

POLITECNICO DI TORINO

Facoltà di ingegneria

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di laurea magistrale

**Utilizzo di sensori inerziali nelle valutazioni
posturografiche**



Relatori

Prof.ssa Valentina Agostini

Prof. Marco Knaflitz

Prof.ssa Laura Gastaldi

Candidata

Eleonora Aiello

Aprile 2019

Sommario

La stabilometria statica è una tecnica molto utilizzata in ambito clinico per indagare i meccanismi responsabili del mantenimento dell'equilibrio di un soggetto, per valutare l'incidenza di particolari condizioni patologiche sull'efficacia degli stessi o per seguire l'evoluzione di un percorso di riabilitazione dei sistemi coinvolti nel mantenimento della postura, quindi durante il follow-up del paziente.

Questo studio ha come obiettivo quello di confrontare due diversi sistemi di registrazione delle oscillazioni posturali: una pedana stabilometrica, che rappresenta il gold standard nel settore, e un sensore inerziale, una tecnologia che vede applicazioni in molti campi diversi e risulta essere efficace nello studio del movimento del corpo umano.

Con questo scopo è stato stilato un apposito protocollo di misura volto all'acquisizione di segnali sincronizzati tra la pedana stabilometrica e il sensore inerziale su soggetti sani volontari durante una prova di posturografia statica.

Questo lavoro di tesi riporta una descrizione del protocollo utilizzato per le acquisizioni, del set-up sperimentale, dei metodi di elaborazione dei dati ricavati dai due sistemi di misura, dei risultati ottenuti e della loro interpretazione.

Il sensore inerziale permette di distinguere tra le condizioni di test con un'accuratezza simile a quella della pedana stabilometrica, in particolare utilizzando il segnale di accelerazione opportunamente elaborato è possibile valutare l'impatto del feedback visivo e dell'ampiezza della base di appoggio sulle performance di equilibrio di un soggetto.

Quindi, a fronte di questi risultati, un sensore inerziale indossabile può trovare spazio in future applicazioni cliniche nell'ambito delle valutazioni posturografiche.

Indice

Sommario	I
Indice	II
Introduzione.....	1
L'analisi posturografica.....	3
1.1 Il controllo posturale	3
1.2 Il modello biomeccanico	4
1.3 Lo studio della postura eretta.....	8
1.4 Parametri presenti in letteratura	15
Protocollo sperimentale	17
2.1 Soggetti esaminati.....	17
2.2 Set-up sperimentale	18
2.2.1 Hardware	18
2.2.2 Software	21
2.3 Protocollo di acquisizione	22
Elaborazione dei dati	24
3.1 Struttura dei dati	24
3.2 Processing dei segnali	25
3.2.1 Segnali provenienti dalla pedana stabilometrica	25
3.2.2 Segnali provenienti dal sensore inerziale	26
3.2.3 Taglio dei segnali	27

3.3	Calcolo dei parametri.....	28
	Descrizione dei risultati	31
4.1	Rappresentazione dei segnali.....	31
4.2	Confronto tra i parametri calcolati con i due sistemi di acquisizione	33
4.2.1	Area	34
4.2.2	Valori RMS	35
4.2.3	Path Length	37
4.2.4	Ellipse Area, assi dell'ellisse ed eccentricità	38
4.2.5	Indici di Romberg.....	41
4.3	Commenti	44
	Conclusioni.....	46
	Bibliografia	48

Introduzione

Un'unità di misura inerziale (IMU – Inertial Measurement Unit) è un sistema elettronico che misura l'accelerazione e la velocità angolare di un corpo, talvolta anche il campo magnetico che lo circonda, servendosi dell'accelerometro, del giroscopio e del magnetometro presenti al suo interno. Questi tre strumenti prendono il nome di sensori inerziali in quanto sfruttano l'inerzia del corpo per effettuare le misurazioni.

Le applicazioni degli IMU sono molte e riguardano ambiti diversi, ad esempio nella manovra di velivoli, nella navigazione, nel sistema di tracciamento di veicoli, negli smartphone possono essere usati come sensori di orientazione, in alcune console di gioco vengono utilizzati per tracciare il movimento. I sensori inerziali sono utilizzati anche nel campo del fitness, ad esempio come sistema di misura del movimento e per il calcolo di parametri legati ad una specifica attività fisica, nel campo delle tecnologie per lo sport e in quelle di motion capture.

Tra le applicazioni in ambito clinico che vedono coinvolti i sensori inerziali ci sono le valutazioni di performance del movimento, dell'equilibrio o il monitoring di un paziente in riabilitazione motoria.

Questo lavoro di tesi tratta una di queste tematiche di interesse clinico, in particolare le valutazioni di posturografia statica effettuate con l'utilizzo dei sensori inerziali. Il gold standard per questo tipo di esame è la pedana stabilometrica, uno strumento che permette di misurare le forze scambiate dal soggetto con la base d'appoggio e di seguire l'evoluzione delle oscillazioni posturali del corpo umano tramite l'osservazione della traiettoria del centro di pressione.

Tuttavia, questo strumento di misura ha dimensioni e peso notevoli, questo lo rende difficile da trasportare e non adatto a tutti i casi clinici; infatti un paziente può non avere la possibilità di raggiungere la clinica per svolgere l'esame o in alcuni casi può esserci la necessità di utilizzare una strumentazione meno costosa.

Con questo scopo si è individuato nei sensori inerziali una valida soluzione per risolvere questo tipo di problemi, essi infatti hanno dimensioni ridotte e sono facilmente trasportabili. Questo apre agli esami posturografici la possibilità di essere svolti a domicilio, raggiungendo così più pazienti e, ad esempio, semplificando il follow-up di un percorso di riabilitazione motoria.

L'idea è quella di seguire le oscillazioni del centro di massa tramite un accelerometro in sostituzione all'osservazione del centro di pressione in quanto entrambi hanno un ruolo importante nel mantenimento dell'equilibrio. La traiettoria dell'accelerazione del centro di massa traccia sul piano orizzontale un gomitolo simile a quello tracciato dal centro di pressione, quindi si è scelto di calcolare gli stessi parametri usati nella posturografia statica tradizionale utilizzando i segnali di accelerazione.

Con lo scopo di confrontare i risultati ottenuti dai sensori inerziali e dalla pedana stabilometrica sono stati condotti test di posturografia statica su sedici soggetti giovani e sani utilizzando contemporaneamente i due sistemi di misura. Per ogni soggetto sono state eseguite dodici prove in quattro differenti condizioni di equilibrio così da stabilire se il sensore inerziale riesce a distinguere tra le diverse condizioni come è già possibile fare con la piattaforma di forza.

Questi piccoli strumenti hanno il potenziale per sostituire l'esame tradizionale e renderlo a portata di paziente che può eseguirlo a casa e poi comunicare i risultati al medico; oltre alle applicazioni nel campo dell'home monitoring un ulteriore vantaggio è costituito dal set up dei sensori più semplice rispetto a quello della pedana e questo apre la strada a sempre più numerosi utilizzi futuri di questa tecnologia in ambito clinico.

Capitolo 1

L'analisi posturografica

La capacità di un individuo di mantenere il controllo della propria postura e di rispondere attivamente alle perturbazioni interne ed esterne che ne mettono alla prova l'equilibrio è argomento di interesse clinico. La stabilità posturale varia nel corso della vita e dipende dal grado di maturità e di integrità funzionale degli apparati coinvolti: a partire dalla nascita fino all'adolescenza si ha una fase di sviluppo e miglioramento delle capacità di mantenere in equilibrio il proprio corpo, mentre in età adulta queste capacità vanno incontro a un declino fisiologico dovuto alla riduzione di efficienza degli apparati visivo, vestibolare e propriocettivo. L'analisi posturografica è un ottimo strumento di indagine per questo fenomeno.

In questo capitolo verranno trattati i meccanismi e le strategie di controllo posturale, poi sarà analizzato un modello biomeccanico per evidenziare la relazione tra il centro di massa e il centro di pressione; in seguito saranno esposti i principali strumenti che permettono di analizzare la postura eretta e infine saranno presentati i parametri presenti in letteratura maggiormente utilizzati in ambito clinico.

1.1 Il controllo posturale

Il mantenimento della postura eretta è un fenomeno piuttosto complesso che richiede l'integrazione di diversi tipi di informazioni sensoriali. Il sistema nervoso centrale mette insieme tutte le informazioni provenienti dal sistema visivo, dal sistema vestibolare e dai propriocettori e invia dei segnali ai muscoli scheletrici. I movimenti che ne seguono servono a mantenere l'equilibrio, ne risultano piccole oscillazioni del corpo che possono essere studiate per valutare la capacità di un individuo di mantenere efficacemente la posizione ortostatica [1].

Il controllo posturale può essere alterato in diversi modi, ad esempio a causa di una patologia che modifica gli input sensoriali, diminuzioni della vista o disturbi vestibolari, oppure si può intervenire volontariamente per studiarne l'efficienza con l'analisi stabilometrica.

Per mantenere il controllo della postura sono necessari tre meccanismi di stabilizzazione [2]:

- *meccanismo fisico*: legato alla rigidità muscolare;
- *meccanismo reattivo*: legato alle afferenze visive, vestibolari, propriocettive e tattili, agisce con ritardi di propagazione del segnale nervoso;
- *meccanismo anticipativo*: legato al sistema nervoso centrale, è basato su un modello interno della biomeccanica e della fisica del mondo esterno, integra le informazioni sensoriali e la predizione della dinamica, i ritardi di propagazione delle informazioni sensoriali vengono compensati dalla risposta anticipativa.

I primi due meccanismi sono di feedback, agiscono quindi in risposta a perturbazioni esterne dell'equilibrio, mentre il terzo è di feedforward, quindi mette in atto movimenti anticipatori per contrastare eventi futuri che causano perdita di equilibrio e fornisce informazioni aggiuntive per il modello interno. Il controllo posturale infatti è un'abilità appresa in età infantile che viene migliorata con l'esperienza.

Nel paragrafo seguente verranno descritte le due principali strategie di controllo delle oscillazioni posturali, la strategia d'anca e la strategia di caviglia che agiscono rispettivamente sul centro di massa e sul centro di pressione.

Il centro di massa (COM, Center Of Mass) è il punto dello spazio in cui si trova il baricentro delle forze agenti sul corpo, di solito è situato nella zona lombare [3]. Il centro di pressione (COP, Center Of Pressure) è il punto di applicazione della forza di reazione vincolare del terreno, si trova sulla base di appoggio a contatto con i piedi del soggetto. L'equilibrio è la capacità di mantenere il centro di massa all'interno della base di appoggio.

1.2 Il modello biomeccanico

Studi precedenti [4]–[6] utilizzano il pendolo inverso come modello biomeccanico per descrivere la postura eretta in appoggio bipodalico. Il corpo è rappresentato da un unico elemento rigido incernierato al piede tramite l'articolazione di caviglia [7], la Figura 1-1 mostra una schematizzazione del modello.

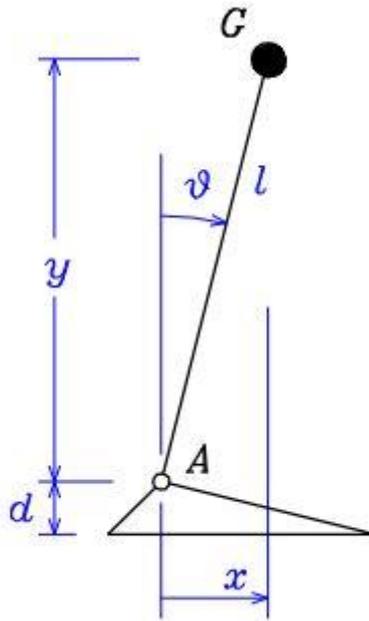


Figura 1-1: Modello del pendolo inverso [7]

I parametri del modello sono:

- $AG = l \rightarrow$ distanza caviglia-baricentro
- $m \rightarrow$ massa del corpo
- $I_G \rightarrow$ momento d'inertzia del baricentro
- $I_A = I_G + ml^2 \rightarrow$ momento d'inertzia della caviglia
- $d \rightarrow$ altezza della caviglia

Le variabili sono:

- $x \rightarrow$ posizione orizzontale del baricentro
- $y \rightarrow$ posizione verticale del baricentro
- $\vartheta \rightarrow$ angolo del corpo
- $b \rightarrow$ posizione del punto di applicazione della forza del terreno

Considerando piccole oscillazioni, quindi un angolo ϑ piccolo, si può assumere che $\sin \vartheta \cong \vartheta$ e $\cos \vartheta \cong 1$; quindi si può approssimare nel modo seguente:

$$x \cong l\vartheta, y \cong l$$

$$\ddot{x} \cong l\ddot{\vartheta}, \ddot{y} \cong 0$$

Tracciando il diagramma di corpo libero in cui le forze d'inertzia sono ridotte alla caviglia (Figura 1-2) e ricavando le equazioni cardinali, si può scrivere l'equazione del moto:

$$\ddot{x} = \frac{mgl}{I_A}(x - b) \quad (1.1)$$

Si può trascurare l'altezza del piede ($d \cong 0$).

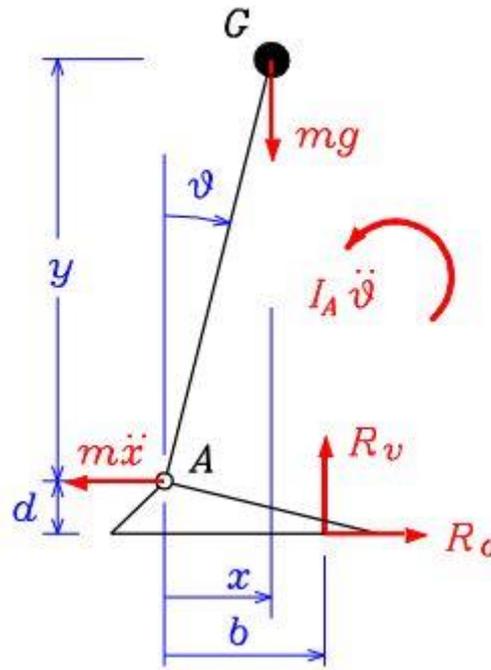


Figura 1-2: Diagramma di corpo libero, forze d'inerzia ridotte alla caviglia [7]

Quindi il moto del baricentro nel piano sagittale dipende dalla differenza tra la posizione x del baricentro (COM) e la posizione b della reazione del terreno (COP).

Dall'equazione (1.1) è possibile individuare le strategie di controllo posturale d'anca e di caviglia (Figura 1-3). Infatti, per impedire alla differenza tra COM e COP di provocare una perdita di equilibrio o una caduta si può:

- agire sul COP tramite la modulazione della coppia muscolare alla caviglia, si ottiene una veloce stabilizzazione e si insegue lo spostamento fisiologico del COM;
- agire sul COM spostandolo in direzione anteroposteriore tramite flesso-estensione dell'anca, si ottiene una stabilizzazione più lenta.

La strategia di caviglia richiede un impegno muscolare maggiore ed è tipica dei soggetti giovani. La strategia d'anca è più efficace per compensare variazioni maggiori della postura.

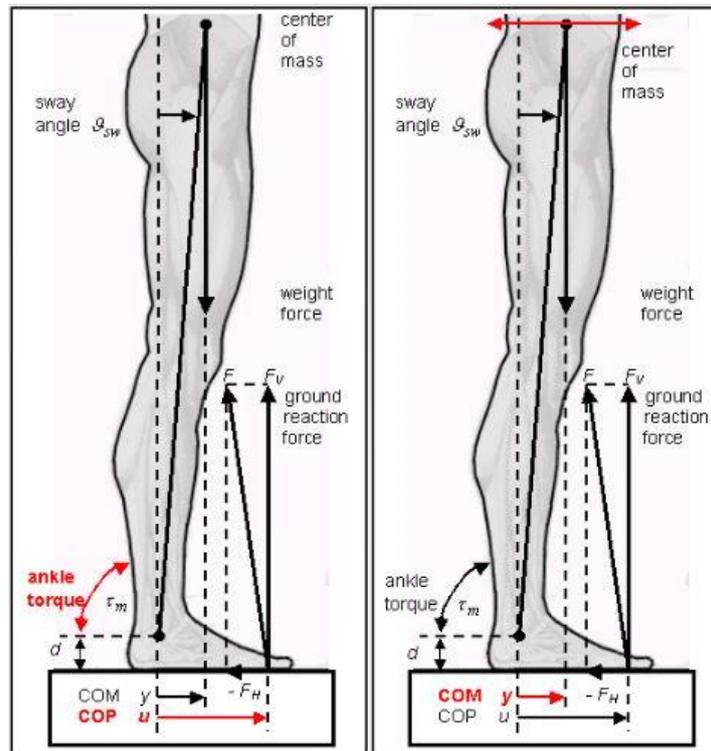


Figura 1-3: Strategia di caviglia e strategia d'anca [2]

Osservando la traccia del COM e quella del COP sul piano orizzontale e sul piano sagittale (Figura 1-4) si può notare che le due variabili si inseguono a vicenda. Le variazioni del COM rappresentano l'effettivo movimento della massa corporea, le variazioni del COP invece non rappresentano alcun movimento in quanto dovute alla variazione di coppia muscolare della caviglia. Il COM è la variabile indipendente o controllata, il COP è la variabile dipendente o di controllo, quindi il meccanismo di attivazione muscolare che genera il COP è di tipo anticipativo: le due grandezze risultano in fase, come si vede dalla traccia sul piano sagittale. In base ad evidenze elettromiografiche è possibile affermare che l'attivazione dei muscoli della caviglia avviene prima delle variazioni del COP [2].

