Biomechanical analysis of gait patterns in children with intellectual disabilities. J Intellect Disabil Res. 2021;65(10):912-921. doi: 10.1111/jir.12872. PMID: 34414625.
- Marrega LHG, Nievola JC. Evaluation of the relevance of linear and nonlinear posturographic features in the recognition of healthy subjects and stroke patients. In: Data Mining Workshop (ICDMW). 2014 IEEE International Conference on. IEEE; 2014;111–118.
- Martini F, Timmons M, Tallitsch R, Anatomia Umana. IV edizione. EdiSES, Milano, 2010.
- Martini FH & Bartholomew FE, Elementi di Anatomia, Istologia e Fisiologia dell'uomo. EdiSES, Napoli, 2008.
- Marvel C. A quantitative measure of postural sway deficits in schizophrenia. Schizophr Res. 2004;68(2–3):363–372. doi: 10.1016/j.schres.2003.09.003. PMID: 15099618.
- Matsuura Y, Fujino H, Hashimoto R, Yasuda Y, Yamamori H, Ohi K, et al. Standing postural instability in patients with schizophrenia: Relationships with psychiatric symptoms, anxiety, and the use of neuroleptic medications. Gait Posture. 2015;41(3):847–51. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.03.006. PMID: 25813604.
- Michalak KP, Przekoracka-Krawczyk A, Naskręcki R. Parameters of the crossing points between center of pressure and center of mass signals are potential markers of postural control efficiency. PLoS ONE. 2019;14(7):e0219460. doi: 10.1371/journal.pone.0219460.
- Miff SC, Gard SA, Childress DS. The effect of step length, cadence, and walking speed on the trunk's vertical excursion. Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Cat. No.00CH37143). 2000;

- 1:155-58. doi: 10.1109/IEMBS.2000.900692.
- Montero-Odasso M, Speechley M. Falls in cognitively impaired older adults: implications for risk assessment and prevention. *J Am Geriatr Soc.* 2018; 66(2):367-375. doi: 10.1111/jgs.15219. PMID: 29318592.
 - Morasso P. Centre of pressure versus centre of mass stabilization strategies: the tightrope balancing case. *R Soc Open Sci.* 2020;7(9):200111. doi:10.1098/rsos.200111.
 - Morasso P, Bottaro A, Casadio M et al. Reflexes and internal models in biomimetic robot systems. *Cogn Process.* 2005; 6:25–36. doi: 10.1007/s10339-004-0039-6.
 - Mtui E, Gruener G, Dockery P, FitzGerald. *Neuroanatomia con riferimenti funzionali e clinici.* Settima Edizione, Edra, Milano, 2017.
 - Muro-de-la-Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A. Gait analysis methods: an overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors (Basel).* 2014;14(2):3362-94. doi: 10.3390/s140203362. PMID: 24556672; PMCID: PMC3958266.
 - Nagymáté G, Orlovits Z, Kiss RM. Reliability analysis of a sensitive and independent stabilometry parameter set. *PLoS One.* 2018;13(4):e0195995. doi: 10.1371/journal.pone.0195995. PMID: 29664938; PMCID: PMC5903599.
 - Newton R, Rouleau A, Nylander AG, Loze JY, Resemann HK, Steeves S, et al. Diverse definitions of the early course of schizophrenia—a targeted literature review. *npj Schizophr.* 2018; 4(1):21. doi: 10.1038/s41537-018-0063-7. PMID: 30323274.
 - Owen MJ, Sawa A, Mortensen PB. Schizophrenia. *Lancet.* 2016;388(10039):86-97. doi:10.1016/S0140-6736(15)01121-6.
 - Ozbulut O, Genc A, Bagcioglu E, Coskun KS, Acar T, Alkoc OA, et al. Evaluation of physical fitness parameters in patients with schizophrenia. *Psychiatry Res.* 2013;210(3):806-11. doi: 10.1016/j.psychres.2013.09.015. PMID: 24113123.
 - Palakurthi B, Burugupally SP. Postural instability in Parkinson's disease: a review. *Brain Sci.* 2019; 9(9):239. doi: 10.3390/brainsci9090239. PMID: 31540441; PMCID: PMC6770017.
 - Parnas J, Møller P, Kircher T, Thalbitzer J, Jansson L, Handest P, et al. EASE: Examination of Anomalous Self-Experience. *Psychopathology.* 2005; 38(5):236–58. doi: 10.1159/000088441 PMID: 16179811.
 - Pau M, Pau M. Postural sway modifications induced by backpack carriage in primary school children: a case study in Italy. *Ergonomics.* 2010; 53(7):872-81. doi: 10.1080/00140139.2010.489965. PMID: 20582768.
 - Paul JP. Gait analysis. *Ann Rheum Dis.* 1989;48(3):179-81. doi: 10.1136/ard.48.3.179. PMID: 2649025; PMCID: PMC1003716.
 - Paušić, J, Dizdar D. Types of body posture and their characteristics in boys 10 to 13

