



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

**CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN
BIOINGEGNERIA**

**“ANALISI TEMPO-FREQUENZA DEL CENTRO DI PRESSIONE NELLO
STUDIO DELL'EQUILIBRIO STATICO IN ADOLESCENTI CON
SCOLIOSI IDIOPATICA”**

Relatore: Dott.ssa Emanuela Formaggio

Laureanda: Eleonora Fattorini

Correlatore: Dott.ssa Paola Contessa, Dott.ssa Matilde Paramento

ANNO ACCADEMICO 2023– 2024

Data di laurea 05/03/2024

A mia sorella Silvia

INDICE

ABSTRACT	4
CAPITOLO 1: INTRODUZIONE	6
1.1 Scoliosi Idiopatica Adolescenziiale.....	6
1.2 Definizione e ruolo del centro di pressione.....	9
1.2.1 Il Sistema visivo, vestibolare e somatosensoriale.....	14
1.2.2 Ruolo della trasformata Wavelet discreta nell'analisi del CoP	20
1.3 Scopo della ricerca	23
CAPITOLO 2: MATERIALI E METODI	24
2.1 Selezione dei partecipanti e criteri di inclusione/esclusione	24
2.2 Setup sperimentale	26
2.3 Estrazione dei parametri	29
2.4 Analisi Wavelet	33
CAPITOLO 3: RISULTATI.....	37
3.1 Analisi dei parametri	37
3.2 Analisi delle energie	43
CONCLUSIONI	48
BIBLIOGRAFIA	50

ABSTRACT

La presente tesi magistrale ha come obiettivo quello di analizzare le oscillazioni del centro di pressione (CoP) acquisite su 6 ragazze con scoliosi idiopatica adolescenziale (AIS) e su 6 soggetti di controllo privi di questa patologia (CTRL).

Diversi studi hanno evidenziato un'alterazione del controllo motorio e della percezione sensoriale che possono causare instabilità posturale.

Con l'analisi del CoP si possono valutare le variazioni dell'equilibrio in riferimento a processi sensoriali attraverso il test ad occhi aperti e ad occhi chiusi in equilibrio statico su una superficie piana e sulla gommapiuma.

Sono stati valutati i parametri relativi al CoP più significativi, che risultano ottimi descrittori dell'instabilità per i soggetti, come lo sway path, l'area di sway, l'ellisse di confidenza e la lunghezza dei suoi assi.

Attraverso l'utilizzo della trasformata wavelet discreta sono stati calcolati i rapporti percentuali di energia del segnale CoP nei vari intervalli di frequenza, espressione di tre diversi sistemi sensoriali (vestibolare, somatosensoriale, visivo).

I risultati mostrano una maggiore instabilità nei soggetti AIS che incrementa nella condizione ad occhi chiusi e sulla gomma piuma.

Si osserva un aumento delle energie nel sistema vestibolare e somatosensoriale dei soggetti AIS ad occhi chiusi e ad occhi aperti, mentre sulla gommapiuma le energie sono confrontabili fra i due gruppi, a dimostrazione del fatto che anche i soggetti di controllo subiscono l'influenza sul controllo posturale da parte di un agente esterno destabilizzante (la gommapiuma).

Questa analisi rappresenta un passo significativo verso una migliore comprensione della scoliosi idiopatica adolescenziale e del suo impatto

sull'equilibrio in condizione statica, con l'obiettivo di fornire nuove conoscenze utili per la pratica clinica e la ricerca di nuovi approcci riabilitativi.

CAPITOLO 1: INTRODUZIONE

1.1 Scoliosi Idiopatica Adolescenziiale

La Scoliosi Idiopatica Adolescenziiale è caratterizzata da una curvatura laterale della spina dorsale, in cui l'angolo di Cobb può essere uguale o maggiore di 10 gradi. Nel 1966 la Scoliosis Research Society (SRS) ha adottato l'angolo di Cobb come metodo standard per quantificare le deformità della scoliosi e tutt'oggi è il metodo più utilizzato [1]. L'angolo di Cobb misurato sulla radiografia frontale in ortostatismo; si calcola tracciando due rette su una radiografia della colonna vertebrale con il paziente in posizione eretta e statica: la prima ha inizio dalla superficie superiore della vertebra più curva, mentre la seconda dalla superficie inferiore della vertebra più curva nella zona inferiore; l'incontro di queste due rette genera l'angolo di Cobb (Figura 1.1).

I soggetti che sono generalmente affetti da scoliosi idiopatica adolescenziale (AIS) comprendono giovani nella fascia d'età tra i 10 e 18 anni e in Italia costituiscono circa il 3% degli adolescenti.

L'AIS è la forma di scoliosi più comune e si distingue dalle altre per l'assenza di anomalie congenite e neuromuscolari.

L'incidenza tra maschi e femmine è simile, anche se le ultime hanno una probabilità 10 volte maggiore di progredire fino a raggiungere angoli di Cobb di 30° o più [2] [3].

Molte persone affette da scoliosi idiopatica non sviluppano evidenze cliniche; quindi, il mal di schiena non è correlato alla gravità dell'angolo di Cobb; mentre, invece, le deformità costali sono correlate alla gravità dell'inclinazione dell'angolo di Cobb e si possono verificare a partire dai 40°. L'incidenza di una curvatura spinale superiore a 40° è pari allo 0,4% tra gli adolescenti di età compresa tra 10 e 16 anni [4][5].

I pazienti con scoliosi idiopatica adolescenziale sono in genere identificati attraverso programmi di screening scolastici e quando i familiari oppure i medici notano una curva o un'asimmetria (ad esempio, seno, parete toracica, spalle o schiena asimmetrici).

Non esistono sintomi fisici certi della scoliosi. Un dolore significativo alla schiena è raro, tranne che in caso di malattia grave, e dovrebbe indurre l'esaminatore a sospettare diagnosi alternative come infezioni, infiammazioni o neoplasie.

Il metodo più comune per verificare la presenza di una scoliosi significativa è il test del piegamento in avanti: "Test di Adam", che spesso è combinato con l'uso di uno scoliometro o di una topografia Moiré. Per eseguire questo test, il paziente sta in piedi mentre l'esaminatore osserva da dietro per individuare eventuali curvature evidenti. Al paziente viene quindi chiesto di piegarsi in avanti per portare la colonna vertebrale parallela al pavimento, con le braccia a penzolari, i palmi delle mani uniti e le ginocchia in avanti, mentre l'esaminatore ispeziona da dietro per individuare eventuali prominenze toraciche. Il test ha una sensibilità compresa tra il 92% e il 100% per la scoliosi toracica nei pazienti con un angolo di Cobb superiore a 20°. È meno affidabile per la scoliosi lombare.

Lo scoliometro è uno strumento che serve a misurare l'angolo di rotazione del tronco. In genere lo si utilizza in presenza di una possibile curvatura per avere una stima dell'angolo di Cobb. Un'analisi radiografica è necessaria per ottenere una diagnosi definitiva e una misura dell'angolo di Cobb accurata [6].

La scoliosi idiopatica non è qualificabile esclusivamente come adolescenziale, ma anche come infantile e giovanile, a seconda dell'età in cui si manifesta per la prima volta.

Un'altra categoria è quella delle scoliosi dell'adulto, che può essere una continuazione della scoliosi idiopatica adolescenziale o uno sviluppo de novo a causa di malattie degenerative o altre cause.

Nei pazienti anziani, la scoliosi de novo è spesso difficile da distinguere dalla scoliosi idiopatica preesistente con alterazioni degenerative [7].

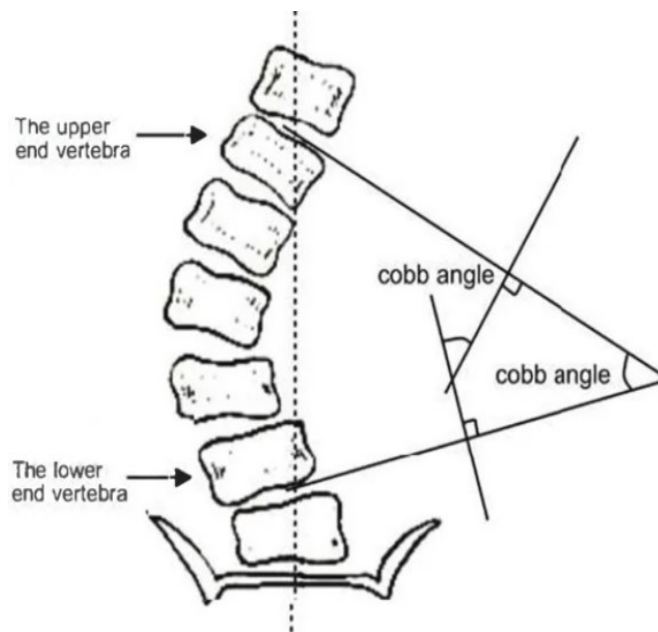


Figura 1.1: Definizione di angolo di Cobb (disponibile da: <https://www.spinemd.com/news-philanthropy/scoliosismeasurements>).

1.2 Definizione e ruolo del centro di pressione

La scoliosi idiopatica può alterare il controllo posturale dei soggetti [8], portando a una riduzione della capacità di controllo posturale e quindi ad una possibile perdita dell'equilibrio [9].

Il metodo più utilizzato per valutare il controllo della postura è l'analisi del centro di pressione (CoP), il quale rappresenta il punto di applicazione della forza di reazione al suolo sul piede, o l'area di contatto tra una persona e la superficie d'appoggio.

La determinazione del CoP è fondamentale in vari campi, come la biomeccanica clinica e sportiva, l'ergonomia e la riabilitazione. Permette di valutare il controllo dell'equilibrio e la stabilità posturale, contribuendo all'identificazione e alla gestione dei disturbi dell'equilibrio. La misurazione del CoP può fornire informazioni sui meccanismi alla base del controllo posturale e aiutare a identificare le persone a rischio di caduta, consentendo di adottare misure preventive.

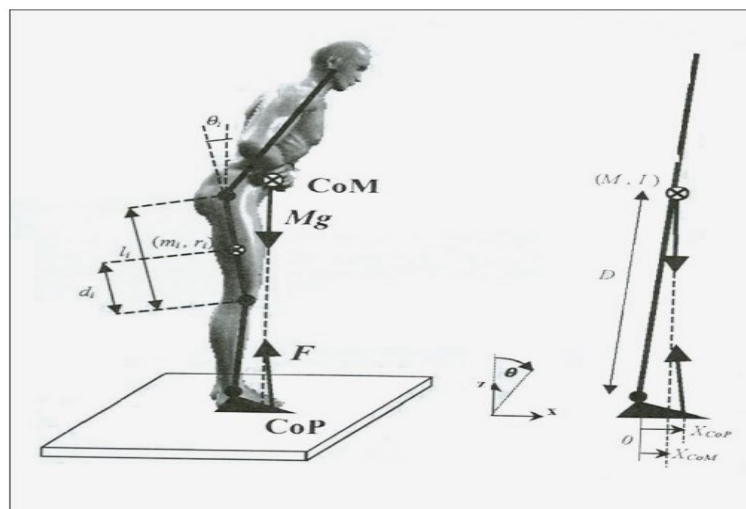


Figura 1.2: Rappresentazione della scomposizione delle forze del CoP.

Il tracciato del CoP viene registrato utilizzando piattaforme di forza, che tracciano il punto di applicazione delle forze di reazione al suolo risultanti sotto i piedi. Il segnale risultante, chiamato stabilogramma, viene spesso analizzato

utilizzando le sue variazioni unidimensionali nella direzione medio laterale (ML) o anteroposteriore (AP), o le sue variazioni bidimensionali [10].

Dalle coordinate delle traiettorie lungo le direzioni ML e AP si possono calcolare le variabili principali del centro di pressione che sono: le variabili di posizione, dinamiche e di frequenza.

Le variabili di posizione dipendono dalle posizioni del CoP e non richiedono la conoscenza dei suoi spostamenti locali. Di conseguenza, questi descrittori possono catturare caratteristiche della dispersione della traiettoria o di una posizione favorita per il punto di appoggio dei piedi, e non hanno gli aspetti dinamici del segnale, ignorando quindi la natura temporale dei dati.

Tra le variabili di posizione le più influenti sono: la distanza media, che rappresenta la distanza media del centro di pressione in un certo periodo di tempo, la quale tende a diminuire monotonicamente più aumenta la distanza tra i piedi sulla pedana barometrica, variazioni brusche della distanza media possono essere indicative di cambiamenti nella stabilità posturale.

Oltre alla distanza media, un'altra variabile di posizione significativa è l'area dell'ellisse di confidenza al 95%, detta anche "area di oscillazione", che consiste nell'ellisse più piccola che copre il 95% dei punti del diagramma CoP (Figura 1.3).