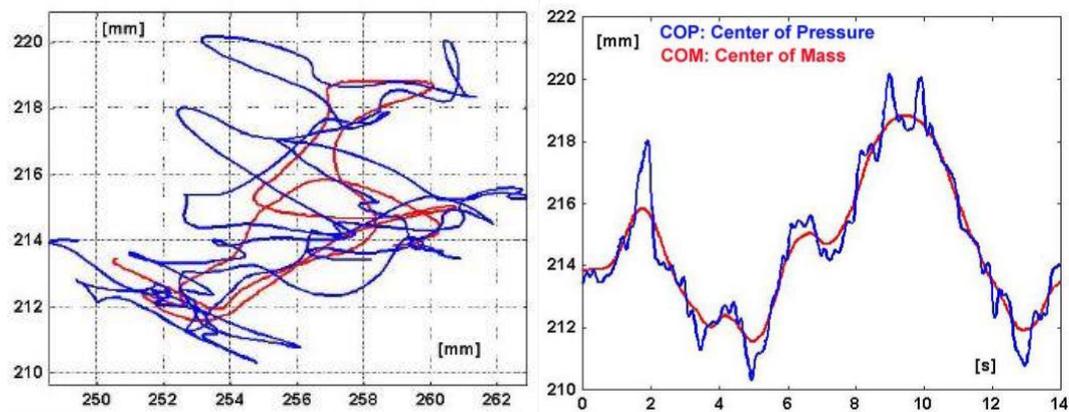


Figura 1-4: Traccia del COM e del COP sul piano orizzontale e sagittale [2]

1.3 Lo studio della postura eretta

Come già detto in precedenza, le oscillazioni del corpo che derivano dalle strategie di controllo della postura eretta possono essere studiate per quantificare il livello di coordinamento motorio di un individuo e le sue capacità di mantenimento dell'equilibrio. Se l'analisi delle oscillazioni è condotta in condizioni di quiete e in assenza di perturbazioni esterne si parla di posturografia statica.

Gli strumenti utilizzati per valutare le oscillazioni posturali sono diversi [3]. Il più semplice è costituito da una cintura a cui è fissata in modo rigido una penna che traccia gli spostamenti del corpo su un piano parallelo al pavimento, il soggetto è in quiete e mantiene la posizione ortostatica (Figura 1-5):

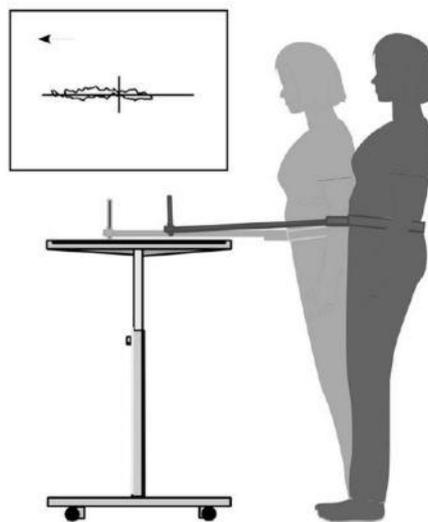


Figura 1-5: Semplice sistema per posturografia statica [3]

Attualmente lo strumento più utilizzato per l'analisi posturografica è la piattaforma di forza attraverso la quale è possibile misurare le forze scambiate tra i piedi del soggetto e la base d'appoggio. Da tali forze è possibile valutare le variazioni del COP in seguito agli aggiustamenti posturali messi in atto dal nostro sistema di controllo. L'andamento del segnale COP può essere rappresentato in due modi:

- *Stabilogramma*: rappresenta la coordinata anteroposteriore o mediolaterale del COP nel tempo;
- *Statokinesiogramma*: rappresenta su un piano anteroposteriore-mediolaterale (AP-ML) la traccia del COP.

Dallo statokinesiogramma si è soliti estrarre informazioni quantitative attraverso il calcolo di parametri nel dominio del tempo o della frequenza che verranno descritti nel seguito. In Figura 1-6 è rappresentato un esempio di statokinesiogramma.

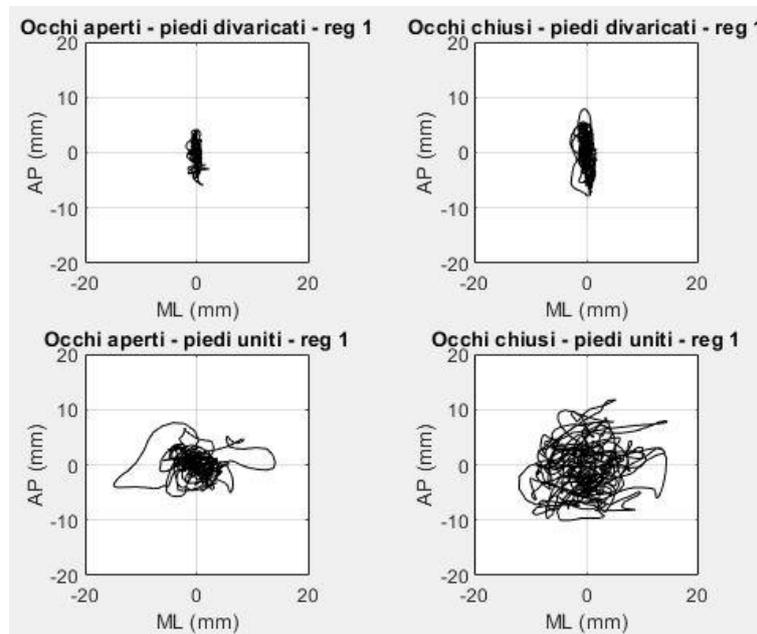


Figura 1-6: Statokinesiogramma di un soggetto sano durante quattro differenti condizioni di test, viene rappresentata la prima registrazione per ogni condizione

Un terzo strumento di misura è rappresentato dai sensori inerziali. Numerosi studi vedono questi strumenti come una valida alternativa al gold standard rappresentato dalla piattaforma di forza in quanto sono facilmente reperibili in commercio a basso costo e hanno dimensioni ridotte, rendendoli così adatti anche nelle situazioni in cui è difficile l'uso della piattaforma oppure nei casi in cui il paziente non può raggiungere una clinica in cui effettuare i test. Una recente review [8] tratta degli studi effettuati su pazienti affetti da Parkinson, atti a valutare l'equilibrio in condizioni statiche e la stabilità durante il cammino utilizzando diversi tipi di sensori inerziali; la strumentazione utilizzata è posizionata nella zona lombare o sacrale del soggetto nell'85% dei casi presi in esame per la review. Del totale degli studi considerati, il 35% valuta la stabilità in posizione eretta tramite il Functional Reach Test strumentalizzato¹, la posturografia dinamica o uno dei test clinici esistenti per la valutazione dell'equilibrio in posizione eretta in quiete.

Come nel caso della piattaforma di forza, a partire dai segnali registrati dai sensori inerziali è possibile ricavare dei parametri in modo da estrarre informazioni sulla stabilità del soggetto sottoposto all'esame stabilometrico. Se il sensore inerziale è posizionato sulla zona lombare

¹ Distanza massima che il soggetto riesce a raggiungere con la mano protesa in avanti mantenendo fissa la posizione dei piedi

esso si troverà vicino al centro di massa del soggetto e ne seguirà gli spostamenti. Anche in questo caso è possibile una rappresentazione dei dati acquisiti:

- si può ricavare lo spostamento del COM a partire dal segnale di accelerazione e lo si può rappresentare in modo molto simile alla rappresentazione del segnale COP;
- si può rappresentare l'accelerazione del COM nel piano AP-ML.

In Figura 1-7 un esempio di segnale di accelerazione (ACC) nel piano AP-ML.

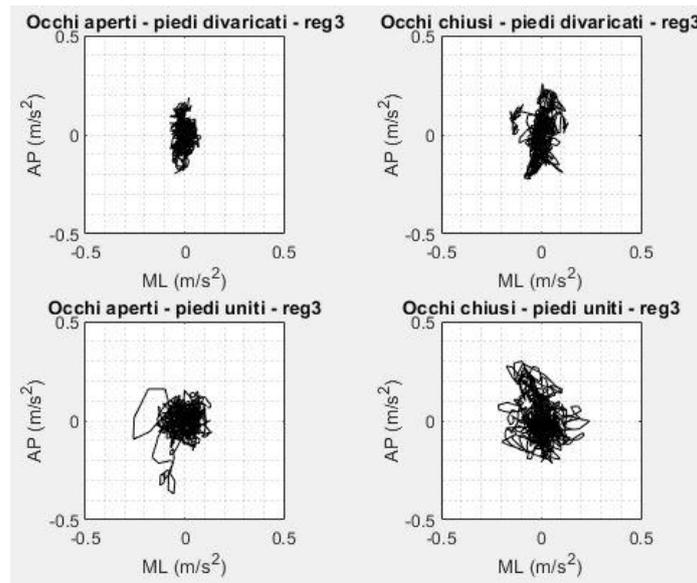


Figura 1-7: Segnale di accelerazione nel piano AP-ML di un soggetto sano durante quattro differenti condizioni di test, viene rappresentata la terza registrazione per ogni condizione

Ai fini del nostro lavoro è stata condotta una ricerca preliminare in letteratura focalizzata sui recenti studi che vedono coinvolti i sensori inerziali nelle valutazioni posturografiche. Un criterio di ricerca consiste nella selezione di studi in cui sono stati utilizzati unicamente i sensori inerziali oppure è stata aggiunta una piattaforma stabilometrica come strumento di confronto. Sono stati esclusi gli studi che utilizzano i sensori inerziali presenti negli smartphone o in altri dispositivi ad uso personale.

Il passo successivo è stato organizzare le informazioni relative al tipo di strumentazione utilizzata, ai test effettuati, all'età e allo stato di salute dei soggetti analizzati. La Tabella 1-1 mostra il risultato di questa analisi. Nello stesso tempo sono state raccolte informazioni sui parametri calcolati nei diversi studi (si rimanda al paragrafo 1.4). Si nota che i segnali più largamente utilizzati sono quelli provenienti da un accelerometro posizionato sulla zona lombosacrale del soggetto.

Tabella 1-1: Informazioni estratte dai recenti studi che coinvolgono i sensori inerziali in posturografia

	Strumentazione utilizzata	f_{camp}	Condizioni di test e durata	Numero di soggetti ed età (anni)	Stato di salute	Posizione dei sensori
<i>Adamovà 2018 [9]</i> <i>Kutilek 2018 [10]</i>	IMU ² Xbus Master con unità Xsens MTx Sistema posturografico Synapsys	100 Hz	Postura eretta in quiete Superficie rigida o morbida OA/OC ³ 60s	9 VS (46.7±11.9) e soggetti di controllo 10 CA (52.2±11.7) 11 di controllo (26±6.4)	Schwannoma vestibolare (VS), atassia cerebrale (CA) e in salute	Zona lombare
<i>Gera 2018 [11]</i>	Sistema APDM Opal Mobility Lab: sensore inerziale con accelerometro, giroscopio e magnetometro triassiali	/	mCTSIB ⁴ Postura eretta in quiete, piedi uniti, braccia incrociate sul petto Superficie rigida o morbida OA/OC 30s	38 giovani atleti 81 giovani atleti di controllo	Lieve trauma cranico (mTBI) e in salute	Vertebra L5
<i>Sun 2018 [12]</i>	Sensore inerziale Biostamp MC10 con accelerometro e giroscopio triassiali Piattaforma di forza Bertec FP4060-05-PT-1000	50 Hz 1000 Hz	Postura eretta in quiete OA/OC 2 ripetizioni 30s	39 MS 15 di controllo	Sclerosi multipla (MS) e in salute	Zona posteriore del tronco
<i>Alessandrini 2017 [13]</i>	IMU Captiks Movit con accelerometro triassiale Piattaforma di forza EDM Euroclinic	50 Hz 25 Hz	Postura eretta Superficie rigida o morbida OA/OC 60s	13 UVF (48.6±6.4) 13 di controllo (47.7±6.1)	Insufficienza vestibolare unilaterale (UVF) e in salute	Vertebra L5
<i>Cruz-Montecinos 2017 [14]</i>	Accelerometro triassiale ENGtotal Ltda.	250 Hz	Postura eretta OA/OC 3 ripetizioni 30s	15 HA (21.8±3.9) 15 di controllo (21.9±1.4)	Artropatia emofilica (HA) e in salute	Vertebra L3
<i>Doherty 2017 [15]</i>	Sensore inerziale triassiale Shimmer 3 Piattaforma di forza AMTI	102.4 Hz 100 Hz	Postura eretta in appoggio bipodalico, monopodalico o tandem, braccia lungo i fianchi OC 3 ripetizioni 20s	15 (21.8±3.5) 15 di controllo (22.5±3.7)	Commozione cerebrale e in salute	Parte posteriore del sacro

² Inertial Measurement Unit

³ OcchiAperti/OcchiChiusi

⁴ instrumented modified Clinical Test of Sensory Integration and Balance

<i>King</i> 2017 [16]	Sistema APDM Opal Mobility Lab: sensore inerziale con accelerometro, giroscopio e magnetometro triassiali	/	mBESS ⁵ Postura eretta in appoggio bipedalico o monopodalico o tandem OC 30s	52 giovani atleti 76 di controllo	Commozione cerebrale e in salute	Vertebra L5
<i>Sankarpandi</i> 2017 [17]	Sistema APDM Opal Mobility Lab: MIMU ⁶ con accelerometro, giroscopio e magnetometro triassiali	128 Hz	iSway ⁷ 30s	27 (40-81)	Patologia vestibolare	Sterno
<i>Chung</i> 2016 [18]	Sistema wireless per elettromiografia Delsys Trigno Accelerometro triassiale	/	Postura eretta Superficie rigida o morbida OA/OC 3 ripetizioni 30s	34 (49.7±16.8)	Ictus	Vertebra L3
<i>Kim</i> 2016 [19]	IMU con accelerometro, giroscopio e magnetometro triassiali Sistema MatScan, TekScan Inc	50 Hz	Postura eretta in appoggio monopodalico 2 ripetizioni 30s	Adulti (18-69) Atleti	In salute In salute e infortunati	Vertebra S2
<i>Melecky</i> 2016 [20]	IMU Xsens MTx con accelerometro e giroscopio triassiali Sistema posturografico Synapsys	100 Hz	Postura eretta in quiete Superficie rigida o morbida OA/OC 60s	10 CA (52.2±11.7) 11 di controllo (26±6.4)	Atassia cerebrale (CA) e in salute	Zona lombare
<i>Gago</i> 2015 [21]	IMU MPU6000 con accelerometro e giroscopio triassiali	113 Hz	Postura eretta OA/OC Prima e dopo la somministrazione di levodopa 30s	10 IP 5 VP	Parkinson idiopatico (IP) e vascolare (VP)	Tronco, gambe e cosce
<i>Hejda</i> 2015 [22]	Sistema Xbus Master con sensori Xsens MTx Sistema posturografico Synapsys	100 Hz	Postura eretta Superficie rigida o morbida OA/OC 60s	10 CA (52.2±11.7) 11 di controllo (26.0±6.4)	Atassia cerebrale (CA) e in salute	Zona lombare
<i>Neville</i> 2015 [23]	Sensore inerziale Motion Intelligence Piattaforma di forza Kistler 9287B Sistema di motion capture 12-camera VICON 512	250 Hz 1080 Hz 120 Hz	Postura eretta Superficie rigida o morbida 30s	10 (20-34)	In salute	Vertebra L5

⁵ modified Balance Error Scoring System

⁶ Magneto Inertial Measurement Unit

⁷ Il soggetto sta in piedi fermo per 30 secondi, con le braccia incrociate sul petto, guarda un target fisso davanti a sé. Un cuneo di legno è posizionato tra i piedi in modo da standardizzare la loro posizione. Due sessioni di misura, tre ripetizioni ognuna.