- years of age. *Coll. Antropol.* 2011;35(3):747-54.
- Perrone M, Orr R, Hing W, Milne N, Pope R. The Impact of Backpack Loads on School Children: A Critical Narrative Review. *Int J Environ Res Public Health* 2018;15(11). doi: 10.3390/ijerph15112529.
 - Pfeiffer JE, La nascita dell'uomo. Arnoldo Mondadori editore, 1971.
 - Presta V, Vitale C, Ambrosini L, Gobbi G. Stereopsis in sports: Visual skills and visuomotor integration models in professional and non-professional athletes. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18(21):11281. doi:10.3390/ijerph182111281.
 - Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1996;43(9):956-66. doi: 10.1109/10.532130. PMID: 9214811.
 - Putzhammer A, Heindl B, Broll K, Pfeiff L, Perfahl M, Hajak G. Spatial and temporal parameters of gait disturbances in schizophrenic patients. *Schizophr Res.* 2004;69(2-3):159-66. doi: 10.1016/s0920-9964(03)00090-2. PMID: 15469189.
 - Putzhammer A, Klein HE. Quantitative analysis of motor disturbances in schizophrenic patients. *Dialogues Clin Neurosci.* 2006;8(1):8. doi: 10.31887/DCNS.2006.8.1/aputzhammer. PMID:16640123.
 - Putzhammer A, Perfahl M, Pfeiff L, Hajak G. Gait disturbances in patients with schizophrenia and adaptation to treadmill walking. *Psychiatry Clin Neurosci.* 2005; 59(3):303–10. doi: 10.1111/j.1440-1819.2005.01375.x PMID: 15896224.
 - Quednow BB, Frommann I, Berning J, Kuhn K-U, Maier W, Wagner M. Impaired sensorimotor gating of the acoustic startle response in the prodrome of schizophrenia. *Biol Psychiatry.* 2008; 64(9):766–73. doi: 10.1016/j.biopsych.2008.04.019 PMID: 18514166.
 - Rajakumar N, Kiernan JA. Barr. Il sistema nervoso dell'uomo. Basi di neuroanatomia. Edises, 2015.
 - Rocchi MBL, Sisti D, Ditroilo M, Calavalle A, Panebianco R. The misuse of the confidence ellipse in evaluating statokinesigram. *Ital J Sport Sci.* 2005; 12:169-172.
 - Rosário JL. A review of the utilization of baropodometry in postural assessment. *J Bodyw Mov Ther.* 2014;18(2):215-9. doi: 10.1016/j.jbmt.2013.05.016. PMID: 24725789.
 - Rota V, Perucca L, Simone A, Tesio L. Walk ratio (step length/cadence) as a summary index of neuromotor control of gait: application to multiple sclerosis. *Int J Rehabil Res.* 2011;34(3):265-9. doi: 10.1097/MRR.0b013e328347be02. PMID: 21629125.
 - Rugelj D, Sevšek F. The effect of load mass and its placement on postural sway. *Appl Ergon.* 2011;42(6):860-6. doi: 10.1016/j.apergo.2011.02.002. PMID: 21356532.
 - Sadowska D, Stemplewski R, Szeklicki R. The effect of physical exercise on postural stability in sighted individuals and those