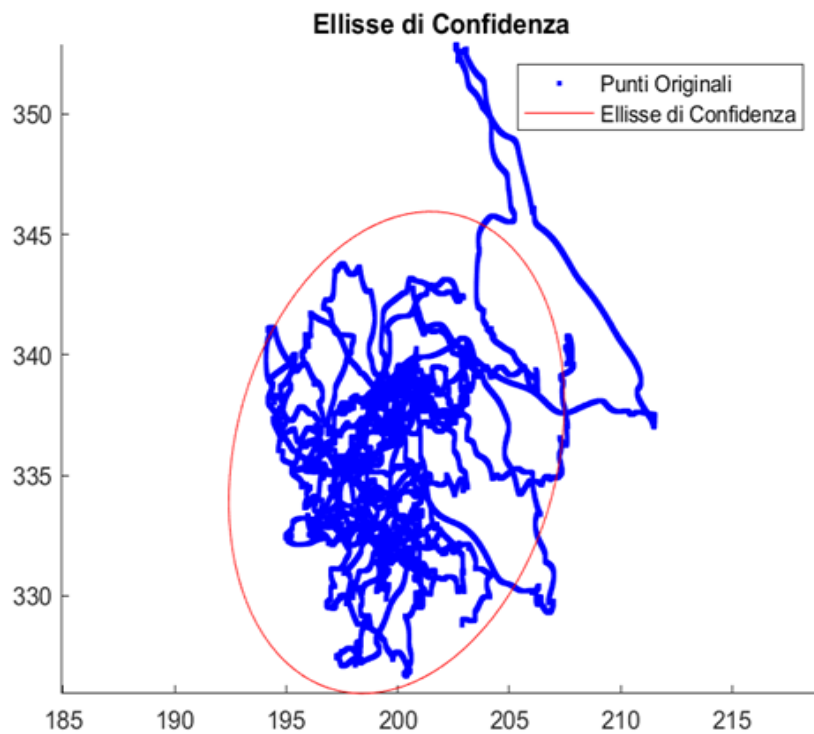


Figura 1.3: Rappresentazione dell'ellisse di confidenza al 95%

Le variabili dinamiche sono descrittori basati sugli spostamenti locali della traiettoria del CoP, la maggior parte di questa ruota intorno alla quantificazione della velocità del segnale.

Le variabili principali sono: la velocità media, equivalente alla lunghezza di oscillazione normalizzata, nota anche come “sway path” considerata come una delle più affidabili, soprattutto nella direzione AP. È stato dimostrato che questa variabile è influenzata dalle alterazioni posturali legate all'età, sia in condizioni di occhi aperti che di occhi chiusi ed è predittiva del rischio di caduta [11].

Per un intervallo di campionamento costante, la velocità media è definita come la somma delle distanze tra i punti consecutivi, divisa per la durata della registrazione.

Un'altra variabile dinamica molto importante è l'area di oscillazione al secondo viene calcolata sommando l'area dei triangoli i cui vertici sono due punti consecutivi della traiettoria e la posizione media del CoP. Più è grande quest'area, più il soggetto è instabile, l'area di oscillazione è rappresentata nella

Figura 1.4, dove X_n rappresenta le coordinate dell'oscillazione medio laterale, mentre Y_n le coordinate dell'oscillazione antero posteriore, mentre S_n è lo spostamento nel tempo della durata del segnale.

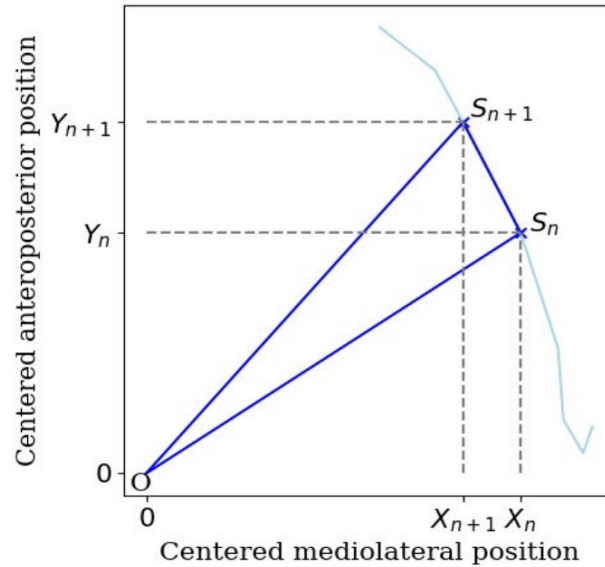


Figura 1.4: L'area dell'oscillazione al secondo, somma l'area dei triangoli successivi $(OS)_n S_{n+1}$ (in blu) formati, a ogni tempo n , dai punti del segnale e dal centro della traiettoria O .

La categoria delle variabili di frequenza include le variabili utilizzate per descrivere la densità spettrale di potenza della traiettoria del CoP. Come le variabili dinamiche, questi descrittori sono influenzati dalla frequenza di campionamento della piattaforma di forza e dalla preelaborazione del segnale.

Con questo tipo di variabili è possibile calcolare il contenuto energetico del segnale in particolari bande di frequenza coinvolte nella valutazione del controllo posturale, il contenuto di energia (in direzione AP) negli intervalli 0.3-0.45 Hz, 0.6-0.75 Hz e 1.05-1.20 Hz, mentre nella direzione ML negli intervalli 0.30-0.45 Hz, 0.45-0.60 Hz e 0.75-0.90 Hz [12]. Questi intervalli sono probabilmente legati ad eventi fisiologici come il respiro ed il battito cardiaco, utili per poter classificare con la densità spettrale di potenza (PSD) le variazioni tra soggetti normali e patologici come quelli affetti da Parkinson, Alzheimer o da soggetti anziani affetti da neuropatologie [12].

Altri studi hanno proposto intervalli più ampi per concentrarsi sulle basse frequenze (tra 0 e 2 Hz) e sulle alte frequenze (2-5 Hz) [13].

Nello specifico, le oscillazioni medio laterali sono i movimenti laterali del CoP lungo l'asse medio laterale, mentre quelle antero posteriori sono caratterizzate da movimenti in avanti e all'indietro, entrambe sono fondamentali per chiarire la stabilità di un individuo in condizioni statiche o dinamiche. Una loro grande variazione designa possibilità di perdita dell'equilibrio, inoltre nel test di Romberg (esame per diagnosticare i disturbi dell'equilibrio) cospicue oscillazioni antero-posteriori indicano la presenza di atassia sensoriale periferica, mentre grandi oscillazioni medio-laterali caratterizzano una possibile atassia vestibolare centrale.

1.2.1 Il Sistema visivo, vestibolare e somatosensoriale

Le tre principali strutture anatomiche legate all'equilibrio sono: la vista, la funzione vestibolare e quella somatosensoriale.

L'organizzazione di questi sistemi rappresenta un fenomeno complesso che si basa sull'acquisizione, l'integrazione e l'elaborazione di un flusso continuo di informazioni.

Queste informazioni riguardano le perturbazioni che il corpo subisce, la posizione reciproca che i vari segmenti corporei occupano nello spazio in rapporto alla forza di gravità e all'ambiente circostante (input sensoriali).

La maggior parte dei circuiti neuronali responsabili dell'organizzazione e della coordinazione del movimento si trova principalmente nel tronco encefalico e nel midollo spinale, integrano le informazioni provenienti da diversi tipi di recettori sensoriali e svolgono le funzioni posturali automatiche contribuendo a mantenere l'equilibrio e la stabilità del corpo senza richiedere un intervento consapevole.

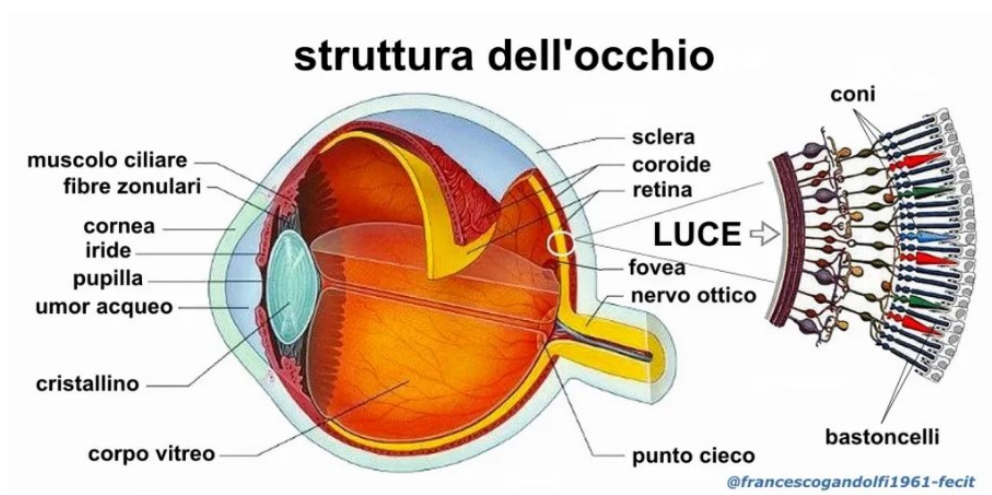


Figura 1.5: Struttura anatomica dell'occhio.

La vista costituisce la principale sorgente della sensazione cinestetica [14]. L'occhio visibile in figura 1.5, è al tempo stesso organo esterocettivo, attraverso la funzione retinica (i recettori sensoriali sono i fotorecettori rappresentati dai coni e bastoncelli della retina, che inviano all'encefalo informazioni sull'ambiente esterno) ed organo propriocettivo legato sia all'attività dei muscoli estrinseci oculari e sia alle vie che controllano i muscoli del collo, della spalla e dell'occhio. La vista svolge un ruolo cruciale nell'equilibrio e nella postura attraverso una complessa interazione tra processi neurologici e meccanici.

Dal punto di vista neurologico, esistono collegamenti diretti tra il sistema visivo e le strutture coinvolte nella regolazione della postura, come il vestibolo, il cervelletto e le aree cerebrali frontali e parietali.

Dal punto di vista meccanico, i muscoli estrinseci dell'occhio sono parte della catena propriocettiva posturale, che include anche i muscoli facciali e del collo. Ogni variazione nella tensione dei muscoli oculari estrinseci può influenzare la postura, generando adattamenti lungo tutta la catena muscolo-connettivale fino all'appoggio plantare. Pertanto, problemi visivi possono causare disturbi posturali, poiché una perdita dell'allineamento visivo può portare a rotazioni o inclinazioni della testa per mantenere una visione nitida.

Il sistema oculomotorio deve controllare la posizione e la velocità delle immagini sulla retina per garantire una visione chiara e una percezione accurata dell'ambiente circostante.

In sintesi, la relazione tra visione e postura è cruciale per assicurare un funzionamento ottimale della percezione visiva e del controllo posturale, coinvolgendo una complessa interazione tra processi neurologici e meccanici.

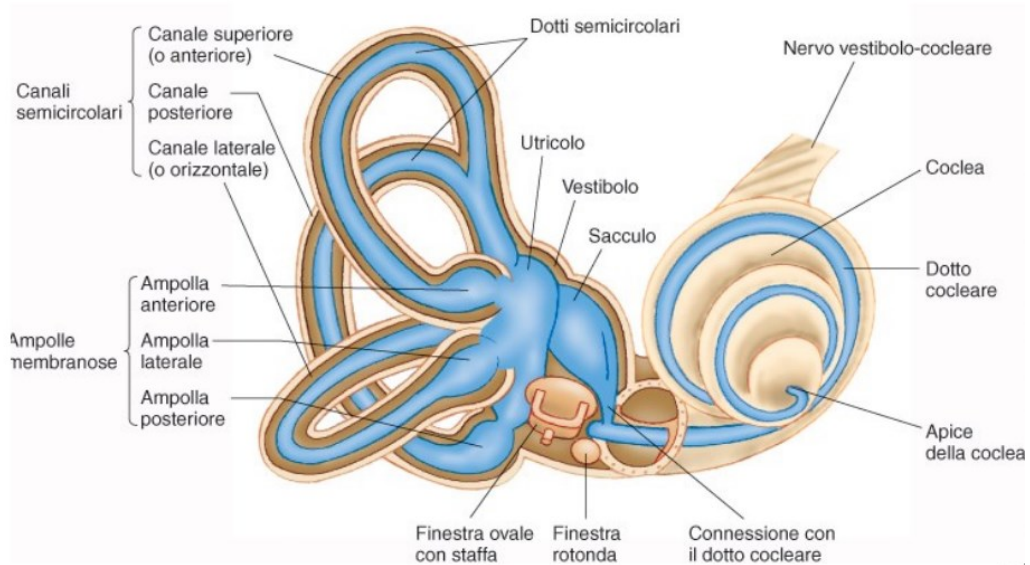


Figura 1.6: Rappresentazione anatomica del sistema vestibolare (<https://www.corsi.univr.it/>).