<i>Baston 2014 [24]</i>	2 sensori inerziali APDM Opal Piattaforma di forza Neurocom Balance Master	128 Hz	Postura eretta in 6 condizioni sensoriali diverse (SOT ⁸) 3 ripetizioni 20s	5 PD (62±6) 7 PSP (68±5) 7 di controllo (68±7)	Parkinson idiopatico (PD), paralisi sopranucleare progressiva (PSP) e in salute	Stinco destro e vertebra L5
<i>Cohen 2014 [25]</i>	IMU Bluetooth Xsens	/	Postura eretta, piedi uniti, braccia incrociate Testa ferma o in movimento Superficie rigida o morbida OA/OC 30s	90 VD 156 di controllo (21-89)	Disturbo vestibolare (VD) e in salute	Sulle vertebre toraciche e sulla testa
<i>Gago 2014 [26]</i>	IMU MPU6000 con accelerometro e giroscopio triassiali	113 Hz	6 test di Romberg Superficie stabile o inclinata OA/OC 30s	20 patologici 16 di controllo	Alzheimer e in salute	Tronco, gambe e cosce
<i>Rocchi 2014 [27]</i>	Accelerometro triassiale	100 Hz	Postura eretta in quiete con i piedi uniti o in posizione semi- tandem OA/OC 60s	70 15 di controllo (40-85)	Parkinson	Zona lombare
<i>Rouis 2014 [28]</i>	Dispositivo indossabile BodyTrack con incluso un accelerometro triassiale (Esphi Freescale MMA8453Q) Piattaforma di forza AMTI's AccuSway ^{PLUS}	50 Hz	Postura eretta Esercizio di yoga (Tadasana) OA/OC 3 ripetizioni 30s	15 (37.7±15)	In salute	Vertebra L5
<i>Frames 2013 [29]</i>	IMU con accelerometro triassiale MMA7261QT, giroscopi biassiale IDG- 300, monoassiale ADXRS300 Piattaforma di forza	/	Postura eretta Superficie orizzontale o inclinata 2 ripetizioni 90s	7 (26-32)	In salute	Tronco
<i>Maetzler 2012 [30]</i>	Sensore inerziale McRoberts DynaPort Hybrid	100 Hz	Postura eretta in quiete con i piedi in posizione semi- tandem Superficie rigida o morbida OA/OC 30s	12 patologici 20 a rischio 14 di controllo (50+)	Parkinson, rischio di Parkinson e in salute	Zona lombare
<i>Mancini 2012 [5]</i>	Sensore MTX Xsens (49A33G15) con accelerometro triassiale	50 Hz	iSway 30s	17 in terapia 17 di controllo	Parkinson e in salute	Vertebra L5

⁸ Sensory Organization Test

	Piattaforma di forza AMTI OR6-6	100 Hz	Postura eretta, braccia incrociate, distanza tra i talloni di 10 cm 3 ripetizioni 2 min	13 non in terapia 12 di controllo		
<i>Mancini</i> 2012 [31] 2011 [32]	Sensore MTX Xsens 49A33G15	50 Hz	Postura eretta in quiete, braccia incrociate,	13 non in terapia (60.4±8.5)	Parkinson idiopatico e in salute	Vertebra L5
	Piattaforma di forza AMTI OR6-6	100 Hz	distanza tra i talloni 10 cm OA/OC 9 tests 3 ripetizioni 2 minuti	12 di controllo (60.2±8.2)		
<i>Martinez-Mendez</i> 2012 [33]	Sensore inerziale triassiale wireless con accelerometro MMA7260Q Freescale Semiconductor, giroscopio composto da 2 ENC-03RC Murata Manufacturing e 1 X3500 Epson	100 Hz	Postura eretta, braccia lungo i fianchi OA/OC 4 ripetizioni 40s	16 adulti (69.3±3.6) 11 giovani (23.6±2.2)	In salute	Vertebra L3
<i>Seimetz</i> 2012 [34]	Accelerometro triassiale Piattaforma di forza AMTI	/	Postura eretta 4 condizioni di test 90s	5 (24.2)	/	Sterno
<i>Spain</i> 2012 [35]	6 sensori inerziali indossabili triassiali Xsens	50 Hz	Postura eretta in quiete, braccia incrociate OA/OC 3 ripetizioni 30s	31 28 di controllo (18-70)	Sclerosi multipla e in salute	Malleoli, polsi, 2 cm sotto lo sterno, vertebra L5
<i>Mancini</i> 2011 [36]	Sistema APDM Opal Mobility Lab: sensore inerziale wireless	/	iSway CTSIB ⁹ Superficie rigida o morbida OA/OC	20 (65.3±8)	Parkinson	Zona lombare
<i>Palmerini</i> 2011 [6]	Accelerometro triassiale McRoberts DynaPort micromod	100 Hz	Postura eretta, braccia incrociate Superficie rigida o morbida Single/dual task OA/OC 3 ripetizioni 30s	20 (62 ± 7) 20 di controllo (64 ± 6)	Parkinson e in salute	Zona lombare
<i>Whitney</i> 2011 [37]	Accelerometro biassiale ADXL213AE Analog Devices	100 Hz	6 condizioni del test SOT 3 ripetizioni 90s	81 (47.8±21.2)	In salute	Pelvi
	Macchina NeuroCom SMART EquiTest	100 Hz				
<i>Najafi</i> 2010 [38]	2 sensori BalanSens BioSensics con accelerometro,	50-100 Hz	Postura eretta	17 DPN (59.2±8.5)	Neuropatia periferica diabetica	Stinco e schiena

⁹ Clinical Test of Sensory Integration for Balance

giroscopio e magnetometro triassiali		Superficie rigida o morbida solo per i soggetti sani	21 di controllo (24.4±1.6)	(DPN) e in salute	
Piattaforma di forza Novel Emed-x system		OA/OC 2 ripetizioni 30s			

1.4 Parametri presenti in letteratura

Nei diversi studi esaminati vengono calcolati molti parametri diversi a partire dalle serie temporali dei segnali provenienti dai sensori inerziali e dalla pedana stabilometrica. Nella Tabella 1-2 sono elencati i parametri nel dominio del tempo calcolati più di frequente dagli autori a cui è affiancata una breve descrizione.

Tabella 1-2: Parametri nel dominio del tempo più frequentemente utilizzati

Parametri	Descrizione	
<i>Sway Area</i>	Rappresenta l'area racchiusa dalla traiettoria del segnale, spesso riferita all'unità di tempo	[11]–[13], [15], [28], [29], [33], [38]
<i>Area of Confidence Ellipse</i>	Rappresenta l'area dell'ellisse bivariato di confidenza al 95%, racchiude circa il 95% dei punti del segnale	[10], [17], [20], [33]
<i>Root Mean Square (RMS)</i>	È la deviazione standard del segnale lungo una direzione, rappresenta il valore efficace del segnale considerato	[5], [12], [32], [33], [35], [37], [13], [14], [17], [23], [24], [28], [30], [31]
<i>Sway Path Length</i>	Rappresenta la somma delle distanze tra punti successivi della traiettoria	[9], [10], [12], [13], [17], [21], [22], [28], [37]
<i>Mean distance</i>	Rappresenta la distanza media dei punti della traiettoria dal punto medio	[13], [17], [21]
<i>Mean Velocity</i>	Rappresenta la velocità media del segnale, si calcola come lunghezza totale del segnale divisa per la sua durata	[5], [9], [32], [34]–[36], [12], [16], [21], [27]–[31]

<i>Jerkiness of Sway</i>	È la derivata dell'accelerazione, è un indicatore della smoothness delle oscillazioni posturali	[5], [12], [30]–[33], [35], [36]
<i>3D Convex Polyhedron</i>	Rappresenta il poliedro che racchiude i punti del segnale di accelerazione nello spazio	[10], [20]
<i>Angular Velocity</i>	Si utilizza il segnale di un giroscopio per misurare la velocità angolare durante le oscillazioni posturali	[5], [11], [25], [36]
<i>Sway Amplitude</i>	È la massima ampiezza del segnale lungo una data direzione	[16], [27], [36]
<i>Romberg Index</i>	Prevede che si eseguano i test nelle condizioni di occhi aperti e di occhi chiusi; l'indice si calcola come rapporto tra il valore di un parametro nella condizione di occhi chiusi e il valore dello stesso nella condizione di occhi aperti; si utilizza come indice dell'importanza del feedback visivo sulle performance del soggetto esaminato	[33]

Capitolo 2

Protocollo sperimentale

Lo scopo di questo lavoro è quello di stabilire se sia possibile ricavare le informazioni fornite dalla stabilometria classica, utilizzando quindi una pedana stabilometrica, utilizzando un sensore inerziale posizionato sulla parte lombare della schiena come alternativa alla pedana. Si vuole inoltre verificare se, con il sensore inerziale, sia possibile discriminare tra diverse posizioni assunte da un soggetto durante un esame di posturografia statica.

A tal fine si è scelto di eseguire quattro tipologie di prove su soggetti sani in modo da investigare diverse condizioni di equilibrio. Le prove prevedono due modalità di visione e due differenti ampiezze della base di appoggio. La condizione più stabile è quella che prevede di mantenere gli occhi aperti e i piedi divaricati. La condizione in cui il soggetto presenta la minor stabilità è invece quella che prevede gli occhi chiusi e i piedi uniti. Le altre due condizioni, piedi divaricati-occhi chiusi e piedi uniti-occhi aperti sono state investigate per ottenere completezza nei dati raccolti e per facilitare il confronto tra le condizioni. Si è scelto di eseguire dodici prove per ogni soggetto, tre per ciascuna condizione, così da avere ripetibilità dei dati.

In questo capitolo verranno descritti la scelta dei soggetti coinvolti nello studio, il set-up sperimentale e il protocollo di acquisizione.

2.1 Soggetti esaminati

Il gruppo di persone su cui sono state effettuate le registrazioni dei segnali è formato da 16 volontari, 6 femmine e 10 maschi. Tali soggetti non presentano patologie gravi associate alla vista o al sistema vestibolare. Tutti i soggetti sono stati in grado di mantenere la posizione eretta per l'intera durata dell'esame.

Le caratteristiche antropometriche e l'età sono riportati in Tabella 2-1:

Tabella 2-1: Caratteristiche dei soggetti

Età (anni)	Media: 23,1 SD: 1,8 Range: 20 - 27
Peso (Kg)	Media: 69,1 SD: 13,7 Range: 46 - 96
Altezza (cm)	Media: 173,2 SD: 8 Range: 156 - 187

2.2 Set-up sperimentale

2.2.1 Hardware

Si riporta uno schema del banco di misura in Figura 2-1.

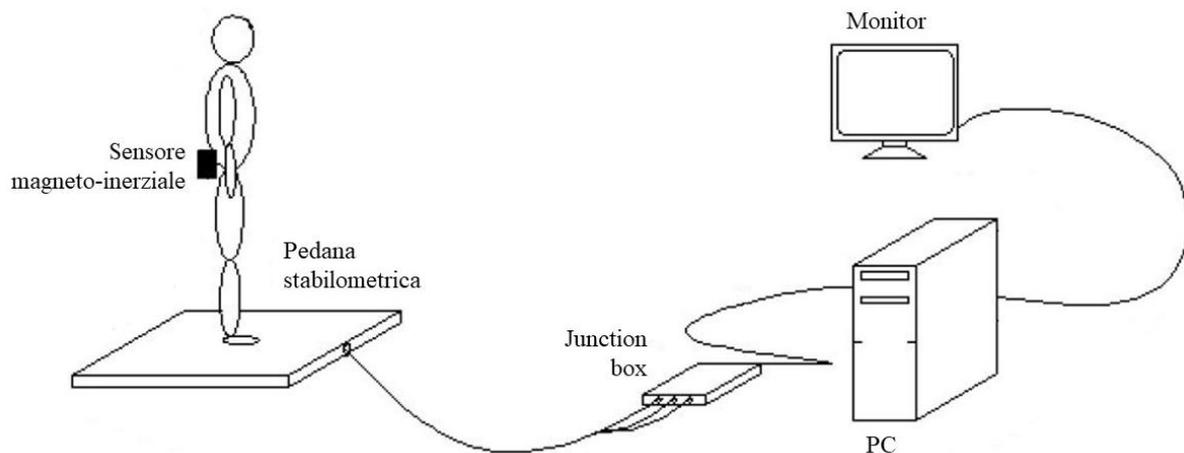


Figura 2-1: Schema delle componenti del sistema di acquisizione [41]

Il sistema di acquisizione è formato da cinque parti:

- *La pedana stabilometrica*: piattaforma stabilometrica mobile multicomponente Kistler type 9286A (Figura 2-2), le cui caratteristiche tecniche sono riportate nella Tabella 2-2; in prossimità dei vertici della pedana sono presenti quattro sensori di forza piezoelettrici a tre componenti che permettono di misurare le forze scambiate dai piedi del soggetto con la pedana. In uscita vengono restituiti 8 segnali (Tabella 2-3), i primi 4 sono una combinazione lineare delle componenti delle forze nel piano x-y, gli altri 4 sono le componenti verticali delle forze dei singoli sensori [39]. Nella Figura 2-3 è

rappresentato un particolare di un sensore di forza. Nella Figura 2-4 sono rappresentate le quote d'ingombro in millimetri e gli assi x, y e z, l'origine del sistema di riferimento è il punto centrale della pedana.

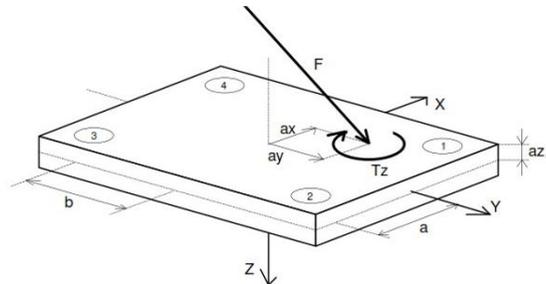


Figura 2-2: Piattaforma stabilometrica Kistler type 9286A [1]

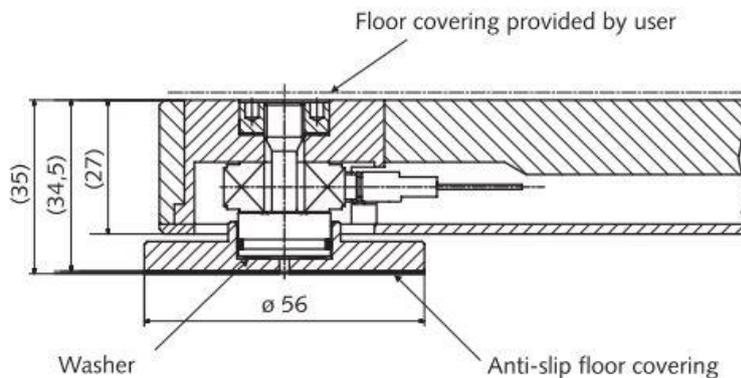


Figura 2-3: Particolare di un sensore della piattaforma Kistler [39]

Tabella 2-2: Caratteristiche tecniche della pedana stabilometrica Kistler type 9286A [39]

Dimensioni		600×400×35 mm
Range di misura	F_x, F_y	(-2,5 – 2,5) kN
	F_z	(0 – 10) kN
Overload	F_x, F_y	-3/3 kN
	F_z	0/12 kN
Linearità		< ± 0,5 %FSO
Isteresi		< 0,5 %FSO
Crosstalk	$F_x \leftrightarrow F_y$	< ± 1,5%
	$F_x, F_y \rightarrow F_z$	< ± 2,0%
	$F_z \rightarrow F_x, F_y$	< ± 0,5%
Rigidità	x-axle ($a_y=0$)	≈ 12 N/μm
	y-axle ($a_x=0$)	≈ 12 N/μm
	z-axle ($a_x=a_y=0$)	≈ 8 N/μm
Frequenza naturale	$f_0(x,y)$	≈ 350 Hz
	$f_0(z)$	≈ 200 Hz
Range operativo di temperatura		(0 – 60)°C
Peso		17,5 kg

Tabella 2-3: Segnali in uscita dalla pedana stabilometrica

Canale	Segnale	Descrizione
1	Fx12	Componente x della forza misurata dai sensori 1 e 2
2	Fx34	Componente x della forza misurata dai sensori 3 e 4
3	Fy14	Componente y della forza misurata dai sensori 1 e 4
4	Fy23	Componente y della forza misurata dai sensori 2 e 3
5	Fz1	Componente z della forza misurata dal sensore 1
6	Fz2	Componente z della forza misurata dal sensore 2
7	Fz3	Componente z della forza misurata dal sensore 3
8	Fz4	Componente z della forza misurata dal sensore 4

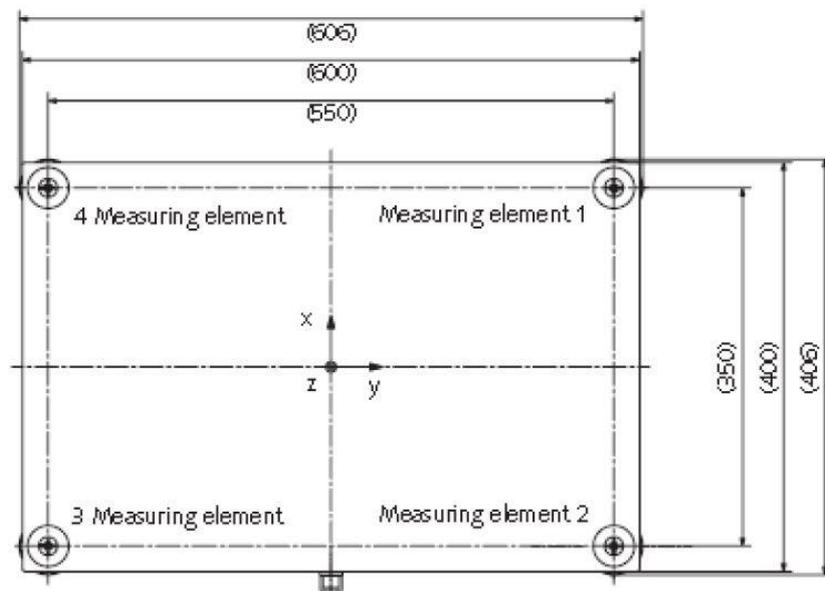


Figura 2-4: Quote d'ingombro della piattaforma Kistler [39]

- *La junction-box*: la junction-box serve alla connessione tra la pedana stabilometrica e la scheda PCI; provvede inoltre a fornire alimentazione elettrica alla pedana.
- *La scheda PCI*: la scheda PCI si trova all'interno del calcolatore e contiene un convertitore A/D a 14 bit. Tramite la scheda si acquisiscono i segnali dagli 8 canali della junction-box. Tramite l'apposito software è possibile impostare la frequenza di campionamento, variabile da 800 Hz e 10 kHz, la frequenza di cut-off e la dinamica di ingresso dei singoli canali, variabile da $\pm 1,25$ V a ± 10 V. Durante le acquisizioni è stata impostata una frequenza di campionamento di 2 kHz, una frequenza di cut-off di 5 Hz, una dinamica di $\pm 2,5$ V per i canali legati al piano xy e una dinamica di ± 5 V per i canali legati all'asse z, questi ultimi infatti acquisiscono segnali di ampiezza maggiore a causa della forza peso.