- who are visually impaired: an analysis adjusted for physical activity and body mass index. *J Appl Biomech.* 2015;31(5):318-323. doi:10.1123/jab.2014-0228.
- Sanders RD, Gillig PM. Gait and its assessment in psychiatry. *Psychiatry (Edgmont).* 2010;7(7):38-43. PMID: 20805918; PMCID: PMC2922365.
 - Sasaki O, Usami S, Gagey PM, Martinerie J, Le Van Quyen M, Arranz P. Role of visual input in nonlinear postural control system. *Exp Brain Res.* 2002; 147(1):1-7. doi: 10.1007/s00221-002-1170-1. PMID: 12373362.
 - Schmahmann JD, Weilburg JB, Sherman JC. The neuropsychiatry of cerebellum-insights from the clinic. *Cerebellum.* 2007;6:254–67. doi: 10.1080/14734220701490995. PMID: 17786822.
 - Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Prometheus - Testis Atlante di Anatomia. Testa, Collo e Neuroanatomia. II Edizione, EdiSES, Napoli, 2015.
 - Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Clinical stabilometry standardization: basic definitions--acquisition interval--sampling frequency. *Gait Posture.* 2013; 37(2):290-2. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.07.009. PMID: 22889928.
 - Sekiya N, Nagasaki H, Ito H, Furuna T. Optimal walking in terms of variability in step length. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;26(5):266-72. doi: 10.2519/jospt.1997.26.5.266. PMID: 9353690.
 - States RA, Krzak JJ, Salem Y, Godwin EM, Bodkin AW, McMullin ML. Instrumented gait analysis for management of gait disorders in children with cerebral palsy: a scoping review. *Gait Posture.* 2021;90:1-8. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.07.009. PMID: 34358847.
 - Stensdotter AK, Lorås HW, Fløvig JC, Djupsjöbacka M. Postural control in quiet standing in patients with psychotic disorders. *Gait Posture.* 2013;38(4):918-922. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.04.017.
 - Stensdotter AK, Wanvik AK, Lorås HW. Postural control in quiet standing with a concurrent cognitive task in psychotic conditions. *J Mot Behav.* 2013;45(4):279-287. doi:10.1080/00222895.2013.791241.
 - Stöckel T, Jacksteit R, Behrens M, Skripitz R, Bader R, Mau-Moeller A. The mental representation of the human gait in young and older adults. *Front Psychol.* 2015;6:943. doi: 10.3389/fpsyg.2015.00943. PMID: 26236249; PMCID: PMC4500916.
 - Strassnig M, Clarke J, Mann S, Remington G, Ganguli R. Body composition, pre-diabetes and cardiovascular disease risk in early schizophrenia. *Early Interv Psychiatry.* 2017;11(3):229-236. doi:10.1111/eip.12225.
 - Taborri J, Palermo E, Rossi S, Cappa P. Gait partitioning methods: a systematic review. *Sensors (Basel).* 2016;16(1):66. doi: 10.3390/s16010066. PMID: 26751449; PMCID: PMC4732099.
 - Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors (Basel).* 2012;12(2):2255-83. doi:

10.3390/s120202255. PMID: 22438763; PMCID: PMC3304165.

- Teng YL, Chen CL, Lou SZ, Wang WT, Wu JY, Ma HI, et al. Postural stability of patients with schizophrenia during challenging sensory conditions: implication of sensory integration for postural control. *PLoS ONE*. 2016; 11(6):e0158219. doi: 10.1371/journal.pone.0158219 PMID:27355830.
- Tonna M, Ottoni R, Ossola P, De Panfilis C, Marchesi C. Late-onset obsessive-compulsive disorder associated with left cerebellar lesion. *Cerebellum*. 2014; 13(4):531–535. doi: 10.1007/s12311-014-0561-8 PMID: 24771488.
- Tsai MT, Lee SM, Chen HK, Wu BJ. Association between frailty and its individual components with the risk of falls in patients with schizophrenia spectrum disorders. *Schizophr Res*. 2018;197:138-143. doi:10.1016/j.schres.2018.01.023.
- Tudor-Locke C, Aguiar EJ, Han H, Ducharme SW, Schuna JM Jr, Barreira TV, et al. Walking cadence (steps/min) and intensity in 21-40 year olds: CADENCE-adults. *Int J Behav Nutr Phys Act*. 2019;16(1):8. doi: 10.1186/s12966-019-0769-6. PMID: 30654810; PMCID: PMC6337834.
- Verbecque E, Vereeck L, Hallemans A. Postural sway in children: a literature review. *Gait Posture*. 2016;49:402-410. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.08.003. PMID: 27505144.
- Viseux FJF, Delval A, Defebvre L, Simoneau M. Postural instability in Parkinson's disease: review and bottom-up rehabilitative approaches. *Neurophysiol Clin*. 2020;50(6):479-487. doi: 10.1016/j.neucli.2020.10.013. PMID: 33172761.
- Visser JE, Carpenter MG, van der Kooij H, Bloem BR. The clinical utility of posturography. *Clin Neurophysiol*. 2008; 119(11):2424-36. doi: 10.1016/j.clinph.2008.07.220. Epub 2008 Sep 12. PMID: 18789756.
- Walther S, Mittal VA. Motor system pathology in psychosis. *Curr Psychiatry Rep*. 2017;19(12):97. <https://doi.org/10.1007/s11920-017-0856-9> PMID: 29086118.
- Yamada N. Chaotic swaying of the upright posture. *Hum Mov Sci*. 1995; 14(6), 711-726.
- Zhou J, Butler EE, Rose J. Neurologic correlates of gait abnormalities in cerebral palsy: implications for treatment. *Front Hum Neurosci*. 2017;11:103. doi: 10.3389/fnhum.2017.00103. PMID: 28367118; PMCID: PMC5355477.