Il sistema vestibolare rappresentato in Figura 1.6, è costituito dagli organi vestibolari periferici nell'orecchio interno e dalle relative proiezioni del sistema nervoso centrale estese al cervelletto, al tronco cerebrale, al sistema limbico, al talamo e alla corteccia.

È situato in profondità nell'osso temporale (rocca petrosa), dietro l'orecchio interno. Il canale cocleare della chiocciola (coclea), infatti, è in collegamento con un rigonfiamento colmo di endolinfa, il sacculo. Al suo interno sono inoltre presenti dei microcristalli (otoliti, statoconi) che consentono ai recettori sensoriali, posti nella parete del sacculo, di percepire l'accelerazione verticale (quella, ad esempio, che si prova salendo in ascensore). Esso è inoltre sensibile a suoni a bassa frequenza (sotto i 500 Hz) e alto volume (superiori ai 100 decibel) che quindi stimolano il movimento.

Il sacculo è, a sua volta, in comunicazione con un'altra vescicola, l'utricolo, che, tramite lo stesso meccanismo, fornisce informazioni sull'accelerazione orizzontale (ad esempio quella subita su un'auto).

I recettori sensoriali dei canali semicircolari percepiscono i movimenti rotatori di testa e corpo (accelerazioni angolari), questi sistemi, tutti insieme,

forniscono al cervello informazioni sulla posizione della testa e del corpo nello spazio. In particolare, sembra che solo il sistema otolitico (sacculo e utricolo) partecipi alla regolazione posturale fine (influenzando il tono muscolare), mentre il sistema semicircolare intervenga esclusivamente nell'equilibrio dinamico.

Le informazioni arrivano ai nuclei vestibolari, situati nel tronco encefalico, che rappresentano il vero organo dell'equilibrio. Ad essi, infatti, giungono le informazioni di tutti i recettori sensoriali posturali (vestibolo, esterocettori cutanei, propriocettori ed esterocettori visivi) e qui vengono elaborate, assieme alla sostanza reticolare e sotto il controllo del cervelletto, oltre che della corteccia cerebrale, consentendo al sistema dell'equilibrio di svolgere il suo compito, ossia di garantire il corretto assetto posturale sia statico che dinamico.

A differenza dell'elaborata e complessa informazione derivante dagli esterocettori cutanei e dai propriocettori, l'orecchio e l'occhio trasmettono all'encefalo una percezione diretta dell'ambiente esterno. Affinché le informazioni derivanti dal sistema vestibolare possano essere interpretate dal sistema posturale, devono essere costantemente comparate e integrate con quelle derivanti dagli altri recettori periferici (visivi, cutanei e propriocettori), in particolare con quelle pressorie derivanti dal piede, unico riferimento fisso nella stazione eretta.

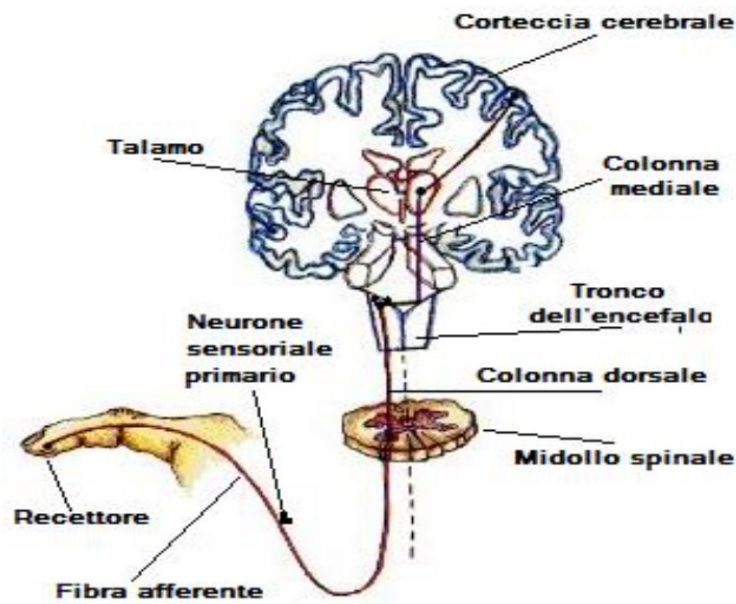


Figura 1.7: Sistema somatosensoriale (<https://altrimondi.altervista.org/il-sistema-somatosensoriale/>).

Nessun canale può fornire un'accurata informazione relativa al centro di massa e al movimento del corpo, mentre sono di competenze del sistema somatosensoriale mostrato in Figura 1.7, tutte le indicazioni relative alle superfici, alla dimensione del piano di appoggio e alla ripartizione del carico corporeo sugli appoggi. Le informazioni provenienti da questo sistema vengono pesate in rapporto al loro grado di affidabilità. Quando il SNC riceve informazioni contraddittorie, ricerca nuovi dati da tutti i sistemi accessibili, ad esempio, nel controllo della postura e dell'equilibrio, la funzione aptica (tattile) della mano è utilizzata per migliorare l'equilibrio. In condizioni normali il SNC dà più peso alle informazioni del canale somatosensoriale con particolare riferimento al canale propriocettivo. Sherrington e coll. (1909), definiscono la propriocezione come l'insieme dei segnali nervosi che si originano durante il movimento dei muscoli stessi, grazie alla presenza di recettori specifici, quali fusi neuromuscolari ed organi tendinei del Golgi. Si tratta di un flusso di informazioni fondamentale non solo per aggiornare il cervello su ciò che accade, ma soprattutto per mantenere attivo l'intero sistema motorio inclusi muscoli ossa

ed articolazioni. I propriocettori, sensibili all'allungamento si distribuiscono nella totalità del tessuto muscolare.

Il sistema propriocettivo contribuisce anche alla rappresentazione dell'asse verticale soggettivo, rilevando le forze di carico generate dai propri recettori dalla forza di gravità, esso è integrato dalle informazioni pressorie registrate dai meccanocettori presenti a livello plantare al variare del Centro di Massa corporeo.

1.2.2 Ruolo della trasformata Wavelet discreta nell'analisi del CoP

Una wavelet è una funzione reale che rappresenta un disturbo simile ad un'onda localizzato in un intervallo limitato del suo dominio.

Nella trasformata wavelet (WT), il segnale viene decomposto utilizzando una famiglia di funzioni, le quali, singolarmente, sono la versione scalata e traslata della funzione wavelet originale, chiamata wavelet madre.

Il fattore di scala permette di dilatare o contrarre la wavelet: a fattori bassi di scala (che significa wavelet contratta), la WT possiede una buona risoluzione nel tempo, a scapito di quella in frequenza; vale il viceversa, a fattori di scala elevati (che significa wavelet dilatata) la WT presenta una buona risoluzione in frequenza e peggiore risoluzione nel tempo. Esiste, quindi, una relazione frequenza-scala, per cui la WT permette di avere una buona risoluzione in frequenza alle basse frequenze, ma, contemporaneamente, una buona localizzazione temporale alle alte frequenze [15]. Quindi, è possibile effettuare una decomposizione del segnale multirisoluzione, ovvero si decompone iterativamente il segnale a risoluzioni diverse, ciascuna corrispondente ad un differente valore di scala, per tutta la sua lunghezza. Come risultato si avrà una collezione di rappresentazioni tempo frequenza del segnale, o sarebbe meglio dire tempo-scala, tutte ad una differente risoluzione. Tale approccio, offre la possibilità di studiare discontinuità, aperiodicità e altre caratteristiche non stazionarie del segnale [16]. Infine, esistono una gran varietà di funzioni wavelet, con forme e proprietà differenti, che meglio si possono adattare alle caratteristiche del segnale che si vogliono rilevare. Per esempio, se si vuole fare uno studio in cui è importante preservare l'energia del segnale, esistono delle funzioni wavelet idonee che presentano la proprietà di ortogonalità. Invece, se si vogliono discernere caratteristiche del segnale molto ravvicinate, è appropriato utilizzare funzioni con oscillazioni molto strette; se si vuole operare una compressione di un segnale, o di un'immagine, si potrebbe prendere in considerazione l'utilizzo di wavelet bi-ortogonali.

Alcune delle principali famiglie di wavelet sono visibili in Figura 1.8.

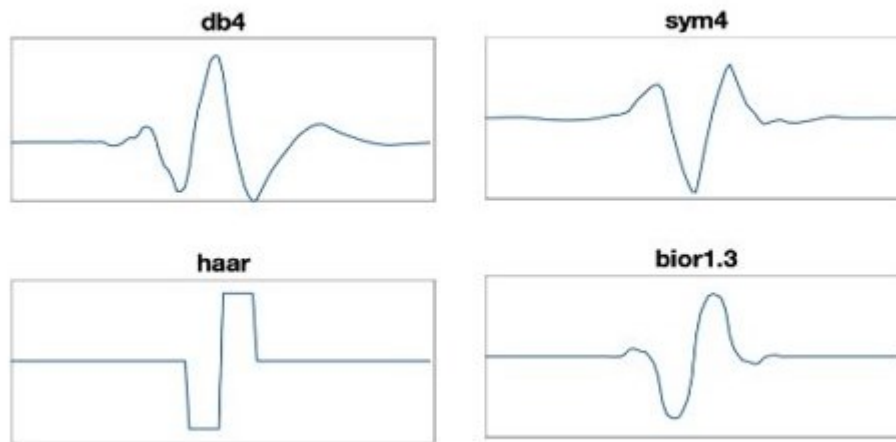


Figura 1.8: Alcune delle principali Wavelet Discrete, tra cui Daubechies, Symlet, Haar e Wavelet Biortogonale.

La trasformata wavelet discreta (DWT), formulata da Strömberg (1983), è una wavelet che prevede la discretizzazione dei parametri di scala e la traslazione; ha ispirato una vasta ricerca per studiare le serie temporali, è un importante strumento per l'analisi e l'elaborazione dei segnali, estremamente efficiente in diversi campi di applicazione come la compressione e il denoising e in generale quando si ha a che fare con segnali non stazionari come le immagini.

Lo studio di "Sym et al." [17] ha effettuato un'analisi degli aspetti del sistema sensoriale di soggetti affetti da AIS comparandoli con i controlli, per valutare la stabilità posturale in condizioni statiche.

Sono stati reclutati 57 soggetti di cui 32 AIS senza alcun trattamento chirurgico, fisioterapico e senza patologie neurologiche, di un'età compresa tra i 14 e 17 anni.

I segnali del CoP che sono stati analizzati, appartengono all'oscillazione AP, e durante l'acquisizione i soggetti erano in posizione statica sopra la pedana di

forza prima ad occhi aperti e poi ad occhi chiusi, al fine di analizzare le differenze del sistema vestibolare e somatosensoriale in assenza di informazioni visive.

Nello studio è stata utilizzata la DWT per decomporre il segnale composto da frequenze alte e basse, consentendo di interpretare gli effetti dei tre sistemi sensoriali (visivo, vestibolare e somatosensoriale) sul mantenimento della stabilità posturale attraverso la scomposizione del segnale CoP [17].

L'obiettivo è stato quello di analizzare le variazioni dell'energia di ciascun livello di decomposizione della trasformata Wavelet sui segnali del CoP, a cui corrispondono determinate frequenze.

Le frequenze sulle quali si sono focalizzati sono state le basse frequenze tra 0 Hz e 1 Hz.

Questo intervallo si divide a sua volta in tre bande di frequenze, quelle basse al di sotto dello 0.1 Hz sono legate al controllo visivo e sono dominanti nella postura in equilibrio indisturbato, le frequenze medio basse sono invece nella banda tra 0.1-0.5 Hz e risultano sensibili allo stress vestibolare e ai disturbi dell'equilibrio.

Le frequenze medio alte (0.5-1.0 Hz) riflettono l'attività somatosensoriale e i riflessi posturali mediati dalle estremità inferiori del corpo.

I picchi di frequenza oltre 1 Hz sono spesso indotti da disfunzioni del sistema nervoso centrale e nel nostro caso non sono importanti dato che i soggetti in esame ne sono privi [18].

Maggiore è il contenuto energetico in una determinata banda, più sarà coinvolta una delle zone del sistema di controllo dell'equilibrio appartenente a quella precisa banda di frequenze.

I risultati mostrano un aumento del rapporto di energia della zona vestibolare e somatosensoriale per gli AIS, e una diminuzione del rapporto dell'energia per le frequenze della zona visiva ad occhi chiusi.

A dimostrazione del fatto che gli AIS possiedono una grande dipendenza dai sistemi vestibolari e somatosensoriali per mantenere la loro stabilità posturale rispetto ai controlli.