- *Il sensore inerziale*: l'Actigrafo contiene un sensore magneto-inerziale triassiale e acquisisce i segnali con una frequenza di campionamento di 80 Hz. L'utente può scegliere il momento in cui far iniziare l'acquisizione agendo su un pulsante presente sul dispositivo: quando il LED è di colore verde fisso il dispositivo è acceso, può comunicare con il computer per scaricare i dati ma non sta acquisendo segnali, quando il LED è verde lampeggiante con frequenza di 0,5 Hz il dispositivo sta acquisendo i segnali dall'accelerometro, dal giroscopio e dal magnetometro presenti al suo interno [40]. Nella Figura 2-5 è rappresentato il dispositivo e l'orientazione degli assi di riferimento x, y e z.



Figura 2-5: Il dispositivo Actigrafo e i suoi assi di riferimento [40]

- *La workstation*: la workstation è formata dal calcolatore collegato alla scheda PCI e da un monitor.

2.2.2 Software

Sono stati utilizzati due software:

- *Software del sistema STEP32 (DemItalia, Leini (TO), IT)*: il software permette di esportare i dati relativi alle acquisizioni in quanto, per ognuna di esse, salva un file (*.dat) contenente i segnali degli 8 canali.
- *LettoreDatiGrezzi (Medical Technology, Torino (TO), IT)*: l'interfaccia grafica del software permette di fare il download sul computer dei dati contenuti nel sensore, di visualizzare i dati utilizzando l'ambiente MATLAB e di cancellare tutti i dati presenti nel dispositivo. Il segnale relativo ad ogni acquisizione viene salvato in un file (*.mat) e il nome contiene la data e l'ora dell'acquisizione.

2.3 Protocollo di acquisizione

Il protocollo adottato prevede 12 acquisizioni per ogni soggetto, 3 per ognuna delle 4 condizioni seguenti:

- *Condizione ad occhi aperti e piedi divaricati (OAD)*: il soggetto mantiene la posizione ortostatica, con le braccia disposte lungo i fianchi, fissando una mira statica, con i piedi divaricati il più possibile e ruotati in una posizione confortevole.
- *Condizione ad occhi chiusi e piedi divaricati (OCD)*: il soggetto mantiene la stessa posizione della condizione precedente ad eccezione della condizione degli occhi che, in questo caso, sono chiusi.
- *Condizione ad occhi aperti e piedi uniti (OAU)*: il soggetto mantiene la posizione ortostatica, con le braccia disposte lungo i fianchi, fissando una mira statica, con i piedi uniti e al centro della pedana.
- *Condizione ad occhi chiusi e piedi uniti (OCU)*: il soggetto mantiene la stessa posizione della condizione precedente ad eccezione della condizione degli occhi che, in questo caso, sono chiusi.

L'ordine delle acquisizioni viene scelto in maniera casuale. La stanza in cui si svolgono le acquisizioni è normalmente illuminata. La pedana è posizionata a circa 2 metri dalla parete su cui è presente il target visivo che è fissato ad un'altezza di circa 1,70 m. Le istruzioni sono fornite dallo stesso operatore per tutte le prove, inoltre durante l'esame si limitano movimenti e rumori nella stanza per non interferire con la strumentazione e per non distrarre il soggetto.

Si posiziona il sensore inerziale sulla schiena del soggetto, con del nastro biadesivo, all'altezza della vertebra L5 prendendo come riferimento anatomico le creste iliache del soggetto in modo che il dispositivo sia vicino al centro di massa e sia in grado di seguirne i movimenti.

All'inizio di ogni acquisizione, dopo aver azzerato i canali della pedana con l'apposito pulsante, si invita il soggetto a salire sulla pedana indossando i propri calzini, ad assumere la posizione indicata dalla condizione prescelta e a rimanere in silenzio. Successivamente si avvia la registrazione dei segnali della pedana e del sensore inerziale e si chiede al soggetto di effettuare un saltello sui talloni mantenendo le punte dei piedi appoggiate sulla pedana. Il saltello ha lo scopo di individuare un evento specifico nella traccia del segnale e permettere la sincronizzazione dei segnali provenienti dalla pedana e dall'Actigrafo. Prima di terminare l'acquisizione si invita il soggetto ad effettuare un secondo saltello, in seguito si interrompe

l'acquisizione e si chiede al soggetto di scendere dalla pedana. Prima di procedere con una nuova acquisizione di attendono 60 s durante i quali il soggetto è libero di muoversi al fine di limitare fenomeni di affaticamento.

La durata di ogni acquisizione è di circa 1 minuto e 20 secondi. In fase di processing dei segnali viene selezionata la parte compresa tra i due saltelli di sincronizzazione e selezionati i 60 s centrali.

Capitolo 3

Elaborazione dei dati

Il primo passo nell'elaborazione dei dati è stato quello di creare una struttura per organizzare i segnali acquisiti e i parametri calcolati. I segnali provenienti dalla pedana sono stati processati in modo da rimuovere eventuali trend e ottenere le coordinate dello spostamento del centro di pressione nel piano orizzontale. Per quanto riguarda i segnali provenienti dall'Actigrafo sono stati selezionati i dati corrispondenti all'accelerometro e ottenute le coordinate dei campioni dell'evoluzione temporale del segnale di accelerazione nel piano orizzontale. Da tutti i segnali sono state rimosse la componente continua e le parti di non interesse per il calcolo dei parametri, come i saltelli di sincronizzazione ed eventuali transitori.

In questo capitolo verranno descritti i metodi con i quali sono stati elaborati i segnali registrati con entrambi i metodi di acquisizione e il calcolo dei parametri di interesse.

3.1 Struttura dei dati

Per organizzare i dati raccolti dai soggetti è stata creata una struttura nell'ambiente MATLAB. Essa è organizzata in modo da contenere, per ciascun soggetto, un identificativo numerico e quattro diverse sottostrutture (OAD, OCD, OAU, OCU) ciascuna delle quali contiene i dati relativi a una condizione di test.

Ogni sottostruttura contiene sei campi così da ospitare:

- Le matrici contenenti i segnali grezzi delle tre registrazioni, tagliati per ottenere i 60 secondi di interesse e sottocampionati alla frequenza di 80 Hz, provenienti dalla pedana;
- Le matrici contenenti i segnali grezzi dalle tre registrazioni, tagliati per ottenere i 60 secondi di interesse, provenienti dal sensore inerziale;

- Le coordinate delle componenti anteroposteriore e mediolaterale del centro di pressione (COP) per ciascuna registrazione;
- le coordinate delle componenti anteroposteriore e mediolaterale dell'accelerazione per ciascuna registrazione;
- la sottostruttura contenente i parametri ricavati dal COP per ogni registrazione, la media e la deviazione standard di ciascun parametro;
- la sottostruttura contenente i parametri ricavati dall'accelerazione per ogni registrazione, la media e la deviazione standard di ciascun parametro.

Una volta processati i segnali di tutti i soggetti e ottenuta la struttura compilata si sono trascritti su un foglio di calcolo i dati relativi alla media e alla deviazione standard dei parametri di ciascun soggetto.

La struttura è stata salvata in un file denominato "struttura_soggetti_esaminati.mat" utilizzando l'ambiente MATLAB.

3.2 Processing dei segnali

3.2.1 Segnali provenienti dalla pedana stabilometrica

I segnali registrati con la pedana stabilometrica vengono letti con un apposito script che li inserisce in una matrice con 8 righe, una per ciascun canale. Lo script legge anche l'header dei file permettendo di ricavare le informazioni inserite in sede di acquisizione tramite il software di STEP32, come i dati personali del soggetto, la data e l'ora dell'acquisizione, le frequenze di campionamento e di cut-off. I segnali vengono poi tagliati per ottenere i 60 secondi di interesse, la procedura è descritta nel paragrafo 3.2.3.

In seguito, si procede al calcolo delle coordinate dei campioni dell'evoluzione temporale del COP lungo l'asse anteroposteriore e l'asse mediolaterale che sono ottenute per combinazione lineare degli 8 canali.

Si calcolano i valori di forze e momenti scambiati tra il soggetto e la superficie della pedana, le formule utilizzate sono mostrate di seguito (le costanti a , b e a_{z0} sono fattori di correzione specifici della piattaforma utilizzata):

- Forza scambiata nella direzione anteroposteriore: $F_x = F_{x_{12}} + F_{x_{34}}$
- Forza scambiata nella direzione mediolaterale: $F_y = F_{y_{14}} + F_{y_{23}}$
- Forza peso: $F_z = F_{z_1} + F_{z_2} + F_{z_3} + F_{z_4}$

- Momento attorno all'asse x: $M_x = b * (F_{z_1} + F_{z_2} - F_{z_3} - F_{z_4})$
- Momento attorno all'asse y: $M_y = a * (-F_{z_1} + F_{z_2} + F_{z_3} - F_{z_4})$
- Coordinata x del COP (direzione anteroposteriore): $COP_x = (F_x * a_{z0} - M_y) / F_z$
- Coordinata y del COP (direzione mediolaterale): $COP_y = (F_y * a_{z0} + M_x) / F_z$

Le coordinate così ottenute presentano una frequenza di campionamento di 80 Hz (si rimanda al paragrafo 3.2.3). Per l'elaborazione è sufficiente una frequenza minore, si è scelto quindi di sottocampionare le coordinate a 20 Hz. In seguito, si sottrae il valor medio così da eliminare la componente continua dal segnale. Si esegue poi un'operazione di filtraggio passa alto con una frequenza di taglio di 0,05 Hz in modo da eliminare eventuali trend dal segnale. Dopo questi passaggi di elaborazione le coordinate sono pronte per il calcolo dei parametri stabilometrici.

3.2.2 Segnali provenienti dal sensore inerziale

I segnali registrati dall'Actigrafo rappresentano l'accelerazione, la velocità angolare e l'intensità del campo magnetico del punto in cui è applicato, cioè la zona lombare del soggetto vicina al suo centro di massa.

Tali segnali vengono letti utilizzando un apposito script che, a partire da ogni acquisizione, costruisce una matrice di 9 colonne contenente i campioni dei segnali e restituisce la frequenza di campionamento, in questo caso 80 Hz. Le prime 3 colonne si riferiscono ai segnali del giroscopio rispettivamente nelle direzioni x, y e z; le ultime 3 colonne si riferiscono ai segnali del magnetometro con la stessa formattazione.

I segnali di interesse sono quelli dell'accelerometro che si trovano nelle colonne 4, 5 e 6:

- la colonna 4 contiene i campioni del segnale lungo l'asse x (direzione mediolaterale)
- la colonna 5 contiene i campioni del segnale lungo l'asse y (direzione verticale)
- la colonna 6 contiene i campioni del segnale lungo l'asse z (direzione anteroposteriore)

Lo script restituisce in uscita una matrice con 3 righe contenenti rispettivamente i campioni dell'accelerazione lungo gli assi mediolaterale, verticale e anteroposteriore.

I segnali vengono poi tagliati per ottenere i 60 secondi di interesse, la procedura è descritta nel paragrafo 3.2.3.

In seguito, si elaborano i segnali per ottenere le coordinate dei campioni dell'evoluzione temporale del segnale di accelerazione nel piano orizzontale. In particolare, viene eseguito un sottocampionamento a 20 Hz, viene applicato un filtro passabasso di Butterworth di ordine 3

con frequenza di taglio di 5 Hz e viene eliminato il valor medio escludendo così la componente continua dal successivo calcolo dei parametri. La rimozione del valor medio permette anche di eliminare la componente costante di gravità che è legata all'inclinazione del sensore [33]. La nuova frequenza è stata scelta osservando la densità spettrale di potenza del segnale di accelerazione (risoluzione spettrale apparente di 0,04 Hz, Figura 3-1).

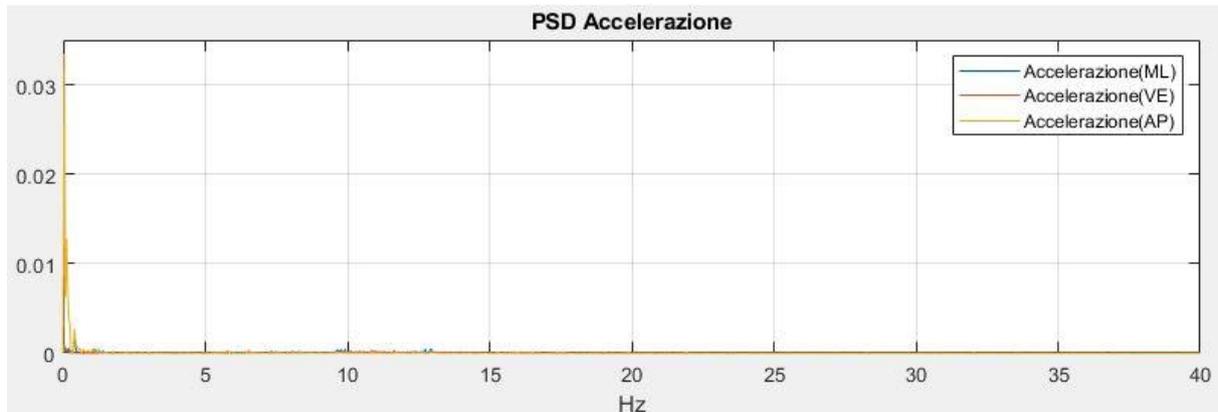


Figura 3-1: Densità spettrale di potenza di un segnale di accelerazione

3.2.3 Taglio dei segnali

Come accennato nei paragrafi precedenti, i segnali stabilometrici e di accelerazione vengono tagliati in modo da selezionare 60 secondi di segnale utile. Lo scopo è ottenere sincronizzazione tra la piattaforma di forza e il sensore inerziale. Si procede quindi utilizzando il segnale F_z per la pedana e il segnale di accelerazione verticale per l'Actigrafo come segnali di riferimento per individuare i saltelli di sincronizzazione.

Come prima operazione si sottocampionano i segnali provenienti dagli 8 canali della pedana passando così da una frequenza di campionamento di 2 kHz a una di 80 Hz. Con una frequenza di 2 kHz il numero di campioni risulta eccessivo rispetto a quanti ne servano per l'elaborazione. Nonostante la frequenza di campionamento finale sia di 20 Hz (paragrafi 3.2.1 e 3.2.2), si è scelto di sottocampionare ad 80 Hz per ottenere un confronto più immediato con i segnali dell'Actigrafo in quanto essi sono campionati ad 80 Hz dal dispositivo; con tale frequenza inoltre si ottiene una rappresentazione grafica migliore degli istanti corrispondenti ai saltelli.

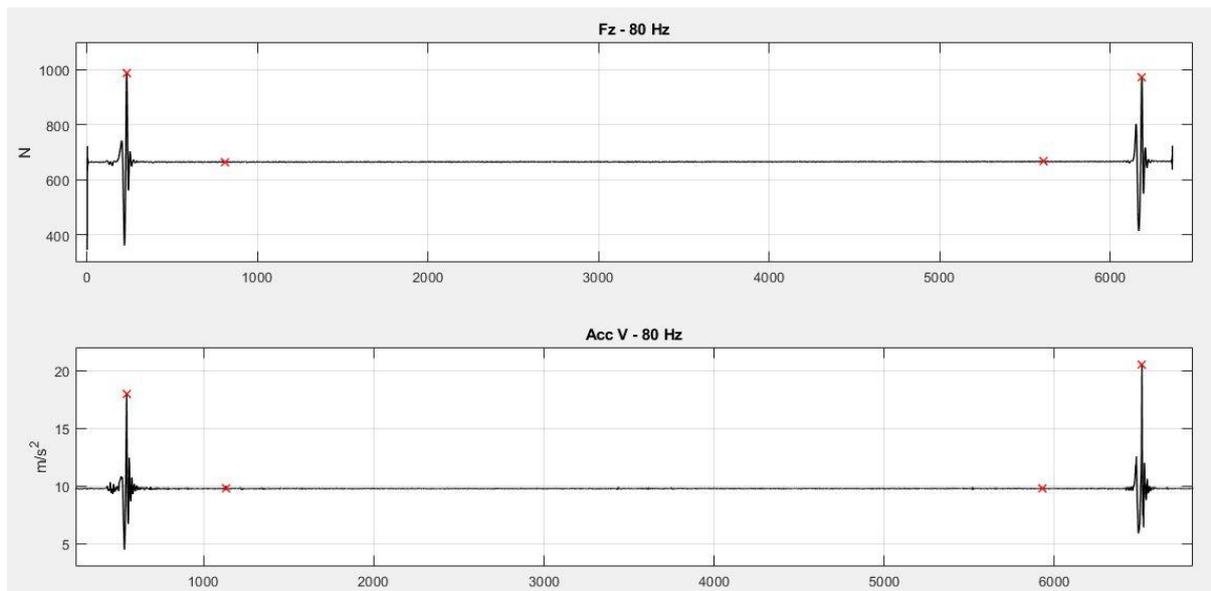


Figura 3-2: Esempio di ciò che viene visualizzato dall'utente in seguito al taglio dei segnali

Lo script creato seleziona i due picchi di ampiezza maggiore del segnale di accelerazione verticale, che corrispondono all'istante in cui il soggetto appoggia nuovamente i talloni sulla pedana in seguito ai saltelli iniziale e finale, e li usa come punti di riferimento per il taglio; visualizza poi in un'unica schermata i due segnali di riferimento e permette all'utente di inserire manualmente gli indici corrispondenti ai due saltelli sul segnale F_z in modo che essi risultino sincronizzati a quelli contrassegnati sul segnale di accelerazione. In Figura 3-2 si può vedere un esempio di ciò che viene visualizzato dall'utente dopo aver scelto gli indici per il segnale F_z .

La scelta di far intervenire l'utente è dettata dal fatto che l'aspetto del segnale F_z durante un salto di sincronizzazione varia con il soggetto e varia anche tra i momenti iniziale e finale dell'acquisizione, invece l'aspetto del salto su un segnale di accelerazione presenta caratteristiche che lo rendono più adatto a una selezione automatica, come la presenza di un picco molto alto rispetto al resto del segnale.

Una volta ottenuti i due indici dei saltelli per ciascun segnale di riferimento si selezionano, nelle tre direzioni sia per i segnali stabilometrici che di accelerazione, i campioni corrispondenti ad una durata di 60 secondi attorno al punto centrale tra i due.

3.3 Calcolo dei parametri

I parametri posturografici calcolati utilizzano i segnali nel dominio del tempo. È stato scelto un set di parametri, elencati di seguito, che risultano essere quelli di formulazione più semplice e di facile interpretazione. La formulazione matematica dei parametri è stata applicata allo stesso

modo sia per i segnali stabilometrici provenienti dalla pedana sia per i segnali di accelerazione acquisiti con il sensore inerziale.

AP[n] e ML[n] rappresentano l'n-esimo campione del segnale COP o del segnale di accelerazione rispettivamente lungo la direzione anteroposteriore e mediolaterale, T è la lunghezza del segnale analizzato in secondi (60 s), N è il numero di campioni di ciascun segnale (con una frequenza di campionamento di 20 Hz, N = 1200). Le formule seguenti sono state implementate in MATLAB, gli indici di Romberg invece sono stati calcolati usando Microsoft Excel.

- **Area:** stima dell'area racchiusa dalla traiettoria del segnale per unità di tempo, si misura in mm²/s se si considera la traiettoria del COP, in m²/s⁵ se si considera la traiettoria dell'accelerazione. Essa è calcolata sommando le aree dei triangoli aventi per vertici due campioni consecutivi del segnale e il centro del sistema di riferimento.

$$Area = \frac{1}{2T} \sum_{n=1}^{N-1} |AP[n+1]ML[n] - AP[n]ML[n+1]| \quad (3.1)$$

- **rmsAP:** calcolato come deviazione standard del segnale lungo la direzione anteroposteriore, rappresenta il valore efficace del segnale considerato, si misura in mm se si considera il segnale COP, in m/s² se si considera il segnale di accelerazione.

$$rmsAP = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (AP[n] - \overline{AP})^2} \quad (3.2)$$

- **rmsML:** calcolato come deviazione standard del segnale lungo la direzione mediolaterale, rappresenta il valore efficace del segnale considerato, si misura in mm se si considera il segnale COP, in m/s² se si considera il segnale di accelerazione.

$$rmsML = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (ML[n] - \overline{ML})^2} \quad (3.3)$$

- **Path Length:** è la lunghezza della traiettoria descritta dal segnale, calcolata come somma delle distanze tra punti consecutivi, si misura in mm se si considera il segnale COP, in m/s² se si considera il segnale di accelerazione.

$$PL = \sum_{n=1}^{N-1} \sqrt{(AP[n+1] - AP[n])^2 + (ML[n+1] - ML[n])^2} \quad (3.4)$$

- **Ellipse Area:** l'area del più piccolo ellisse che contiene tutti i punti della traiettoria del segnale, si misura in mm² se si considera il segnale COP, in cm²/s⁴ se si considera il segnale di accelerazione. Per ottenere il valore dell'area è stato tracciato il segnale su un piano ML-AP; in seguito, tramite opportune funzioni contenute nelle librerie di MATLAB, sono state ottenute le coordinate dei punti più esterni seguendo diverse direzioni radiali; poi è stata creata una maschera dove in bianco è rappresentato il poligono ottenuto unendo i punti trovati e in nero lo sfondo; infine sono state estratte le caratteristiche geometriche del poligono tra cui l'asse maggiore (parametro **Asse Maggiore**), l'asse minore (parametro **Asse Minore**) e l'eccentricità (parametro **Eccentricità**).

$$EllipseArea = \frac{Asse\ Maggiore * Asse\ Minore}{4} * \pi \quad (3.5)$$

- **Indice di Romberg:** è il rapporto tra il valore di un parametro nella condizione di occhi chiusi e il valore dello stesso nella condizione di occhi aperti a parità di ampiezza della base di appoggio, è adimensionale. Questo parametro viene normalmente utilizzato per valutare quanto il feedback visivo influisca sulle performance di un soggetto che mantiene la posizione eretta in quiete, confronta infatti i due valori di un parametro stabilometrico riferiti a un test condotto ad occhi aperti e lo stesso test condotto ad occhi chiusi. Per questo lavoro è stato scelto di calcolare un terzo indice che non mantiene costante l'ampiezza della base d'appoggio in modo da evidenziare maggiori differenze tra le condizioni di test, in particolare si confrontano la condizione di test in cui il soggetto mantiene gli occhi chiusi e i piedi uniti con la condizione in cui mantiene gli occhi aperti e i piedi divaricati.

$$Indice\ di\ Romberg_{piedi\ uniti} = \frac{parametro_{piedi\ uniti}^{occhi\ chiusi}}{parametro_{piedi\ uniti}^{occhi\ aperti}} \quad (3.6)$$

$$Indice\ di\ Romberg_{piedi\ divaricati} = \frac{parametro_{piedi\ divaricati}^{occhi\ chiusi}}{parametro_{piedi\ divaricati}^{occhi\ aperti}} \quad (3.7)$$

$$Indice\ di\ Romberg_{misto} = \frac{parametro_{piedi\ uniti}^{occhi\ chiusi}}{parametro_{piedi\ divaricati}^{occhi\ aperti}} \quad (3.8)$$

Capitolo 4

Descrizione dei risultati

In seguito all'elaborazione dei segnali acquisiti sono stati calcolati i parametri geometrici di interesse in ambiente MATLAB, i cui valori sono stati esportati su Microsoft Excel, e gli indici di Romberg a partire dai valori dei parametri stessi, utilizzando Microsoft Excel.

In questo capitolo verranno descritti i risultati ottenuti a partire dall'elaborazione dei segnali acquisiti tramite la pedana stabilometrica e il sensore magnetoinerziale. Verranno messe a confronto le diverse condizioni di test effettuate in modo da evidenziare l'effetto della variazione di ampiezza della base di appoggio e del feedback visivo.

4.1 Rappresentazione dei segnali

Le oscillazioni posturali dei soggetti sono state rappresentate sul piano orizzontale utilizzando i valori di accelerazione del COM e di spostamento del COP nelle direzioni anteroposteriore e mediolaterale. Il risultato di questa rappresentazione è il tipico aspetto a gomito che caratterizza la traiettoria delle oscillazioni posturali.

La rappresentazione ottenuta utilizzando le coordinate dell'accelerazione, Figura 4-1, presenta un aspetto molto simile allo sway path tradizionale, nonostante la grandezza osservata non sia uno spostamento come nel caso del gomito ottenuto dal COP, Figura 4-2.

In entrambi i casi si nota come passando da una prova ad occhi aperti ad una ad occhi chiusi le dimensioni della traccia sul piano in termini di area occupata crescano; inoltre se si confronta una prova a piedi divaricati con una prova a piedi uniti si osserva che la larghezza dei gomiti in direzione mediolaterale aumenta a sostegno del fatto che, con una base di appoggio larga in questa direzione, il soggetto tende a sbilanciarsi di più in direzione anteroposteriore.

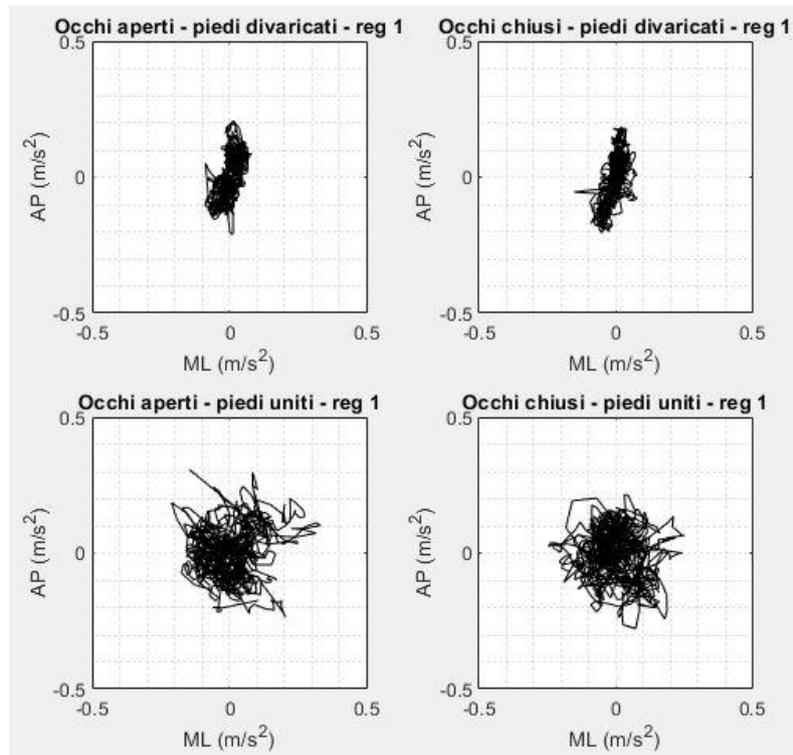


Figura 4-1: Rappresentazione dell'accelerazione del centro di massa

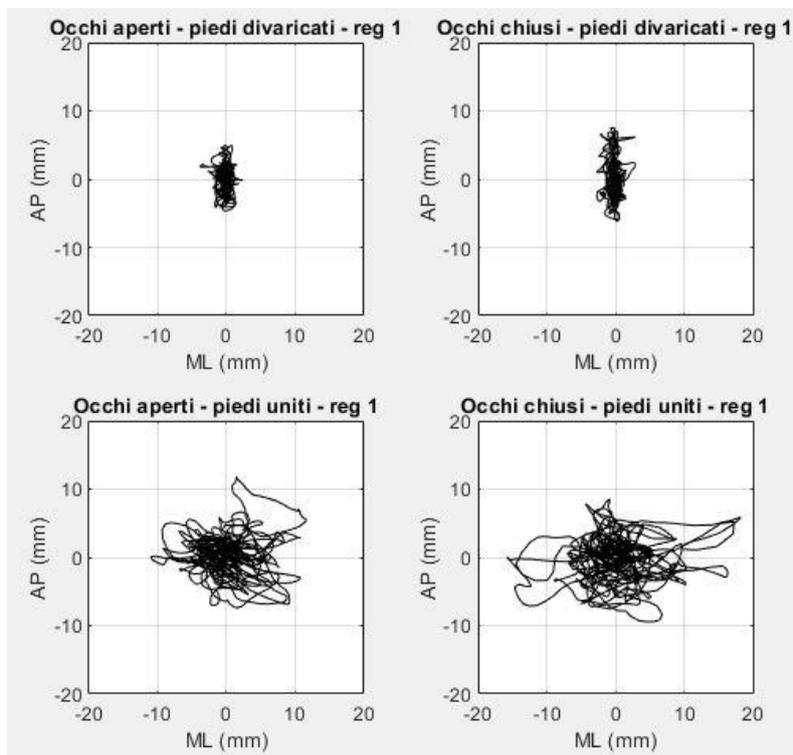


Figura 4-2: Rappresentazione della traiettoria del centro di pressione

Le figure sopra riportate mostrano i gomitolari di uno stesso soggetto nelle quattro condizioni di test descritte in precedenza. Per entrambi i sistemi di acquisizione di nota che durante le prove a piedi divaricati il soggetto oscilla principalmente in direzione anteroposteriore, tuttavia l'asse lungo cui si sviluppa la traccia del COP appare allineato con l'asse anteroposteriore mentre quello lungo cui si sviluppa la traccia dell'accelerazione appare inclinato.



Figura 4-3: Posizionamento del sensore inerziale [42]

Una possibile spiegazione di questa evidenza si può ricercare nel posizionamento del sensore inerziale (Figura 4-3), esso infatti è stato posizionato sulla zona lombare del soggetto, all'altezza della cresta iliaca sinistra sulla fascia toracolumbale, molto vicino alla spina dorsale; in molti soggetti questa zona non è perfettamente parallela al piano frontale quindi il sensore, subisce una lieve rotazione attorno all'asse verticale quando viene applicato alla cute; l'Actigrafo quindi vedrà i suoi assi AP ed ML non allineati con quelli fisiologici del soggetto e con quelli della padana stabilometrica.

4.2 Confronto tra i parametri calcolati con i due sistemi di acquisizione

Al fine di confrontare i due sistemi di misura, i valori assunti da ogni parametro sono riportati in due grafici, uno relativo al centro di pressione e uno relativo all'accelerazione; considerando alcune coppie di condizioni di test, per ogni parametro è presente una tabella – meglio descritta nei sottoparagrafi seguenti – contenente le variazioni percentuali dei valori.

La Figura 4-4 e Figura 4-5 la rappresentano i valori medi assunti dal parametro Area con i relativi errori standard al variare della posizione assunta dai soggetti, dalla più stabile (OAD) a quella che mette maggiormente alla prova l'equilibrio (OCU).

Lo stesso tipo di rappresentazione è stato scelto per gli altri parametri, rispettivamente in Figura 4-6 e in Figura 4-7 per i parametri RMS_{AP} e RMS_{ML} , in Figura 4-8 per il parametro Path Length, in Figura 4-9 e in Figura 4-10 per il parametro Ellipse Area, in Figura 4-11, in Figura 4-12 e in Figura 4-13 rispettivamente per i parametri Asse Maggiore, Asse Minore ed Eccentricità.

4.2.1 Area

Il parametro Area è molto utilizzato per quantificare le proprietà geometriche del gomitolo dello sway path in quanto è possibile fare una prima valutazione qualitativa di questa proprietà osservando la traccia sul piano della traiettoria del COP o dell'accelerazione del COM.