1.3 Scopo della ricerca

Lo scopo della tesi è quello di analizzare i parametri più rilevanti del centro di pressione che descrivono l'instabilità dei soggetti con scoliosi idiopatica rispetto ai controlli ad occhi aperti e chiusi, con e senza l'impiego della superficie in gommapiuma.

Si è valutata quantitativamente la stabilità posturale in posizione eretta di soggetti adolescenti con scoliosi idiopatica (AIS) e in soggetti sani (CTRL) in relazione a tre sistemi sensoriali (visivo, vestibolare e somatosensoriale) testando l'equilibrio dei soggetti in quattro condizioni: ad occhi aperti e ad occhi chiusi, con e senza la superficie di gommapiuma.

Per rispondere a tale quesito, è stata utilizzata la trasformata Wavelet discreta per valutare l'energia contenuta nelle oscillazioni medio laterali e antero posteriori del centro di pressione.

Questo approccio mira a fornire una valutazione più chiara dei processi neuromuscolari impiegati dall'individuo nella ricerca dell'equilibrio posturale a seguito della deformazione morfologica della colonna vertebrale.

CAPITOLO 2: MATERIALI E METODI

2.1 Selezione dei partecipanti e criteri di inclusione/esclusione

Sei soggetti con scoliosi selezionati per condurre l'esperimento includono adolescenti di età compresa tra i 12 e 15 anni, con diagnosi confermata di lieve (angolo di Cobb compreso tra 10° e 20°), e moderata (angolo di Cobb tra 21° e 35°) scoliosi idiopatica, prive di qualsiasi intervento chirurgico alla spina dorsale (Tabella 2.1).

ID	ETA'	PESO	ALTEZZA	BMI	ANGOLO DI COBB
AIS01	14 anni	50 Kg	1.65 m	18.37	35°
AIS03	14 anni	50 Kg	1.66 m	18.14	22°
AIS04	14 anni	58 Kg	1.63 m	21.83	38°
AIS05	15 anni	48 Kg	1.54 m	20.24	27°
AIS06	13 anni	46 Kg	1.73 m	20.24	14°
AIS07	11 anni	43 Kg	1.55 m	15.37	16°

Tabella 2.1: Tabella dei soggetti AIS.

Le acquisizioni sono state effettuate presso il Centro diagnostico e terapeutico per le malattie della colonna vertebrale dell'adolescenza dell'Azienda Ospedaliera Universitaria di Padova.

Inoltre, sono stati reclutati sei soggetti di controllo sani di età compresa tra i 24 e i 26 anni, privi di patologie della colonna vertebrale o muscolo scheletriche.

Per entrambi i gruppi, i soggetti inclusi non riportano patologie neurologiche e non assumono regolarmente farmaci con effetti sul sistema nervoso centrale.

I tutori dei soggetti, essendo minorenni, hanno fornito il consenso per le analisi in formato scritto, dopo aver preso visione delle informazioni dettagliate sullo scopo, i potenziali rischi e benefici dello studio che vengono fornite agli adolescenti e ai loro genitori prima della registrazione, nonché il loro diritto di ritirarsi in qualsiasi momento senza conseguenze negative.

2.2 Setup sperimentale

Il segnale viene acquisito in quattro condizioni: (1) stazione eretta su superficie stabile con gli occhi aperti, (2) stazione eretta su superficie stabile con gli occhi chiusi, (3) stazione eretta su superficie instabile (base di appoggio di gomma piuma) con gli occhi aperti e (4) stazione eretta su superficie instabile (base di appoggio di gomma piuma) con gli occhi chiusi.

Durante i compiti ad occhi aperti, al soggetto viene chiesto di fissare un punto davanti a sé, si attendono alcuni istanti affinché si stabilizzi nella posizione e poi si fa partire la registrazione che dura circa 30 secondi.

L'utilizzo di una superficie instabile come la gommapiuma permette di valutare l'adattamento del soggetto nella ricerca dell'equilibrio attraverso una superficie destabilizzante.

In condizioni normali, l'equilibrio è mantenuto principalmente attraverso una strategia della caviglia per mantenere il centro di pressione (CoP) sulla base di appoggio. Superfici instabili, come la gommapiuma, possono causare perdita di equilibrio con conseguente aumento delle oscillazioni del Cop [19].

Nei compiti ad occhi aperti il sistema visivo è attivo e fornisce informazioni sul posizionamento del corpo nello spazio, valutando la capacità del sistema visivo di contribuire al controllo posturale [20].

Nei compiti ad occhi chiusi, il sistema visivo viene escluso lasciando solo il sistema vestibolare e somatosensoriale come principali fonti di informazioni per il sistema posturale.

Confrontando i risultati di queste due condizioni è possibile ottenere informazioni più dettagliate sulle capacità di equilibrio del paziente e sull'eventuale predominanza di un sistema sensoriale rispetto agli altri nel mantenimento dell'equilibrio. Inoltre, il compito ad occhi chiusi può essere più sensibile nel rilevare eventuali disfunzioni o compromissioni nel sistema vestibolare o somatosensoriale, poiché richiede una maggiore integrazione e dipendenza da tali sistemi sensoriali per mantenere l'equilibrio.

Durante l'esecuzione di tutti i compiti, i soggetti sono posizionati su una pedana di forza, costituita da un basamento rigido ed indeformabile, che consente al soggetto di applicare la forza al suolo senza dispersioni.

Le pedane di forza possono essere dotate di estensimetri, più frequenti in passato o da trasduttori piezoelettrici, i primi sono sensori di deformazione che misurano la variazione di lunghezza o la deformazione di un materiale soggetto a sforzo. Quando un soggetto subisce una forza, la sua forma può cambiare e gli estensimetri rilevano questi cambiamenti convertendoli in segnali elettrici misurabili.

I trasduttori piezoelettrici invece, sono dispositivi che sfruttano l'effetto piezoelettrico attraverso materiali come ad esempio le ceramiche, dotati di piezoelettricità per convertire lo stress o le deformazioni meccaniche in segnali elettrici.

La pedana di forza utilizzata per l'esperimento è la: FP 4060-10-™ di Bertec, larga 400 mm e lunga 600 mm; tramite il software Nexus 2.14 vengono acquisiti i dati del CoP.

Il modello FP 4060-10-TM di Bertec è ampiamente usato per le analisi dell'andatura, dell'equilibrio, del salto, della corsa e molti altri movimenti [21].

La tecnologia degli estensimetri, l'elettronica all'avanguardia, il design meccanico innovativo e la produzione di qualità hanno creato pedane di forza di capacità superiori, adatte a un'ampia gamma di applicazioni.

Ciascuna pedana di forza è costituita da trasduttori di carico ad estensimetri di precisione che misurano con accuratezza sei componenti: tre forze ortogonali e i momenti intorno a ciascun asse.

Ogni pedana contiene un amplificatore di guadagno digitale a 16 bit e un'unità di condizionamento del segnale, che rendono obsoleto l'uso di matrici di calibrazione.

Il segnale è collegato con sette uscite singole a filo nudo all'unità di acquisizione del sistema Vicon il cui software gestisce l'acquisizione di dati sincrona da diversi tipi di strumentazione, incluse le pedane di forza.

L'applicazione Vicon Nexus quindi si collega, controlla, calibra, raccoglie ed elabora i dati dei sistemi di movimento 3D Vicon. Il software consente inoltre

l'integrazione e l'acquisizione sincronizzata da videocamere e altre apparecchiature scientifiche utilizzate nell'analisi clinica della deambulazione e nella biomeccanica sportiva.

Per convenzione si è scelto di assumere come positive le oscillazioni del CoP medio laterali 'x' verso sinistra, e come positive quelle antero posteriori 'y' con la freccia all'indietro.

I dati sono stati acquisiti e salvati in un file .CSV e suddivisi in 'x' e 'y'. La durata dell'acquisizione variava tra i soggetti, quindi si è deciso di standardizzare a 30 s poiché è noto che acquisizioni inferiori ai 30 s possono non essere rappresentative delle oscillazioni reali del CoP [22].

2.3 Estrazione dei parametri

I segnali sono stati acquisiti con una frequenza di campionamento di 2000 Hz.

L'elaborazione e l'analisi dei dati è stata condotta utilizzando il software Matlab 2023a.

I segnali sono stati filtrati con un filtro passa basso di Butterworth di quarto ordine con frequenza di taglio pari a 12.5 Hz (Figura 2.1).

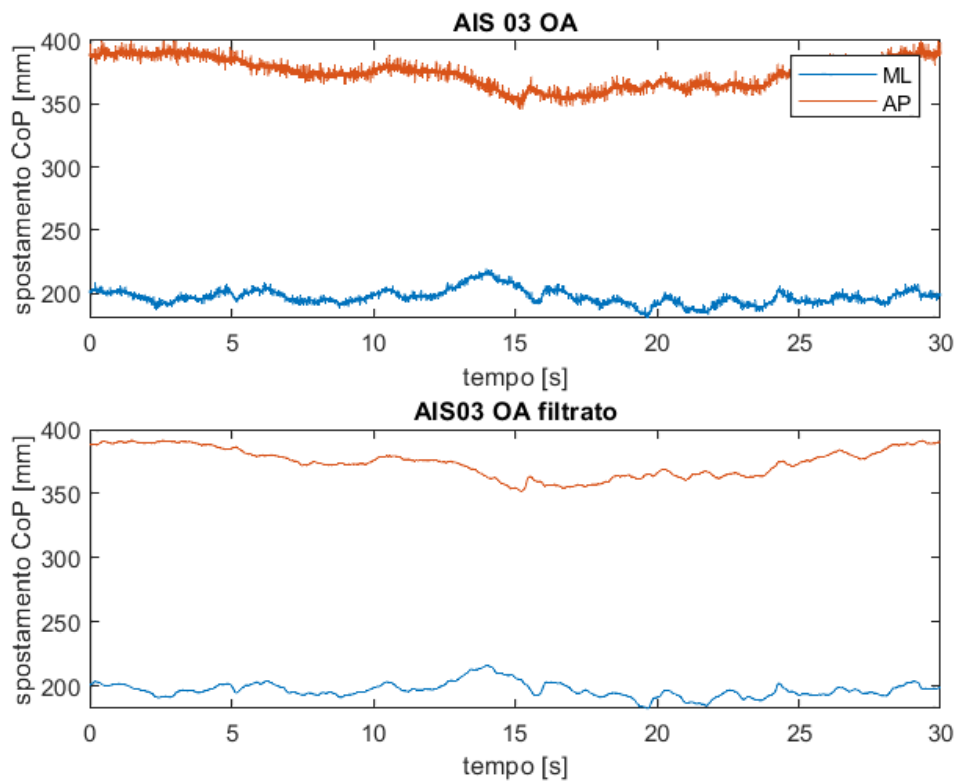


Figura 2.1: Segnale CoP grezzo e filtrato con il filtro passa basso di Butterworth con frequenza di taglio a 12.5 Hz.

I parametri posturografici che si è scelto di analizzare esprimono numericamente la grandezza del gomito corrispondente al percorso registrato dal CoP, e comprendono: la distanza media del CoP dal centro della traiettoria,

lo Sway Path, la Sway Area al secondo, l'area dell'ellisse, l'inclinazione dell'asse maggiore dell'ellisse, e le rispettive lunghezze degli assi.

- *La distanza media*: corrisponde alla media aritmetica della traiettoria del CoP

prima di essere centrata. È stata calcolata sia per l'oscillazione medio laterale (ML) che per quella antero-posteriore (AP), si misura in mm ed è fondamentale per il calcolo dei parametri successivi.

$$1) \text{ ML MEDIO: } \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N ML$$

$$2) \text{ AP MEDIO: } \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N AP$$

N rappresenta il numero totale dei campioni, che nel nostro caso è 60.000, per i segnali acquisiti con frequenza di campionamento pari a 2000 Hz, e 30.000 per i segnali acquisiti con una frequenza di campionamento di 1000 Hz.

- *Lo Sway Path*: è la velocità media del moto del CoP calcolata come il rapporto tra la lunghezza complessiva della traiettoria ed il tempo utilizzato a percorrerla. Si misura in mm/s.

$$3) \text{ SWAY PATH: } \sum_n \frac{\sqrt{(X_{n+1}-X_n)^2+(Y_{n+1}-Y_n)^2}}{T}$$

La variabile T è la lunghezza della durata del segnale in secondi

- n è il numero dei singoli campioni,
- X è la distanza media medio laterale,
- Y è la distanza media antero posteriore.

- *L'Area di Sway al secondo*: rappresenta l'area media circoscritta dal CoP per ogni intervallo di tempo di 1s.

L'area di oscillazione per secondo viene calcolata aggiungendo l'area dei triangoli i cui vertici sono due punti consecutivi della traiettoria del CoP e la posizione media, si misura in $\frac{mm^2}{s}$.