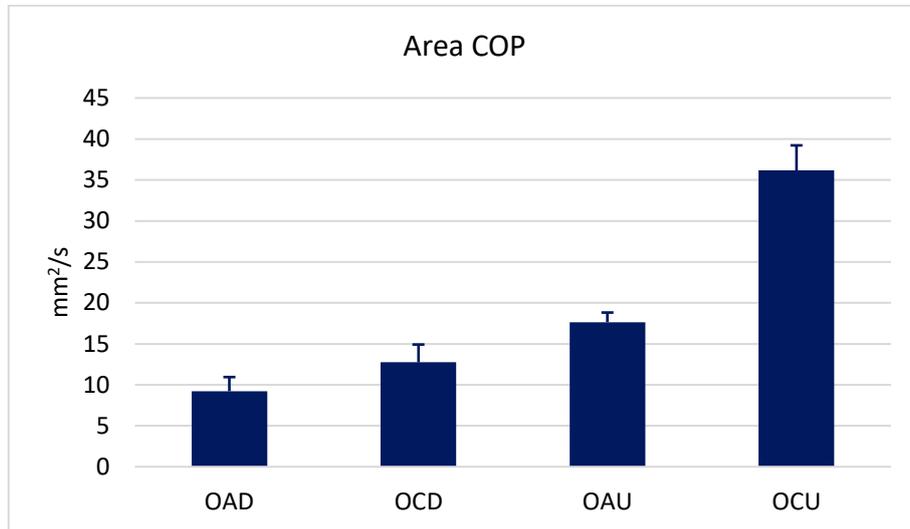


Figura 4-4: Valori del parametro Area nelle quattro condizioni per la pedana stabilometrica

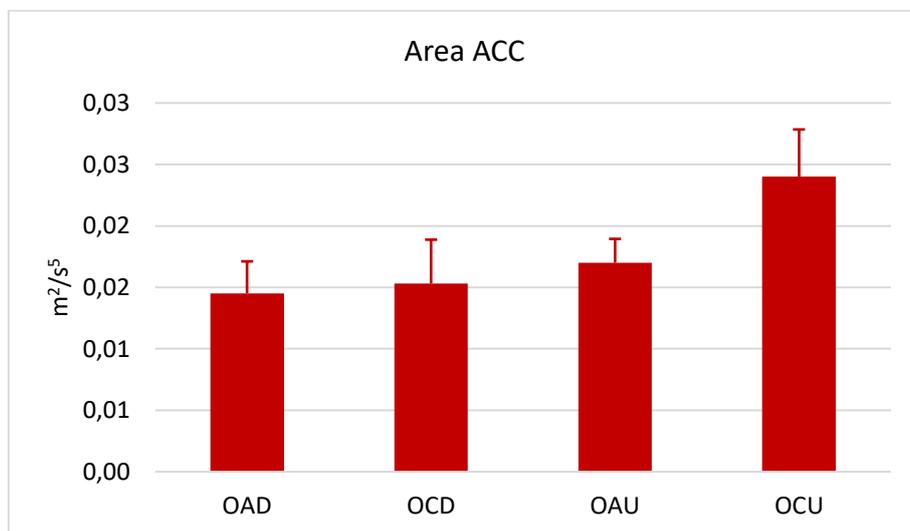


Figura 4-5: Valori del parametro Area nelle quattro condizioni per il sensore inerziale

Nel nostro caso di studio è stata calcolata l'area per unità di tempo e ci si aspetta che il suo valore cresca passando da una condizione di test ad occhi aperti ad una ad occhi chiusi e che cresca anche passando da una condizione di test con base di appoggio larga (PD) ad una con base di appoggio ristretta (PU). Per osservare in modo più chiaro queste variazioni si osservi la Tabella 4-1 seguente nella quale sono riportate le differenze percentuali tra i valori di Area.

Tabella 4-1: Variazioni percentuali del parametro Area

Area	Piedi divaricati	Piedi uniti	Occhi aperti	Occhi chiusi	
	OA → OC	OA → OC	PD → PU	PD → PU	OAD → OCU
COP	+ 38 %	+ 105 %	+ 91,5 %	+ 184 %	+ 292 %
ACC	+ 5,3 %	+ 41 %	+ 17 %	+ 57 %	+ 65 %

Dalle variazioni percentuali si osserva che in entrambi i casi i valori del parametro aumentano come ci si aspettava; si nota inoltre che con i segnali di accelerazione in tutte le coppie di condizioni di test confrontate si ottiene un aumento minore rispetto a quello ottenuto osservando la traiettoria del COP.

Il segnale ottenuto dall'accelerometro permette di distinguere tra la condizione di occhi aperti e quella di occhi chiusi in misura maggiore se il soggetto mantiene i piedi uniti piuttosto che divaricati e permette di distinguere meglio tra una base d'appoggio larga e una ristretta se il soggetto mantiene gli occhi chiusi piuttosto che aperti durante la prova; nel caso in cui si confrontano le due condizioni estreme di test (OAD → OCU) si ottiene l'aumento percentuale maggiore del parametro Area.

4.2.2 Valori RMS

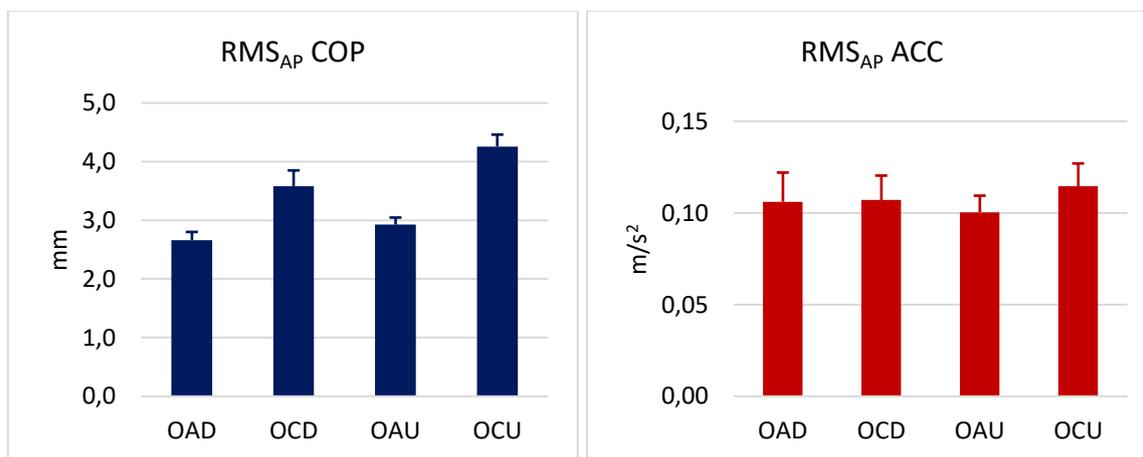


Figura 4-6: Valori del parametro RMS lungo l'asse anteroposteriore nelle quattro condizioni per la pedana stabilometrica e per il sensore inerziale

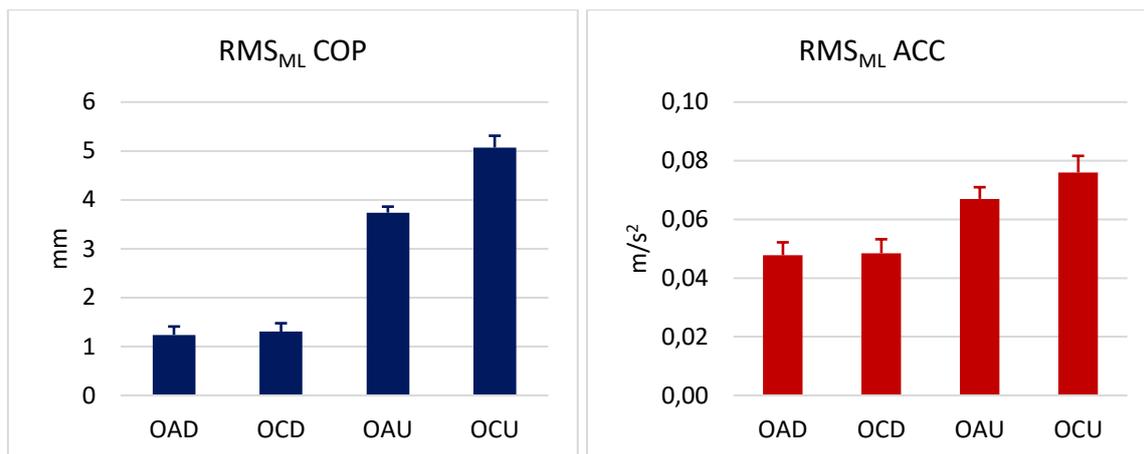


Figura 4-7: Valori del parametro RMS lungo l'asse mediolaterale nelle quattro condizioni per la pedana stabilometrica e per il sensore inerziale

Il valore RMS è il valore quadratico medio della distanza dei punti della traiettoria del COP o delle coordinate di ACC rispetto al punto centrale. Ci si aspetta che il valore RMS in direzione anteroposteriore aumenti passando dalla condizione di occhi aperti a quella di occhi chiusi e che aumenti anche passando dalla condizione di base di appoggio larga a quella di base di appoggio ristretta. Per quanto riguarda il valore RMS in direzione mediolaterale ci si aspetta un comportamento simile all' RMS_{AP} per quanto riguarda la variazione di condizione visiva, mentre ci si aspetta un notevole aumento del suo valore quando la base di appoggio si restringe. Nella Tabella 4-2 seguente si riportano le variazioni percentuali dei parametri RMS_{AP} e RMS_{ML} .

Tabella 4-2: Variazioni percentuali dei parametri RMS-AP e RMS-ML

RMS_{AP}	Piedi divaricati	Piedi uniti	Occhi aperti	Occhi chiusi	
	OA → OC	OA → OC	PD → PU	PD → PU	OAD → OCU
COP	+ 34,5 %	+ 45,5 %	+ 10 %	+ 19 %	+ 60 %
ACC	+ 0,9 %	+ 14 %	- 5 %	+ 7 %	+ 8 %
RMS_{ML}	Piedi divaricati	Piedi uniti	Occhi aperti	Occhi chiusi	
	OA → OC	OA → OC	PD → PU	PD → PU	OAD → OCU
COP	+ 5 %	+ 36 %	+ 202 %	+ 289 %	+ 310 %
ACC	+ 1,5 %	+ 13 %	+ 40 %	+ 57 %	+ 59 %

Osservando le variazioni percentuali si nota che i valori RMS calcolati a partire dai segnali acquisiti con i due sistemi di acquisizione presentano gli incrementi che ci si aspetta di vedere

anche se con l'accelerometro si ottengono incrementi minori rispetto all'utilizzo della pedana stabilometrica.

In generale il segnale di accelerazione permette di distinguere tra condizioni diverse in cui varia l'ampiezza della base di appoggio o la presenza di feedback visivo; la maggiore discriminazione si ottiene nel confronto tra OAU e OCU (+ 14 %) per quanto riguarda l' RMS_{AP} e, in accordo con la pedana stabilometrica, nel confronto OCD – OCU (+ 57 %) e OAD – OCU (+ 59 %) per quanto riguarda l' RMS_{ML} . Nel caso in cui si confrontano le condizioni OAD e OAU i due sistemi sono in disaccordo, infatti mentre l' RMS_{AP} ottenuto con il COP mostra un incremento del 10 % quello ottenuto con l'accelerazione mostra un decremento del 5 %.

4.2.3 Path Length

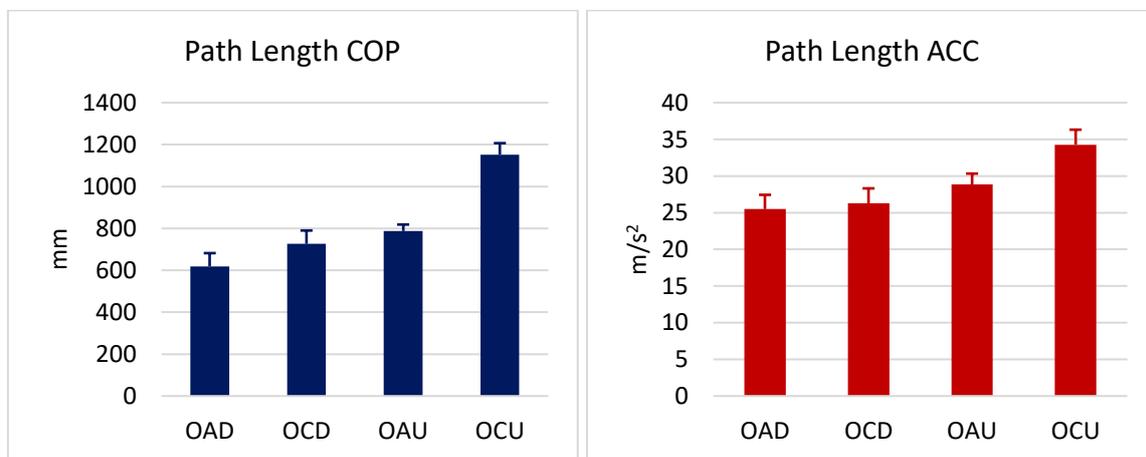


Figura 4-8: Valori del parametro Path Length nelle quattro condizioni per la pedana stabilometrica e per il sensore inerziale

Il parametro Path Length misura la lunghezza della traiettoria del COP e in modo analogo la lunghezza della traccia dell'accelerazione sul piano orizzontale. Valori crescenti di questo parametro indicano che il soggetto esaminato aumenta le oscillazioni corporee rispetto a una condizione presa come riferimento. Osservando i grafici precedenti è possibile confermare questa evidenza, in quanto passando dalla condizione di maggiore stabilità (OAD) a quella di minore stabilità (OCU) il parametro Path Length aumenta il suo valore sia che si consideri la pedana stabilometrica come sistema di misura sia che si consideri il sensore inerziale.

Dalla Tabella 4-3 seguente si nota che l'incremento maggiore di lunghezza (escludendo il caso OAD → OCU che confronta le due situazioni più estreme e che quindi presenta l'incremento percentuale maggiore in entrambi i sistemi di misura) si ottiene quando si confrontano le due prove in cui il soggetto, mantenendo gli occhi chiusi, usa la base di appoggio più larga e successivamente quella ristretta (OCD → OCU). In tutti i casi i valori ottenuti sono in accordo

con ciò che ci si aspetta dal parametro Path Length, infatti sia tramite l'utilizzo della pedana che del sensore inerziale si ottengono degli incrementi, seppur in misura minore per l'accelerometro. Attraverso questo parametro, il sensore inerziale discrimina meglio tra la condizione di occhi chiusi e quella di occhi aperti se il soggetto mantiene i piedi uniti, discrimina meglio tra piedi divaricati e piedi uniti se il soggetto mantiene gli occhi chiusi.

Tabella 4-3: Variazioni percentuali del parametro Path Length

Path Length	Piedi divaricati	Piedi uniti	Occhi aperti	Occhi chiusi	
	OA → OC	OA → OC	PD → PU	PD → PU	OAD → OCU
COP	+ 17 %	+ 46 %	+ 27 %	+ 59 %	+ 86 %
ACC	+ 3 %	+ 19 %	+ 13 %	+ 30 %	+ 34,5 %

4.2.4 Ellipse Area, assi dell'ellisse ed eccentricità

Il parametro Ellipse Area permette di stimare l'entità delle oscillazioni corporee dalla superficie racchiusa dalla traiettoria del COP e in modo analogo dall'accelerazione del COM. A questo parametro è possibile associarne altri tre per descrivere le proprietà geometriche dell'ellisse ed ottenere informazioni aggiuntive sulla forma del gomitollo dello sway path. Ci si aspetta che l'area ellittica aumenti il suo valore, in modo analogo al parametro Area; che i due assi abbiano valori simili quando il soggetto esegue una prova a piedi uniti e che abbiano valore molto diverso quando il soggetto esegue una prova a piedi divaricati; che l'eccentricità sia prossima ad uno quando si eseguono prove a piedi divaricati e che diminuisca con prove a piedi uniti.

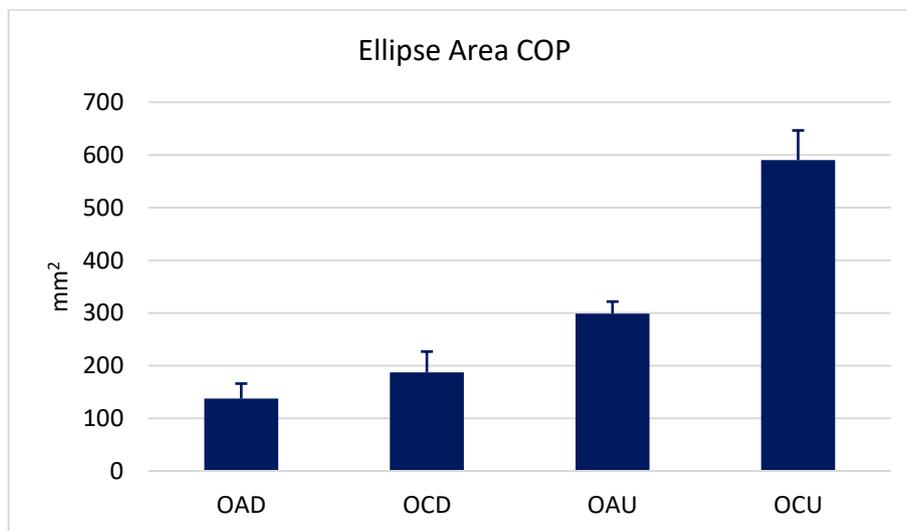


Figura 4-9: Valori del parametro Ellipse Area nelle quattro condizioni per la pedana stabilometrica

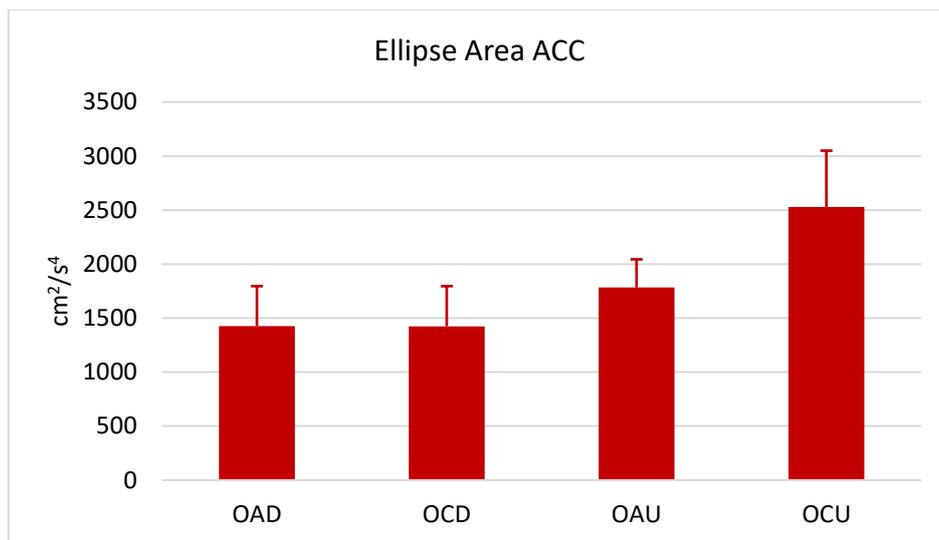


Figura 4-10: Valori del parametro Ellipse Area nelle quattro condizioni per il sensore inerziale

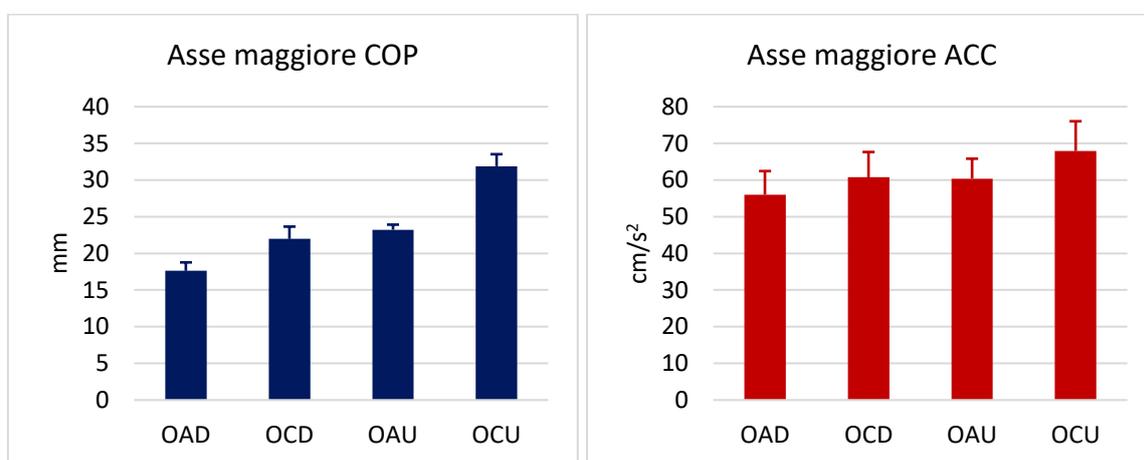


Figura 4-11: Valori del parametro Asse Maggiore nelle quattro condizioni per la pedana stabilometrica e per il sensore inerziale

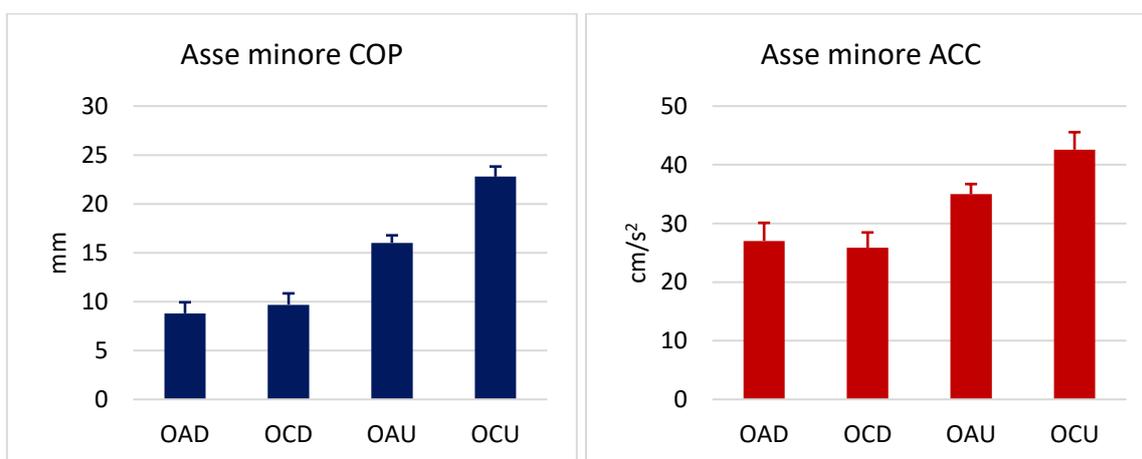


Figura 4-12: Valori del parametro Asse Minore nelle quattro condizioni per la pedana stabilometrica e per il sensore inerziale

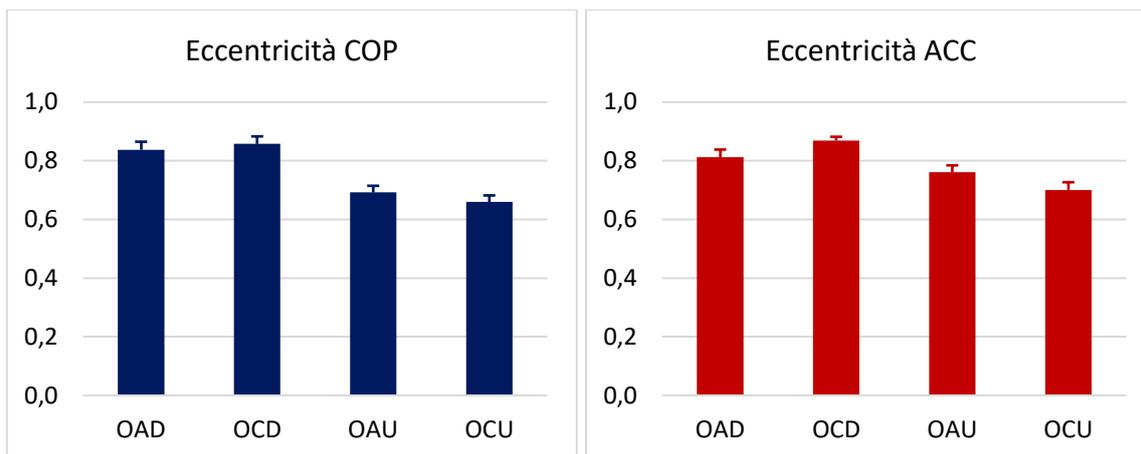


Figura 4-13: Valori del parametro Eccentricità nelle quattro condizioni per la pedana stabilometrica e per il sensore inerziale

Le figure precedenti mostrano i risultati ottenuti per questi parametri. Si nota che l'andamento dei parametri rispecchia le aspettative, sia che si osservino i valori ottenuti a partire dal COP sia quelli ottenuti utilizzando l'accelerazione.

Per osservare meglio le differenze tra i due sistemi di misura si riportano le variazioni percentuali dei parametri nella Tabella 4-4, sono evidenziati in rosso i due casi in cui si ottengono risultati contrastanti. Le variazioni dei valori che riguardano l'accelerometro indicano che è possibile distinguere tra le diverse condizioni di test con questo strumento.

Tabella 4-4: Variazioni percentuali dei parametri Ellipse Area, Asse Maggiore, Asse Minore, Eccentricità

<i>Ellipse Area</i>	Piedi divaricati	Piedi uniti	Occhi aperti	Occhi chiusi	OAD → OCU
	OA → OC	OA → OC	PD → PU	PD → PU	
COP	+ 36 %	+ 98 %	+ 117 %	+ 216 %	+ 330 %
ACC	- 0,1 %	+ 42 %	+ 25 %	+ 78 %	+ 77 %
<i>Asse Maggiore</i>	Piedi divaricati	Piedi uniti	Occhi aperti	Occhi chiusi	OAD → OCU
	OA → OC	OA → OC	PD → PU	PD → PU	
COP	+ 25 %	+ 37 %	+ 32 %	+ 45 %	+ 81 %
ACC	+ 8,5 %	+ 12,5 %	+ 8 %	+ 12 %	+ 21 %

<i>Asse Minore</i>	Piedi divaricati	Piedi uniti	Occhi aperti	Occhi chiusi	
	OA → OC	OA → OC	PD → PU	PD → PU	OAD → OCU
COP	+ 10 %	+ 42 %	+ 82 %	+ 135 %	+ 160 %
ACC	- 4,3 %	+ 22 %	+ 29,5 %	+ 65 %	+ 58 %

<i>Eccentricità</i>	Piedi divaricati	Piedi uniti	Occhi aperti	Occhi chiusi	
	OA → OC	OA → OC	PD → PU	PD → PU	OAD → OCU
COP	+ 2,4 %	- 4,8 %	- 17 %	- 23 %	- 21,3 %
ACC	+ 7 %	- 8 %	- 6 %	- 19 %	- 14 %

4.2.5 Indici di Romberg

Per ogni parametro sono stati calcolati tre diversi indici di Romberg con lo scopo di valutare come le diverse condizioni di test vengono rilevate dai due sistemi di misura.

È stata scelta una rappresentazione diversa da quella descritta in precedenza per gli altri parametri. Nei grafici seguenti, per ogni parametro e per ogni sistema di misura, sono mostrati i valori di tre diversi indici: il primo e il secondo servono a valutare l'impatto del feedback visivo nella condizione in cui la base di appoggio è rispettivamente ampia o ristretta, il terzo serve a confrontare tra loro le due situazioni più estreme, ovvero l'assenza di feedback visivo su una base di appoggio ristretta e la presenza di feedback visivo su un'ampia base d'appoggio.

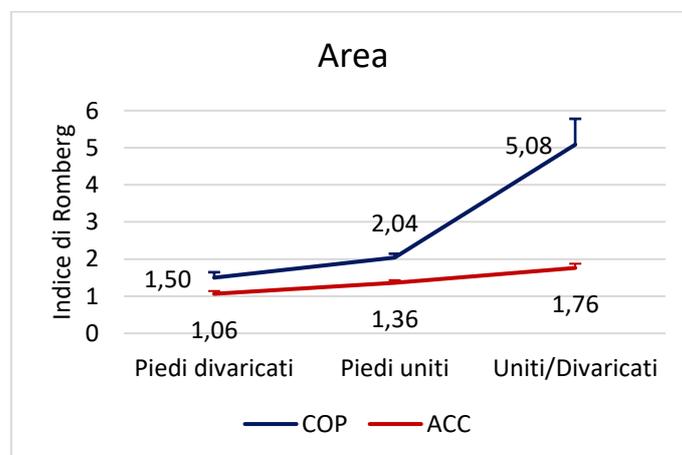


Figura 4-14: Indici di Romberg relativi al parametro Area

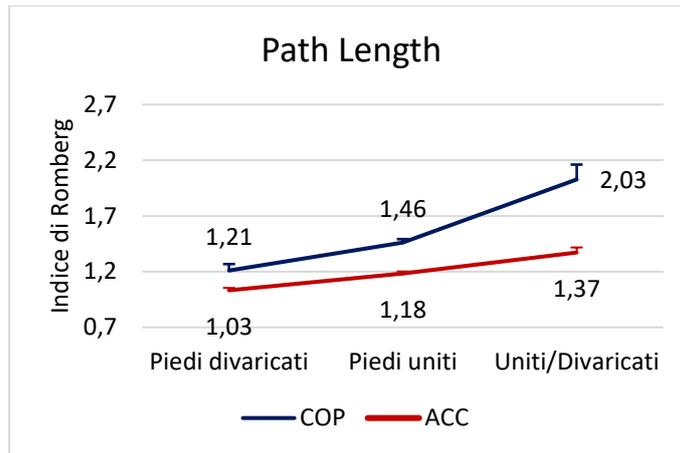


Figura 4-15: Indici di Romberg relativi al parametro Path Length

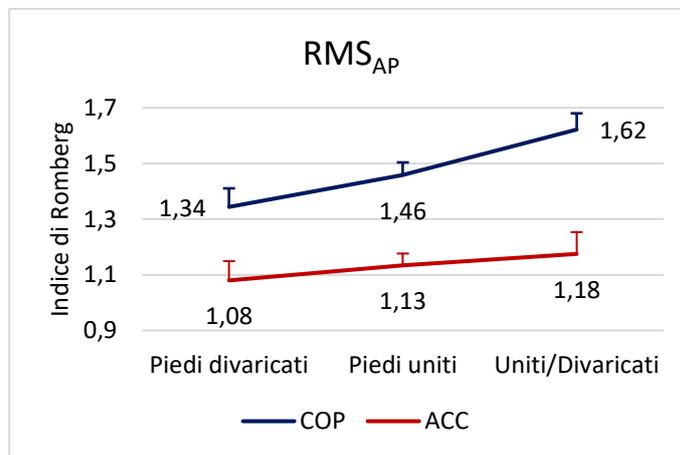


Figura 4-16: Indici di Romberg relativi al parametro RMS-AP

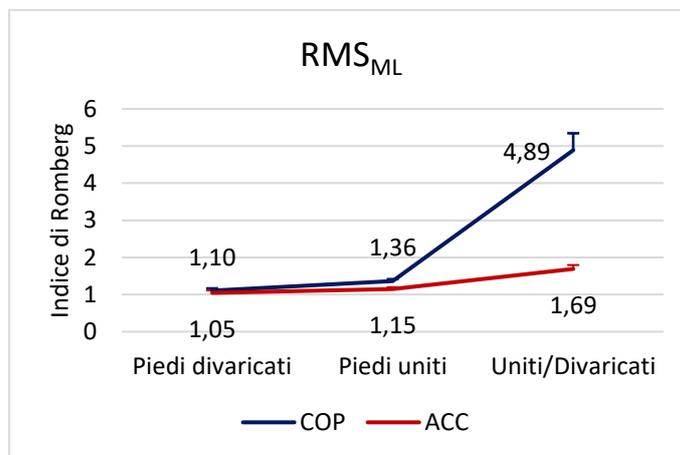


Figura 4-17: Indici di Romberg relativi al parametro RMS-ML

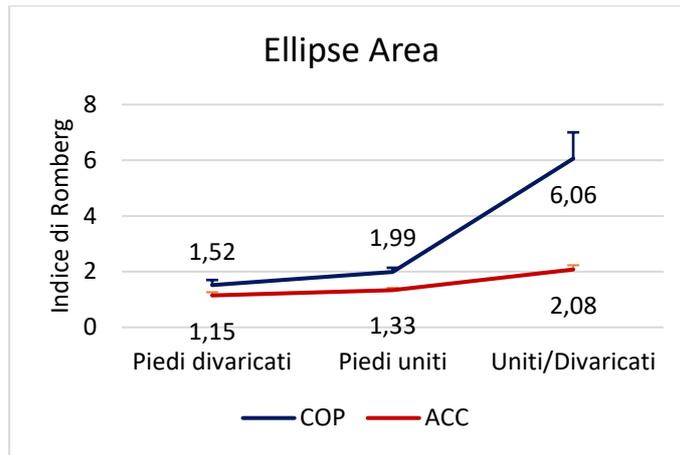


Figura 4-18: Indici di Romberg relativi al parametro Ellipse Area

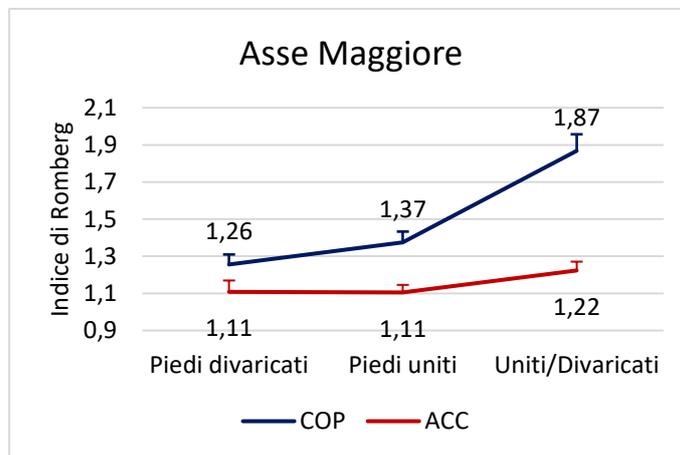


Figura 4-19: Indici di Romberg relativi al parametro Asse Maggiore

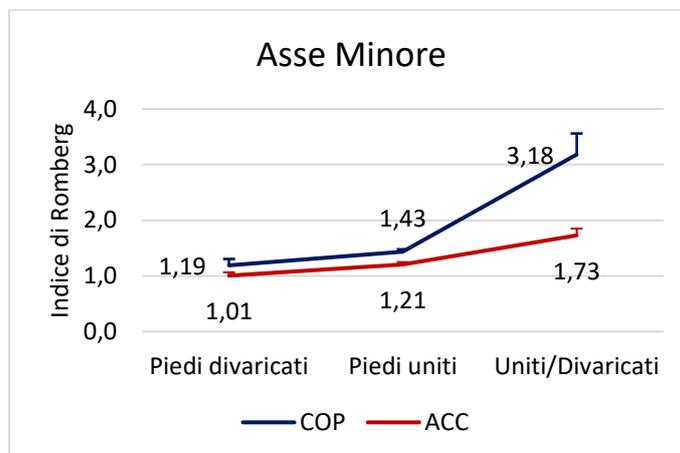


Figura 4-20: Indici di Romberg relativi al parametro Asse Minore

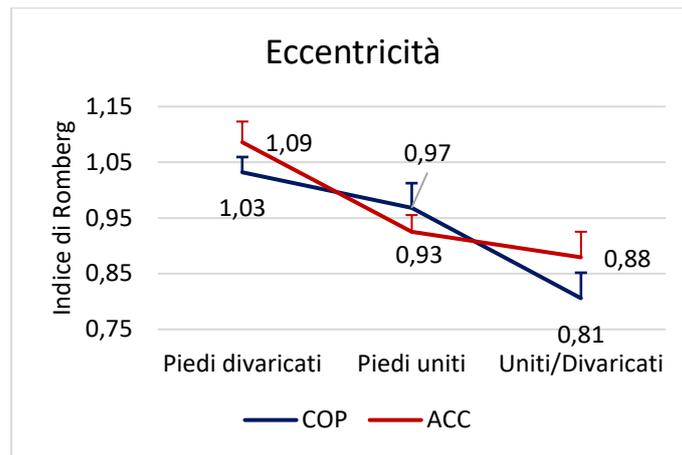


Figura 4-21: Indici di Romberg relativi al parametro Eccentricità

Ad eccezione di due casi, tutti gli indici di Romberg presentano un valore maggiore di uno: questo indica che il parametro considerato ha valore maggiore se il soggetto mantiene gli occhi chiusi piuttosto che aperti, confermando che l'assenza di feedback visivo peggiora le prestazioni nella capacità di un individuo di mantenere la postura eretta statica e che il sensore inerziale permette di discriminare tra le due condizioni.