4) AREA DEL SWAY AL SECONDO: $(1/2T) * \sum_{n=1}^{N-1} |X_{n+1}Y_n - X_nY_{n+1}|$

➤ *Area dell'Ellisse e Assi:* misura l'area dell'ellisse di confidenza che racchiude il 95% dei punti della traiettoria del CoP e la lunghezza degli assi dell'ellisse (asse maggiore e asse minore);

L'area dell'ellisse è una misura della quantità di movimento del CoP, mentre l'allineamento dei suoi assi (maggiore e minore) permette di misurare la direzione predominante di movimento.

Per quantificare e trovare l'orientamento degli assi dell'ellisse, come prima cosa è stata trovata la media tra tutte le coppie (x, y) di punti del CoP, nonché futuro centro dell'ellisse, poi è stata calcolata la matrice di covarianze di questi valori:

$$\Sigma = \begin{pmatrix} \sigma_x^2 & \sigma_{x,y} \\ \sigma_{x,y} & \sigma_y^2 \end{pmatrix}$$

Rispettivamente $(\sigma_x^2 \sigma_y^2)$ varianza e $(\sigma_{x,y} \sigma_{x,y})$ covarianza lungo x e lungo y.

È necessario trovare un sistema di riferimento in cui la covarianza, ovvero la dipendenza tra i due valori, sia minima e la varianza, ovvero la differenza tra un generico valore (x_i e y_i) e il valore medio, sia massima. Per fare questo la matrice Σ deve essere diagonalizzata. Si deve trovare una base vettoriale per cui la covarianza si annulli ($\sigma_{x,y} = 0$), ovvero:

$$V = \begin{pmatrix} x'_1 & x'_2 & y'_1 & y'_2 \end{pmatrix} \rightarrow V^{-1} \Sigma V = D = \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 & \lambda_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sigma_{X'}^2 & 0 & 0 & \sigma_{Y'}^2 \end{pmatrix}$$

λ_1 e λ_2 sono gli autovalori di Σ . Risulta quindi la seguente equazione vettoriale:

$$\Sigma V = V D$$

La cui soluzione non è nulla solamente se:

$$\det(\Sigma - \lambda_i I_d) = 0 \quad (1)$$

Con Id matrice identità.

Risolviendo la $\det(\Sigma - \lambda_i I_d) = 0$ (1) si ha:

$$\begin{aligned} & |\sigma_x^2 - \lambda_i \quad \sigma_{x,y} \quad \sigma_{x,y} - \sigma_y^2 \lambda_i| \\ \lambda_1 &= \frac{1}{2} \left[(\sigma_x^2 + \sigma_y^2) \pm \sqrt{(\sigma_x^2 - \sigma_y^2)^2 + 4\sigma_{y,x}^2} \right] \\ (\lambda_1 \quad \lambda_2) &= (\sigma_x'^2 \quad \sigma_y'^2) \end{aligned}$$

Con σ_x^2, σ_y^2 varianza lungo x' e y' l'area dell'ellisse, quindi l'area di oscillazione (sway) è stata calcolata nel seguente modo: $Area = \pi ab$
 $\pi \sqrt{\lambda_1 \lambda_2} k^2$, con $k=1.96$, a e b sono i semiassi dell'ellisse.

In Matlab la funzione eig restituisce λ_1, λ_2 e V, da cui è possibile calcolare la lunghezza e l'orientamento dei semiassi dell'ellisse e successivamente la sua area.

- *Inclinazione*: l'inclinazione angolare dell'asse maggiore dell'ellisse rispetto al piano frontale, si misura in gradi ed indica la direzione preferenziale del movimento del CoP.

2.4 Analisi Wavelet

Nell'analisi wavelet si parla di approssimazioni e dettagli, i primi sono le componenti a bassa frequenza del segnale, mentre i secondi sono le componenti a frequenze elevate. Per dividere queste due componenti si usano due filtri: un passa-alto e un passa-basso. Se si filtra una sola volta il segnale d'interesse, si ottengono due segnali differenti: uno estratto dal filtraggio passa-alto, che rappresenta il dettaglio (cioè le variazioni rapide); il secondo ottenuto dal filtro passa-basso, che rappresenta l'approssimazione (cioè l'andamento più grossolano). Tuttavia, il segnale risultante dal filtraggio passa-basso potrebbe contenere ancora dei dettagli, quindi si può procedere ad un'ulteriore fase di filtraggio, ottenendo ulteriori due segnali. Questo processo può essere iterato finché non si ottengono le bande di frequenza desiderate per lo studio in oggetto [23].

Per valutare l'energia nelle diverse bande di frequenza interessate, ovvero le basse frequenze da 0 a 1 Hz, che sono ripartite in tre intervalli (*somatosensoriale: 0.5–1.0 Hz; vestibolare: 0.1–0.5 Hz; visivo: < 0.1 Hz*), è stata utilizzata la DWT sui segnali CoP a media nulla.

Si è scelto di utilizzare una trasformata discreta di Daubechies di quarto ordine [24], perché ha una buona risoluzione nel tempo e nello spazio, e risulta utile quando si vogliono analizzare specifiche componenti in un dato intervallo spaziale.

La selezione della Wavelet rappresenta una decisione cruciale nell'analisi del CoP, e tale scelta dovrebbe essere guidata dalla necessità di garantire dati affidabili e significativi minimizzando la varianza delle differenze energetiche tra le condizioni posturali e attraverso la sensibilità alle specifiche scale temporali [25].

La trasformata wavelet discreta è spesso implementata sfruttando una struttura ad albero, nota come albero di decomposizione, dove ogni suo livello rappresenta una diversa scala di approssimazione o dettaglio.

Poiché l'albero di decomposizione è costruito in modo tale che ogni livello successivo abbia la metà dei campioni del livello precedente, il numero totale di

livelli (o scale) può essere rappresentato dal logaritmo in base due del numero totale dei campioni.

Grazie a questa assunzione possiamo verificare che il numero massimo dei livelli di decomposizione del segnale di 60.000 campioni, campionato a 2000 Hz è di 16 livelli di decomposizione, che consentono di analizzare le frequenze fino a 0.030 Hz (Figura 2.2).

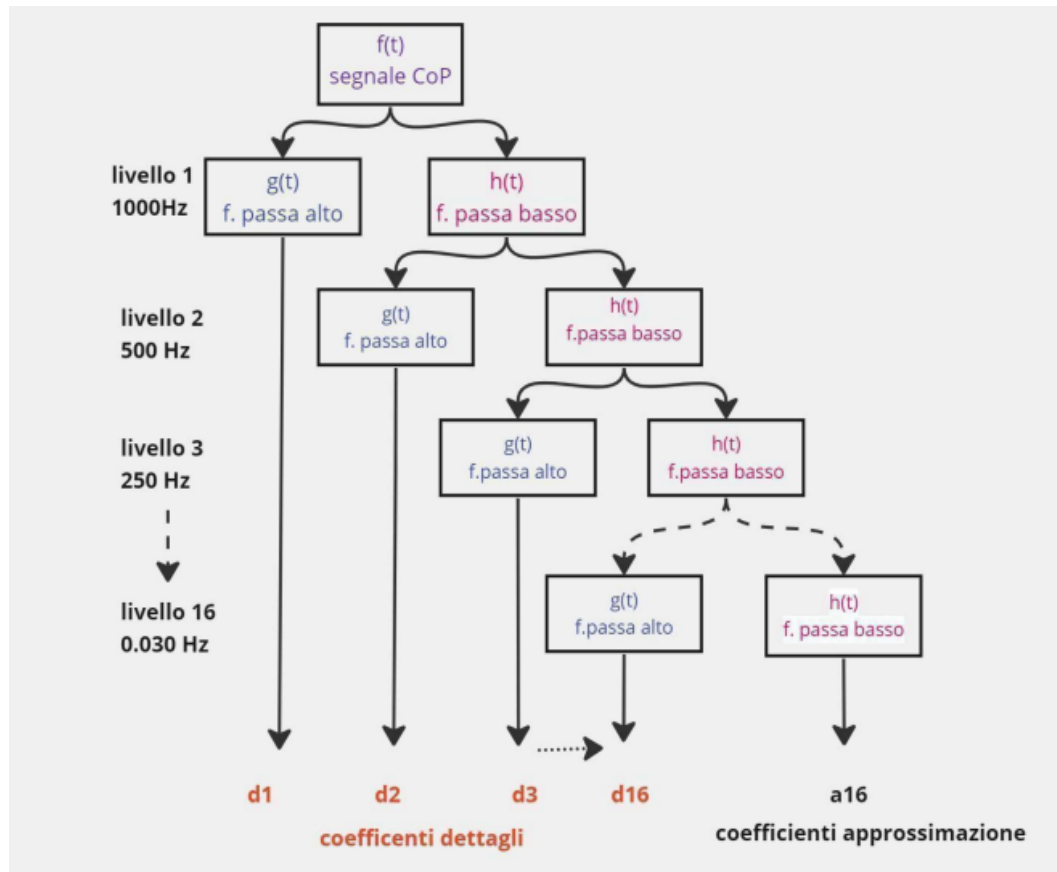


Figura 2.2: Albero di decomposizione della DWT, divisione in 16 livelli di scala.

Si è potuto constatare verificando le frequenze corrispondenti che il dettaglio 12 (D12) rappresenta la zona somatosensoriale, il D13 e il D14 la zona vestibolare, il D15 e il D16 la zona visiva ed infine è presente l'approssimazione, questi sono visibili in Figura 2.3.

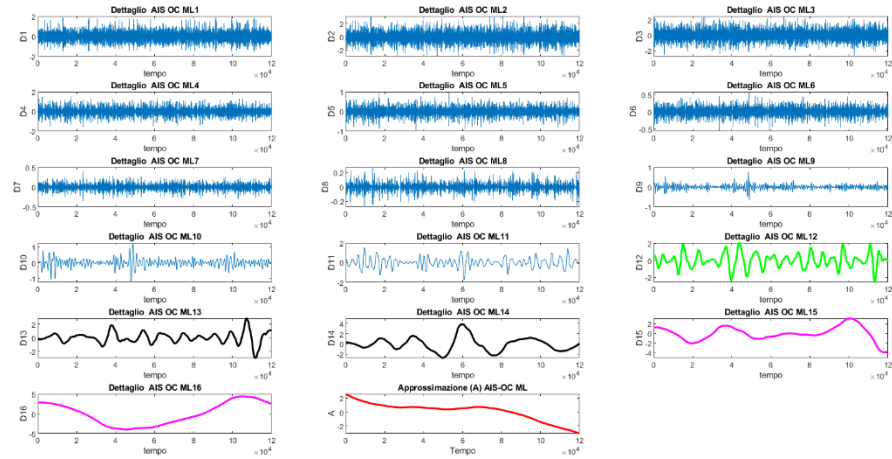


Figura 2.3: Applicazione della DWT al segnale ML del soggetto AIS-03 durante il compito ad occhi chiusi su superficie stabile, D12 in verde rappresenta le frequenze che coinvolgono la zona somatosensoriale, D13, D14 in nero quelle della zona vestibolare e D15, D16 in magenta la zona visiva ed in rosso l'approssimazione.

La DWT può essere decomposta in basse ed alte frequenze di segnale attraverso la funzione di scala ($\phi(j, k)(t)$) e la funzione madre wavelet ($\psi(j, k)(t)$), rispettivamente all' (Eq.(1)).

$$f(t) = \sum_k \sum_j^{\infty} c_{j,k}(t) \phi_{j,k}(t) + \sum_k \sum_j^{\infty} d_{j,k} \Psi_{j,k}(t) \quad (1)$$

In questa equazione c_j, k e d_j, k rappresentano i coefficienti di approssimazione e di dettaglio.

Mentre j e k rappresentano i livelli di decomposizione ($j=1, 2, \dots, j$) e la collocazione discreta del segnale CoP ($f(t)$).

Il segnale del dettaglio ($W(j, k)$) ed il segnale di approssimazione ($S(j, k)$) del segnale CoP sono ottenuti utilizzando le seguenti equazioni (2) e (3):

$$W(j, k) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{j,k}(t) dt \quad (2)$$

$$S(j, k) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \phi_{(j,k)}(t) dt \quad (3)$$

Dopo aver calcolato il segnale del dettaglio e dell'approssimazione è possibile calcolare il contenuto dell'energia di ciascun livello e dell'energia totale, attraverso queste formule;

$$E(j) = \sum_{k=0}^{K(j)} (W(j, k))^2 \quad (4)$$

$$E_T = \sum_{k=0}^{K(j)} (S(j, k))^2 + \sum_{j=1}^J \sum_{k=0}^{K(j)} (W(j, k))^2 \quad (5)$$

Tali indici vengono spesso calcolati per valutare il peso delle componenti in frequenza.

Il livello di decomposizione 'j', che nel nostro caso assume valori compresi tra 1 e 16, viene calcolato considerando le caratteristiche del segnale CoP e della funzione wavelet. Per ogni livello, il segnale CoP viene decomposto applicando un filtro passa alto e uno passa basso (Figura 2.2) [17].

Successivamente è stato calcolato per ciascun dettaglio il rapporto in percentuale tra l'energia del dettaglio ad occhi chiusi (E_{OC}) e ad occhi aperti (E_{OA}) e l'energia totale (E_T), secondo le equazioni:

$$E_{OC}\%(j) = \left(\frac{E_{EC}(j)}{E_T} \right) * 100\% \quad (6)$$

$$E_{OA}\%(j) = \left(\frac{E_{EO}(j)}{E_T} \right) * 100\% \quad (7)$$

CAPITOLO 3: RISULTATI

3.1 Analisi dei parametri

L'analisi dei parametri calcolati si è concentrata principalmente su:

- Sway path
- Sway area
- Area dell'ellisse di confidenza
- Lunghezza degli assi dell'ellisse

Lo sway path, la velocità media del percorso posturografico, è stato calcolato per gli AIS ed i CTRL durante tutte le condizioni. I valori di sway path sono stati rappresentati attraverso dei box plot per compararli (Figura 3.1).

I valori di sway path sono maggiori negli AIS nella condizione “occhi chiusi” rispetto alla condizione “occhi aperti”, soprattutto durante il task svolto sulla superficie instabile.

La mancanza di un riferimento visivo e la presenza della gommapiuma aumentano la destabilizzazione con conseguente aumento dello sway path.

Nella condizione ad occhi aperti con la gommapiuma, il valore di sway path è leggermente maggiore nei CTRL rispetto agli AIS a causa dell'influenza della superficie instabile che genera difficoltà nel controllo dell'equilibrio anche nei soggetti privi della patologia.

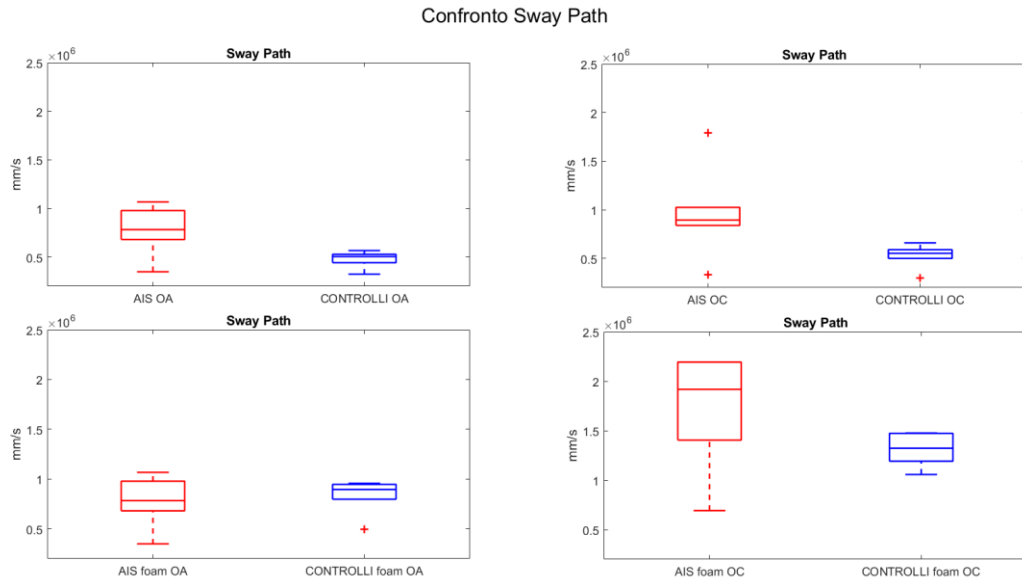


Figura 3.1: Valori di sway path di AIS (box plot in rosso) ed CTRL (box plot in blu) senza e con la gommapiuma (foam), nelle due condizioni ad occhi aperti e chiusi.

È stata analizzata anche l'area di sway al secondo, che corrisponde all'area che racchiude tutti i punti descritti durante le oscillazioni del CoP (Figura 3.2).

Dalla Figura 3.2 si evince che nella condizione ad occhi aperti la sway area è maggiore nei soggetti AIS con e senza la gomma piuma, soprattutto nel secondo caso. Nella condizione ad occhi chiusi, la sway area è sempre maggiore negli AIS rispetto ai CTRL ed in maniera preponderante nell'analisi con la gommapiuma.

Questo indica che in una situazione di maggiore instabilità come per i soggetti AIS la velocità impiegata a ricoprire l'ellisse del CoP è maggiore.

Un soggetto instabile tende ad avere un'area di sway più ampia rispetto ad uno stabile, a causa della sua maggiore sensibilità alle perturbazioni esterne e alla sua difficoltà nel stabilizzarsi.

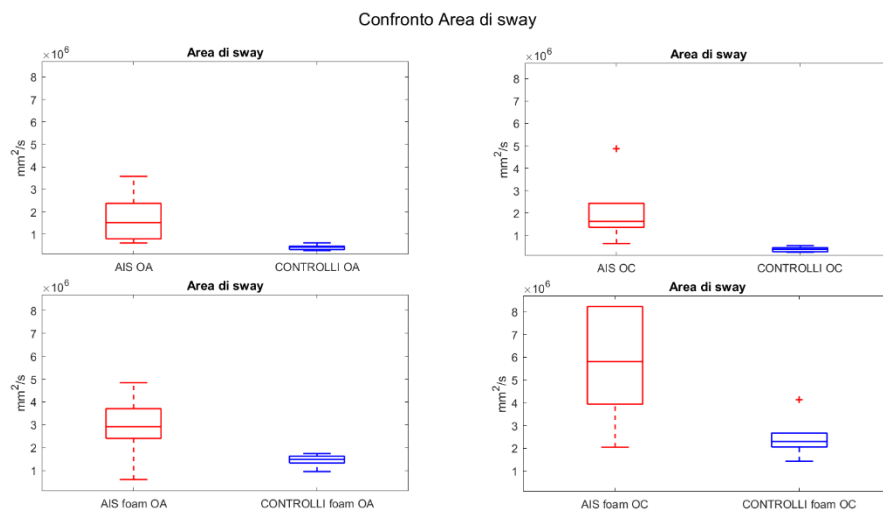


Figura 3.2: Grafici che indicano il confronto tra AIS (box plot in rosso) e CTRL (box plot in blu) senza e con la gommapiuma (foam) nelle due condizioni ad occhi aperti e chiusi.

L'altra analisi dei risultati è stata effettuata sull'area dell'ellisse di confidenza al 95%, minore è l'ellisse di confidenza maggiore è la stabilità posturale.

I confronti tra le ellissi di confidenza sono visibili in Figura 3.3, dove si nota un'area dell'ellisse maggiore nei soggetti AIS, rispetto ai CTRL dovuta all'instabilità che comporta la patologia muscolo-scheletrica.

L'area dell'ellisse degli AIS è maggiore nella condizione ad occhi chiusi, perché la privazione della capacità visiva aumenta la difficoltà nella ricerca dell'equilibrio eliminando il feedback propriocettivo del collocamento del corpo nello spazio.

Fra tutte le condizioni analizzate, si osserva un'area dell'ellisse di confidenza maggiore nei soggetti AIS nella condizione ad occhi chiusi sulla gommapiuma. In tale condizione, oltre alla carenza della percezione visiva, viene introdotto un limite propriocettivo ulteriormente destabilizzante.

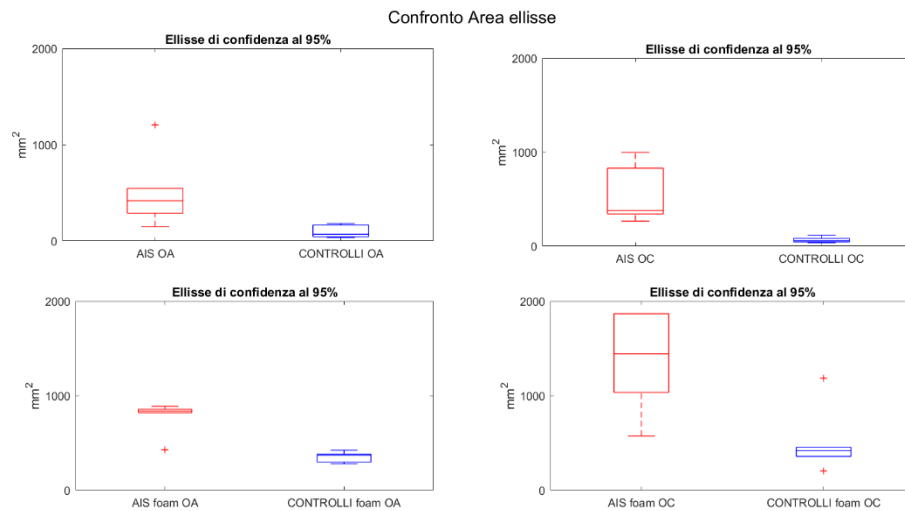


Figura 3.3: Aree dell'ellisse degli AIS e dei CTRL nelle condizioni ad occhi aperti e chiusi, senza e con la gommapiuma (foam).

In Figura 3.4 è mostrata la variazione dell'ellisse di confidenza del soggetto AIS 05 e del CTRL 05 sulla gommapiuma ('foam'), dove si nota una maggiore area dell'ellisse di confidenza nel soggetto AIS a causa della maggiore instabilità.

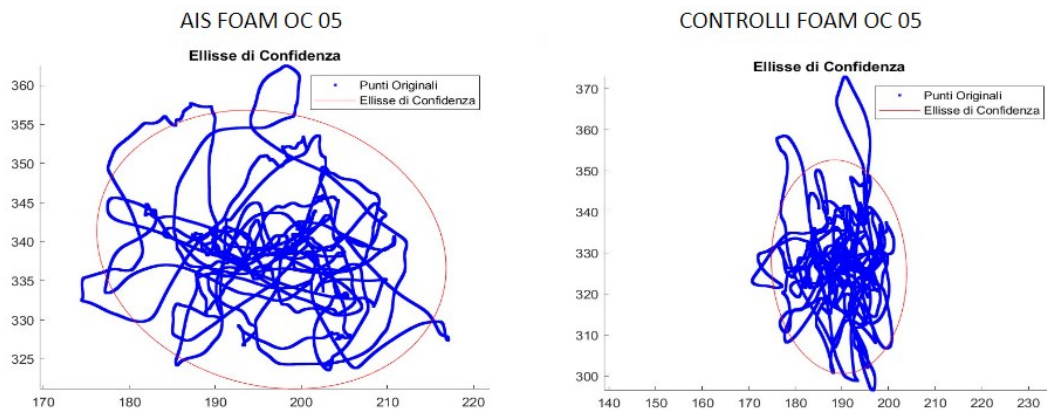


Figura 3.4: Rappresentazione del gomitolo di pressione all'interno dell'ellisse di confidenza nel soggetto AIS 05 (sinistra) e CTRL 05 (destra), nella condizione ad occhi chiusi sulla gommapiuma.

I parametri degli assi dell'ellisse forniscono informazioni sulla variabilità della posizione del centro di pressione.

La lunghezza dell'asse maggiore rappresenta la massima estensione dell'ellisse lungo la direzione in cui la variabilità nella posizione del centro di pressione è maggiore.

La lunghezza dell'asse minore rappresenta la minima estensione dell'ellisse lungo la direzione in cui l'incertezza o la variabilità nella posizione del centro di pressione è minore. Questo parametro indica quanto la posizione del centro di pressione può variare in quella direzione.

I due assi consentono di verificare l'eventuale presenza di una direzione preferenziale di oscillazione: se presente nella condizione "occhi chiusi" con inclinazioni sulle diagonali può suggerire la presenza di una problematica vestibolare, se presente nella condizione "occhi aperti" può suggerire la presenza di deficit visivo (acuità se l'asse maggiore è antero-posteriore).

In figura 3.5 è presente il confronto dell'asse minore e dell'asse maggiore tra gli AIS ed i CTRL ad occhi aperti e chiusi.

Si evidenzia una lunghezza di entrambi gli assi maggiore per gli AIS, soprattutto nella condizione ad occhi chiusi, condizione in cui l'instabilità è maggiore.

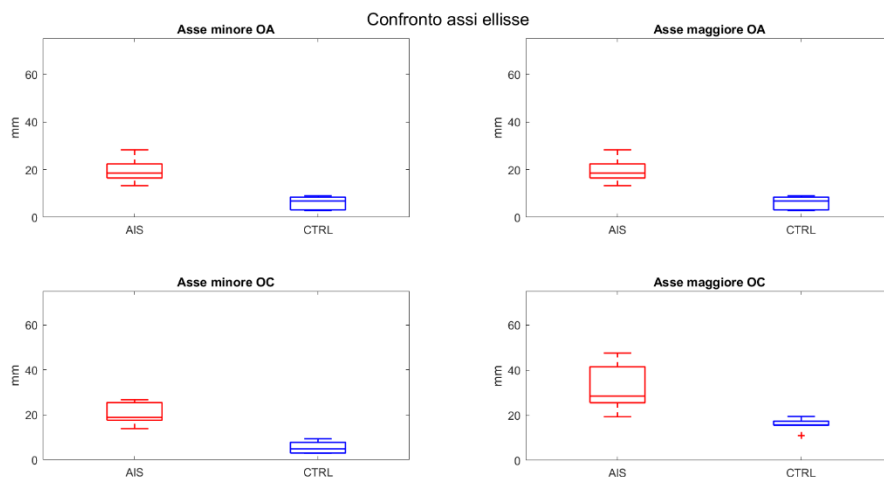


Figura 3.5: Confronto dell'asse minore e dell'asse maggiore tra gli AIS (in rosso) e i CTRL (in blu), nella condizione ad occhi aperti (OA) e chiusi (OC).

Successivamente abbiamo analizzato anche il confronto tra AIS e controlli con la gommapiuma ad occhi aperti e chiusi, in figura 3.6.

Si nota un aumento della lunghezza degli assi per i soggetti AIS con la gommapiuma ad occhi chiusi, indicatore di instabilità maggiore perché abbiamo come fattori destabilizzanti sia quello della vista che quello esterno indotto dalla gommapiuma.

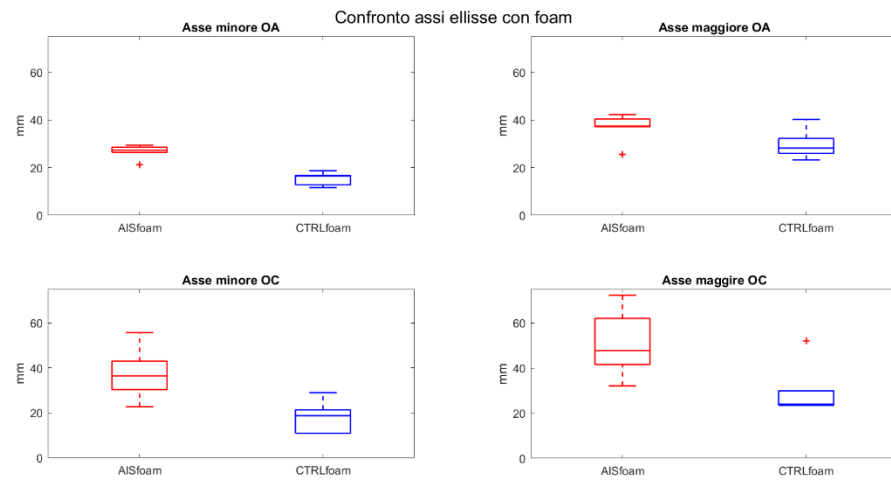


Figura 3.6: Rappresentazione degli assi (maggiore e minore) dell'ellisse nell'analisi con la "foam" (gomma piuma).

3.2 Analisi delle energie

Dal confronto dei grafici del rapporto percentuale delle energie in figura 3.7, si può osservare in entrambe le condizioni ed direzioni, un aumento dell'energia nella zona vestibolare e nella zona somatosensoriale nel gruppo delle adolescenti affette da scoliosi idiopatica.

Questo può essere motivato dal fatto che la deformazione morfologica della colonna vertebrale può alterare la posizione della testa [26] che modifica il CoM (centro di massa) del segmento del tronco [27], ed il sistema vestibolare ha il ruolo di controllare la variazione della posizione della testa in condizione eretta.

Il CoM alterato del tronco viene riorganizzato dalla strategia di controllo delle articolazioni della caviglia e dell'anca del sistema somatosensoriale [28].

Il contenuto energetico (%) mostra invece valori relativamente bassi nelle frequenze che rappresentano la zona visiva nella condizione ad occhi chiusi, a dimostrazione del fatto che quella specifica zona sensoriale è stata esclusa.

Tuttavia, le informazioni visive svolgono un ruolo importante nel controllo della postura, poiché forniscono continue informazioni per mantenere una relazione orizzontale tra il corpo e l'ambiente circostante.

Nella condizione ad occhi chiusi, le energie della zona visiva tendono a diminuire perché non contribuiscono più a livello informativo e per sopperire a questa mancanza soprattutto negli AIS, aumenta l'energia della zona vestibolare in quanto a causa della patologia è richiesto un maggiore sforzo rispetto ai controlli.

Inoltre, si evidenzia il fatto che nelle oscillazioni medio laterali e antero posteriori, l'energia della zona somatosensoriale è maggiore negli AIS rispetto ai CTRL.

Osservando la figura 3.8, in cui vengono rappresentati i risultati relativi alla condizione sulla gommapiuma, si denota un aumento delle energie della zona somatosensoriale e vestibolare preponderante nella condizione ad occhi chiusi, dove le energie della zona visiva sono molto basse perché vengono escluse dal controllo posturale.

L'aumento di queste due energie è maggiore negli AIS che si trovano in piedi sulla gommapiuma ma non in maniera considerevole rispetto ai controlli. Il mantenimento dell'equilibrio su una superficie instabile pone in difficoltà anche i soggetti privi della patologia, i quali reclutano maggiormente il sistema propriocettivo. Tale sistema, è legato alla capacità della persona di percepire e riconoscere la posizione del corpo o parti di esso nello spazio, senza l'ausilio della vista. È una capacità che ogni persona, sportiva o sedentaria, dovrebbe allenare per poter preparare il corpo e il sistema nervoso a rispondere in modo corretto ed adeguato alle perturbazioni esterne.

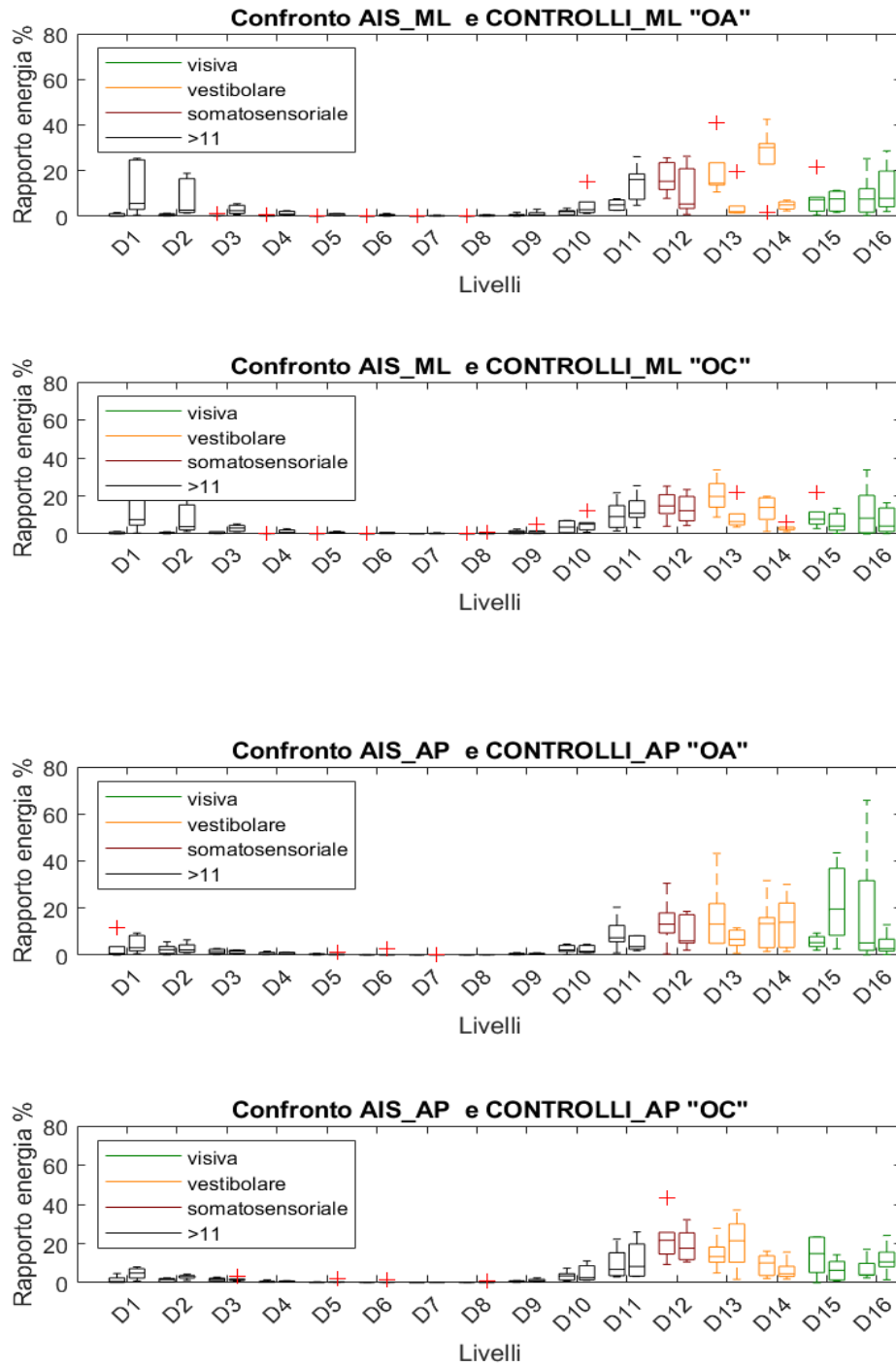


Figura 3.7: Rappresentazione dei rapporti percentuali tra l'energia del dettaglio e l'energia totale delle oscillazioni "ML" e "AP" dei soggetti con AIS e dei CONTROLLI ad occhi aperti e chiusi nei diversi livelli di frequenza che delineano le zone somatosensoriale (rosso), vestibolare (giallo), visiva (verde).

Si sono confrontate anche le oscillazioni medio laterali e antero posteriori dei soggetti AIS e dei CTRL ad occhi aperti e ad occhi chiusi sulla gommapiuma, che destabilizza l'equilibrio in figura 3.8:

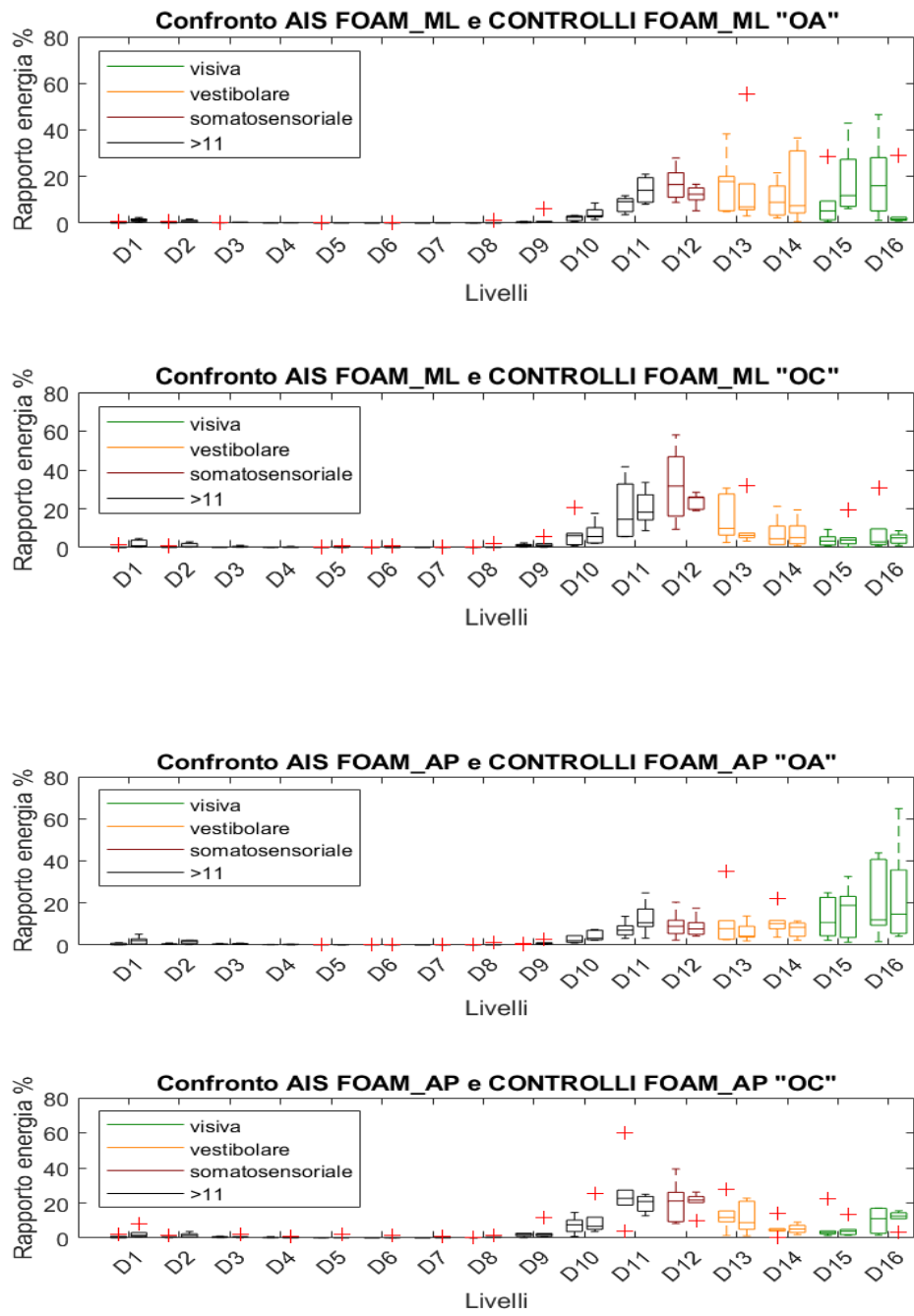


Figura 3.8: Rappresentazione della percentuale dei rapporti di energie delle oscillazioni medio laterali e antero posteriori dei soggetti AIS e CONTROLLI in entrambe le condizioni (occhi aperti e chiusi) con la superficie di gomma piuma, nei diversi livelli di dettaglio.

CONCLUSIONI

I valori di Sway Path, Sway Area e Area dell'ellisse sono considerevolmente maggiori nella condizione "Occhi Chiusi" rispetto alla condizione "Occhi Aperti": mancando il riferimento visivo. Il CoP fa più "fatica" a raggiungere i "centri di equilibrio" nel suo percorso posturografico: di conseguenza aumenta la sua velocità per tentare di trovarli il prima possibile (aumento della Sway Path), il tracciato complessivo (aumento dell'Area dell'ellisse), e la velocità con cui copre l'area descritta (aumento Sway Area).

In conclusione, è interessante notare come tali parametri risultino maggiori nel gruppo AIS a causa dell'instabilità generata dalla deformità scheletrica.

Tuttavia, lo sway path ad occhi aperti sulla gommapiuma è maggiore per i controlli, a dimostrazione del fatto che anche questi soggetti soffrono della destabilizzazione indotta dalla gommapiuma, mentre gli AIS hanno sviluppato tecniche compensative manifestando questa volta, una maggiore stabilità.

Gli AIS hanno mostrato un'elevata dipendenza dai sistemi vestibolare e somatosensoriale nel mantenimento della postura rispetto al gruppo dei controlli nella condizione senza la gommapiuma specialmente ad occhi chiusi.

Questi risultati possono essere interpretati come una compensazione generata dall'instabilità della postura causata dall'asimmetria delle curve della colonna vertebrale. La condizione ad occhi chiusi aumenta questa dipendenza compensativa, perché in assenza della vista si annulla un sistema importante per il mantenimento dell'equilibrio.

Nella condizione con la gommapiuma il comportamento è leggermente diverso: pur osservando un aumento dell'energia nella zona somatosensoriale e vestibolare soprattutto ad occhi chiusi, tra i soggetti AIS e i controlli non si manifestano grosse differenze di energia.

Questo può essere indicativo del fatto che anche i soggetti privi della patologia possano incorrere in un deficit di equilibrio a causa dell'instabilità indotta dalla pedana di gomma piuma.

Analizzando il comportamento degli AIS con la gommapiuma, è possibile intuire che con particolari tecniche fisioterapiche e allenamenti mirati, le ragazze possano migliorare le loro capacità propriocettive e trovare dei metodi compensativi che sopperiscano alla loro naturale instabilità dovuta dalla deformità scheletrica.

Potrebbe quindi verificarsi che un soggetto AIS allenato possa avere prestazioni uguali o maggiori rispetto a quelle di un soggetto CTRL.

Nonostante alcuni limiti legati alla dimensione del campione e alla differenza di età fra i due gruppi, i risultati sono promettenti. In futuro questo approccio potrebbe essere integrato in programmi di trattamento personalizzati e monitorati nel corso del tempo per valutare il miglioramento della stabilità dei soggetti AIS a lungo termine.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Jin, C., Wang, S., Yang, G., Li, E., & Liang, Z. (2022). A Review of the Methods on Cobb Angle Measurements for Spinal Curvature. In *Sensors* (Vol. 22, Issue 9).
- [2] Kane WJ. Scoliosis prevalence: a call for a statement of terms. *Clin Orthop* 1997; 126: 43-6.
- [3] Schlösser, T. P. C., van der Heijden, G. J. M. G., Versteeg, A. L., & Castelein, R. M. (2014). How “idiopathic” is adolescent idiopathic scoliosis? A systematic review on associated abnormalities. *PLoS ONE*, 9(5).
- [4] Grossman, D. C., Curry, S. J., Owens, D. K., Barry, M. J., Davidson, K. W., Doubeni, C. A., Epling, J. W., Kemper, A. R., Krist, A. H., Kurth, A. E., Landefeld, C. S., Mangione, C. M., Phipps, M. G., Silverstein, M., Simon, M. A., & Tseng, C. W. (2018). Screening for adolescent Idiopathic Scoliosis US preventive services task force recommendation statement. In *JAMA - Journal of the American Medical Association* (Vol. 319, Issue 2)..
- [5] Grossman, D. C., Curry, S. J., Owens, D. K., Barry, M. J., Davidson, K. W., Doubeni, C. A., Epling, J. W., Kemper, A. R., Krist, A. H., Kurth, A. E., Landefeld, C. S., Mangione, C. M., Phipps, M. G., Silverstein, M., Simon, M. A., & Tseng, C. W. (2018). Screening for adolescent Idiopathic Scoliosis US preventive services task force recommendation statement. In *JAMA - Journal of the American Medical Association* (Vol. 319, Issue 2).
- [6] Kuznia, A. L., Hernandez, A. K., & Lee, L. U. (2020). Adolescent idiopathic scoliosis: Common questions and answers. *American Family Physician*, 101(1).
- [7] Trobisch, P., Suess, O., & Schwab, F. (2010). Die idiopathische skoliose. In *Deutsches Arzteblatt* (Vol. 107, Issue 49).

- [8] Paillard, T., & Noé, F. (2015). Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. In *BioMed Research International* (Vol. 2015).
- [9] Dufvenberg, M.; Adeyemi, F.; Rajendran, I.; Öberg, B.; Abbott, A. Does postural stability differ between adolescents with idiopathic scoliosis and typically developed? A systematic literature review and meta-analysis. *Scoliosis Spinal Disord.* 2018, 13, 19. [CrossRef]
- [10] Quijoux, F., Nicolai, A., Chairi, I., Bargiotas, I., Ricard, D., Yelnik, A., Oudre, L., Bertin-Hugault, F., Vidal, P. P., Vayatis, N., Buffat, S., & Audiffren, J. (2021). A review of center of pressure (COP) variables to quantify standing balance in elderly people: Algorithms and open-access code*. In *Physiological Reports* (Vol. 9, Issue 22).
- [11] Sullivan, E. v., Rose, J., Rohlfing, T., & Pfefferbaum, A. (2009). Postural sway reduction in aging men and women: Relation to brain structure, cognitive status, and stabilizing factors. *Neurobiology of Aging*, 30(5).
- [12] Sullivan, E. v., Rose, J., Rohlfing, T., & Pfefferbaum, A. (2009). Postural sway reduction in aging men and women: Relation to brain structure, cognitive status, and stabilizing factors. *Neurobiology of Aging*, 30(5).
- [13] Aufauvre et al., 2005, Bauer et al., 2010, 2016a.
- [14] Schiller PH, Carvey CE. The Hermann grid illusion revisited. *Perception.* 2005;34(11):1375-97. doi: 10.1068/p5447.
- [15] Bertec,80P-0135 2022-08:<https://www.bertec.com/products/force-plates>.
- [16] Magosso, E., Ursino, M., Zaniboni, A., & Gardella, E. (2009). A wavelet-based energetic approach for the analysis of biomedical signals: Application to the electroencephalogram and electro-oculogram. *Applied Mathematics and Computation*, 207(1).
- [17] Sim, T., Yoo, H., Lee, D., Suh, S. W., Yang, J. H., Kim, H., & Mun, J. H. (2018). Analysis of sensory system aspects of postural stability during quiet standing in adolescent idiopathic scoliosis patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0395-6>
- [18] Ewing, D. J., & Clarke, B. F. (1986). Autonomic neuropathy: its diagnosis and prognosis. In *Clinics in endocrinology and metabolism* (Vol. 15, Issue 4).

- [19] Khanal, M., Arazpour, M., Bahramizadeh, M., Samadian, M., Hutchins, S. W., Kashani, R. V., Mardani, M. A., Tari, H. V., Aboutorabi, A., Curran, S., & Sadeghi, H. (2016). The influence of thermoplastic thoraco lumbo sacral orthoses on standing balance in subjects with idiopathic scoliosis. *Prosthetics and Orthotics International*, 40(4).
- [20] Chagdes, J. R., Rietdyk, S., Haddad, J. M., Zelaznik, H. N., Raman, A., Rhea, C. K., & Silver, T. A. (2009). Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis. *Experimental Brain Research*, 197(3).
- [21] Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(9).
- [22] Carpenter, M. G., Frank, J. S., Winter, D. A., & Peysar, G. W. (2001). Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait and Posture*, 13(1).
- [23] A really friendly guide to wavelets, C.Valens, 1999.
- [24] Maatar, D., Fournier, R., Lachiri, Z., & Nait-Ali, A. (2011). Discrete wavelet and modified PCA decompositions for postural stability analysis in biometric applications. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 04(08).
- [25] Chagdes, J. R., Rietdyk, S., Haddad, J. M., Zelaznik, H. N., Raman, A., Rhea, C. K., & Silver, T. A. (2009). Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis. *Experimental Brain Research*, 197(3).
- [26] Chansirinukor, W., Wilson, D., Grimmer, K., & Dansie, B. (2001). Effects of backpacks on students: Measurement of cervical and shoulder posture. *Australian Journal of Physiotherapy*, 47(2).
- [27] Maurer, C., Mergner, T., Bolha, B., & Hlavacka, F. (2000). Vestibular, visual, and somatosensory contributions to human control of upright stance. *Neuroscience Letters*, 281(2–3).

[28] Chansirinukor, W., Wilson, D., Grimmer, K., & Dansie, B. (2001). Effects of backpacks on students: Measurement of cervical and shoulder posture. *Australian Journal of Physiotherapy*, 47(2).

Horak, F. B., Shupert, C. L., Dietz, V., & Horstmann, G. (1994). Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance. *Experimental Brain Research*, 100(1).

RINGRAZIAMENTI

Un doveroso ringraziamento va alle Professoressse Emanuela, Paola e alla Dottoressa Matilde che mi hanno seguito lungo questo percorso di tesi, supportandomi con gentilezza e comprensione, oltre al valore professionale riconosco soprattutto quello umano.

Ringrazio me stessa, di non essermi arresa e aver finito questo percorso con determinazione nonostante le difficoltà.

Ciò comunque non sarebbe stato possibile se non grazie alla vicinanza della mia famiglia e di Davide che mi hanno supportato emotivamente con amore e pazienza.

Ringrazio Simone che mi ha aiutato a riprendere a studiare e mi ha sempre incoraggiato e sostenuto facendomi sentire a casa.

Ringrazio Federica, il nostro primo giorno ad ingegneria a Cagliari non lo scorderò mai, chi lo avrebbe mai detto che sarebbe stato l'inizio di un'amicizia così bella e sincera, che ha superato le distanze e si è arricchita delle nostre differenze.

Ringrazio Jones che con la sua bontà e spensieratezza mi ha aiutato ad affrontare la vita con un pò più di leggerezza.

Ringrazio tutti i miei amici e persone a me care che ci sono stati e che spero continueranno ad esserci.

Ma soprattutto ringrazio i miei animali Alba e Kira, che mi hanno insegnato il valore dell'amore incondizionato e la bellezza nelle cose semplici.

Solo chi mi conosce davvero sa quale sia il valore di questo percorso, concludo con questa frase di F. Nietzsche:

“La vita è una resistenza continua all'inerzia che tenta di sabotare il nostro volere più profondo. Chi si stanca di volere, vuole il nulla.”