Gli indici di Romberg relativi ai segnali di accelerazione presentano valori in generale più bassi rispetto a quelli relativi al COP.

Il secondo e il terzo indice del parametro Eccentricità fanno eccezione: nella condizione di piedi uniti, il valore di eccentricità diminuisce passando dalla condizione di test ad occhi aperti a quella ad occhi chiusi; tuttavia questo rispecchia l'evidenza che il soggetto in condizione OCU oscilla in modo che la traccia dell'accelerazione COM o dello spostamento COP sul piano orizzontale coprano un'area circa circolare, causando una diminuzione di eccentricità rispetto alle altre condizioni di test; confrontando quindi le due prove a piedi uniti per ottenere il secondo indice e la prova OCU con la prova OAD per ottenere il terzo indice si otterranno valori minori di uno.

4.3 Commenti

L'obiettivo di questo studio era di verificare la fattibilità di misure simili a quelle che vengono normalmente effettuate in posturografia tradizionale, come quelle volte a distinguere diversi task posturali tra loro; per questo si è scelto di utilizzare il sensore inerziale in parallelo alla pedana stabilometrica e di calcolare i valori degli stessi parametri, utilizzando i segnali di entrambi i sistemi.

Si può notare come i due dispositivi utilizzati misurino grandezze fisiche diverse: la pedana stabilometrica permette di ottenere le coordinate della traiettoria del COP, che rappresenta quindi uno spostamento, il sensore inerziale invece registra l'accelerazione del centro di massa. Per questo motivo i valori dei parametri, che sono stati ottenuti in seguito all'elaborazione dei dati, non sono direttamente confrontabili in termini quantitativi.

Tuttavia, nonostante la sensibilità del sensore inerziale sia mediamente inferiore a quella della pedana stabilometrica come si nota dalle variazioni percentuali, i risultati mostrano che entrambi i sistemi di misura riescono a discriminare tra le diverse condizioni di test.

Capitolo 5

Conclusioni

La posturografia è utilizzata per caratterizzare le oscillazioni posturali durante il mantenimento della postura eretta statica. Lo strumento più utilizzato in ambito clinico è la piattaforma di forza grazie alla quale è possibile tracciare lo spostamento del centro di pressione sul piano orizzontale. Il soggetto che esegue l'esame stabilometrico sale sulla piattaforma e mantiene la postura eretta statica per un tempo di circa un minuto. Al termine dell'esame si può calcolare un set di parametri che descrivono le performance di equilibrio del soggetto preso in esame.

Questo studio è stato condotto su 16 giovani soggetti sani con l'obiettivo di stabilire se un sensore inerziale indossabile posizionato sulla zona lombare possa essere utilizzato in sostituzione della pedana stabilometrica e ottenere informazioni circa la capacità di un soggetto di mantenere l'equilibrio tramite il calcolo di opportuni parametri.

Con questo scopo sono state condotte dodici prove per ogni soggetto in quattro differenti task posturali volti ad indagare la capacità del sensore inerziale utilizzato di distinguere tra le diverse condizioni di test. Al nuovo strumento di analisi è stato affiancato il gold standard, la pedana di forza, con l'obiettivo di confrontare gli output dei due sistemi di misura. Si è scelto di calcolare i classici parametri geometrici della posturografia tradizionale utilizzando come dati di partenza sia le coordinate del centro di pressione sia le accelerazioni in direzione anteroposteriore e mediolaterale.

Un confronto quantitativo diretto tra i valori ottenuti dei parametri non è possibile in quanto le grandezze fisiche considerate sono diverse, si tratta infatti di spostamenti nel caso del centro di pressione e di accelerazioni nel caso del sensore inerziale.

Tuttavia, in generale il sistema di misura inerziale riesce a distinguere tra i diversi task posturali, seppure con sensibilità inferiore rispetto a quanto si riesce ad ottenere con la pedana stabilometrica.

È stata indagato l'impatto del feedback visivo sulle capacità posturali dei soggetti tramite prove ad occhi aperti e ad occhi chiusi. In generale i parametri calcolati presentano degli incrementi quando si passa alla condizione di occhi chiusi rispecchiando la fisiologia delle strategie di mantenimento dell'equilibrio, infatti il feedback visivo ha un ruolo molto importante nel trasmettere al cervello informazioni sulla postura e sull'orientamento del corpo nello spazio quindi ad occhi chiusi si riscontra un peggioramento delle performance.

Inoltre, sono state effettuate prove con due diverse ampiezze della base di appoggio, a piedi uniti e a piedi divaricati. Di norma le oscillazioni posturali aumentano quando si mantengono i piedi uniti poiché il soggetto deve mantenere la proiezione del proprio centro di massa all'interno di un'area più piccola rispetto a quando mantiene i piedi divaricati e questo comporta aggiustamenti della postura più frequenti e di maggiore entità. I parametri calcolati mostrano anche in questo caso degli incrementi.

Nella condizione di piedi divaricati, sia che il soggetto mantenga gli occhi aperti che chiusi, le oscillazioni posturali si sviluppano prevalentemente nella direzione anteroposteriore rispecchiando il fatto che il corpo tende a muoversi di più in questa direzione piuttosto che in quella mediolaterale, nella quale la base di appoggio ha la dimensione maggiore. Si nota questa evidenza osservando la traccia dello spostamento del COP o dell'accelerazione del COM sul piano orizzontale.

Questo studio ha dimostrato la fattibilità di misure simili a quelle tradizionali della posturografia in quanto con il segnale di accelerazione è stato possibile distinguere tra diversi semplici task posturali.

Il sensore inerziale utilizzato rappresenta quindi un'alternativa al sistema di misura tradizionale portando con sé i vantaggi di essere economico e facilmente trasportabile. Oltre a queste caratteristiche, il set-up semplice gli permette di inserirsi in contesti diversi – come le misure in ambito sportivo, le valutazioni cliniche dei disturbi dell'equilibrio, lo studio del rischio di caduta nei pazienti anziani o il follow-up di un percorso di riabilitazione motoria – anche in luoghi diversi da una clinica, ad esempio il domicilio del paziente.

Bibliografia

- [1] V. Agostini, “Multisensory integration - Lezioni del corso di neuroengineering.” 2018.
- [2] P. G. Morasso and G. Dist, “Il controllo posturale: il problema della stabilità.”
- [3] M. Pau, “Introduzione e studio della postura eretta.”
- [4] I. M. Albertsen, M. Ghédira, J. M. Gracies, and É. Hutin, “Postural stability in young healthy subjects – Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 33, pp. 27–33, 2017.
- [5] M. Mancini, A. Salarian, P. Carlson-Kuhta, C. Zampieri, L. King, L. Chiari, and F. B. Horak, “ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 9, no. 1, p. 59, Aug. 2012.
- [6] L. Palmerini, L. Rocchi, S. Mellone, F. Valzania, and L. Chiari, “Feature Selection for Accelerometer-Based Posture Analysis in Parkinson’s Disease,” vol. 15, no. 3, pp. 481–490, 2011.
- [7] C. Ferraresi, “Semplici modelli biodinamici,” pp. 1–8.
- [8] R. P. Hubble, G. A. Naughton, P. A. Silburn, and M. H. Cole, “Wearable sensor use for assessing standing balance and walking stability in people with Parkinson’s disease: A systematic review,” *PLoS One*, vol. 10, no. 4, p. e0123705, Apr. 2015.
- [9] B. Adamová, P. Kutilek, O. Cakrt, Z. Svoboda, S. Viteckova, and P. Smrcka, “Quantifying postural stability of patients with cerebellar disorder during quiet stance using three-axis accelerometer,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 40, pp. 378–384, Feb. 2018.
- [10] P. Kutilek, Z. Svoboda, O. Cakrt, K. Hana, and M. Chovanec, “Postural Stability Evaluation in Patients Undergoing Vestibular Schwannoma Microsurgery Employing the Inertial Measurement Unit,” vol. 2018, 2018.
- [11] G. Gera, J. Chesnutt, M. Mancini, F. B. Horak, and L. A. King, “Inertial Sensor-Based Assessment of Central Sensory Integration for Balance After Mild Traumatic Brain Injury,” *Mil. Med.*, vol. 183, no. suppl_1, pp. 327–332, Mar. 2018.
- [12] R. Sun, Y. Moon, R. S. McGinnis, K. Seagers, R. W. Motl, N. Sheth, J. A. Wright, R.

- Ghaffari, S. Patel, and J. J. Sosnoff, "Assessment of Postural Sway in Individuals with Multiple Sclerosis Using a Novel Wearable Inertial Sensor," *Digit. Biomarkers*, vol. 2, no. 1, pp. 1–10, Jan. 2018.
- [13] M. Alessandrini, A. Micarelli, A. Viziano, I. Pavone, G. Costantini, D. Casali, F. Paolizzo, and G. Saggio, "Body-worn triaxial accelerometer coherence and reliability related to static posturography in unilateral vestibular failure.," *Acta Otorhinolaryngol. Ital.*, vol. 37, no. 3, pp. 231–236, Jun. 2017.
- [14] C. Cruz-Montecinos, C. De la Fuente, G. Rivera-Lillo, S. Morales-Castillo, V. Soto-Arellano, F. Querol, and S. Pérez-Alenda, "Sensory strategies of postural sway during quiet stance in patients with haemophilic arthropathy," *Haemophilia*, vol. 23, no. 5, pp. e419–e426, Sep. 2017.
- [15] C. Doherty, L. Zhao, J. Ryan, Y. Komaba, A. Inomata, and B. Caulfield, "Quantification of postural control deficits in patients with recent concussion: An inertial-sensor based approach," *Clin. Biomech.*, vol. 42, pp. 79–84, Feb. 2017.
- [16] L. A. King, M. Mancini, P. C. Fino, J. Chesnutt, C. W. Swanson, S. Markwardt, and J. C. Chapman, "Sensor-Based Balance Measures Outperform Modified Balance Error Scoring System in Identifying Acute Concussion," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 45, no. 9, pp. 2135–2145, 2017.
- [17] S. K. Sankarpandi, A. J. Baldwin, J. Ray, and C. Mazzà, "Reliability of inertial sensors in the assessment of patients with vestibular disorders: A feasibility study," *BMC Ear, Nose Throat Disord.*, vol. 17, no. 1, pp. 1–9, 2017.
- [18] J. Chung, "Effect of Visual and Somatosensory Information Inputs on Postural Sway in Patients With Stroke Using Tri-Axial Accelerometer Measurement," *Phys. Ther. Korea*, vol. 23, no. 1, pp. 87–93, Feb. 2016.
- [19] K. J. Kim, J. Lucarevic, C. Bennett, I. Gaunaud, R. Gailey, and V. Agrawal, "Testing the assumption of normality in body sway area calculations during unipedal stance tests with an inertial sensor," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2016–Octob, pp. 4987–4990, 2016.
- [20] R. Melecky, V. Socha, P. Kutilek, L. Hanakova, P. Takac, J. Schlenker, and Z. Svoboda, "Quantification of Trunk Postural Stability Using Convex Polyhedron of the Time-Series Accelerometer Data," *J. Healthc. Eng.*, vol. 2016, 2016.

- [21] M. F. Gago, V. Fernandes, J. Ferreira, H. Silva, M. L. Rodrigues, L. Rocha, E. Bicho, and N. Sousa, “The effect of levodopa on postural stability evaluated by wearable inertial measurement units for idiopathic and vascular Parkinson’s disease,” *Gait Posture*, vol. 41, no. 2, pp. 459–464, Feb. 2015.
- [22] J. Hejda, O. Cakrt, V. Socha, J. Schlenker, and P. Kutilek, “3-D trajectory of body sway angles: A technique for quantifying postural stability,” *Biocybern. Biomed. Eng.*, vol. 35, no. 3, pp. 185–191, Jan. 2015.
- [23] C. Neville, C. Ludlow, and B. Rieger, “Measuring postural stability with an inertial sensor: Validity and sensitivity,” *Med. Devices Evid. Res.*, vol. 8, pp. 447–455, 2015.
- [24] C. Baston, M. Mancini, B. Schoneburg, F. Horak, and L. Rocchi, “Postural strategies assessed with inertial sensors in healthy and parkinsonian subjects,” *Gait Posture*, vol. 40, no. 1, pp. 70–75, May 2014.
- [25] H. S. Cohen, A. P. Mulavara, B. T. Peters, H. Sangi-Haghpeykar, and J. J. Bloomberg, “Standing balance tests for screening people with vestibular impairments,” *Laryngoscope*, vol. 124, no. 2, pp. 545–550, 2014.
- [26] M. F. Gago, V. Fernandes, J. Ferreira, H. Silva, L. Rocha, E. Bicho, and N. Sousa, “Postural Stability Analysis with Inertial Measurement Units in Alzheimer’s Disease E X T R A,” *Dement Geriatr Cogn Disord Extra*, vol. 4, pp. 22–30, 2014.
- [27] L. Rocchi, L. Palmerini, A. Weiss, T. Herman, and J. M. Hausdorff, “Balance testing with inertial sensors in patients with parkinson’s disease: Assessment of motor subtypes,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 22, no. 5, pp. 1064–1071, 2014.
- [28] A. Rouis, N. Rezzoug, and P. Gorce, “Validity of a low-cost wearable device for body sway parameter evaluation,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 17, no. SUPP1, pp. 182–183, 2014.
- [29] C. Frames, R. Soangra, and T. E. Lockhart, “Assessment of postural stability using inertial measurement unit on inclined surfaces in healthy adults - biomed 2013.,” *Biomed. Sci. Instrum.*, vol. 49, pp. 234–42, 2013.
- [30] W. Maetzler, M. Mancini, I. Liepelt-Scarfone, K. Müller, C. Becker, R. C. van Lummel, E. Ainsworth, M. Hobert, J. Streffer, D. Berg, and L. Chiari, “Impaired trunk stability in individuals at high risk for Parkinson’s disease,” *PLoS One*, vol. 7, no. 3, 2012.

- [31] M. Mancini, P. Carlson-Kuhta, C. Zampieri, J. G. Nutt, L. Chiari, and F. B. Horak, "Postural sway as a marker of progression in Parkinson's disease: A pilot longitudinal study," *Gait Posture*, vol. 36, pp. 471–476, 2012.
- [32] M. Mancini, F. B. Horak, C. Zampieri, P. Carlson-Kuhta, J. G. Nutt, and L. Chiari, "Trunk Accelerometry Reveals Postural Instability in Untreated Parkinson's Disease HHS Public Access," *Park. Relat Disord*, vol. 17, no. 7, pp. 557–562, 2011.
- [33] R. Martinez-Mendez, M. Sekine, and T. Tamura, "Postural sway parameters using a triaxial accelerometer: Comparing elderly and young healthy adults," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 15, no. 9, pp. 899–910, 2012.
- [34] C. Seimetz, D. Tan, R. Katayama, and T. Lockhart, "A comparison between methods of measuring postural stability: force plates versus accelerometers.," *Biomed. Sci. Instrum.*, vol. 48, pp. 386–92, 2012.
- [35] R. I. Spain, R. J. St. George, A. Salarian, M. Mancini, J. M. Wagner, F. B. Horak, and D. Bourdette, "Body-worn motion sensors detect balance and gait deficits in people with multiple sclerosis who have normal walking speed," *Gait Posture*, vol. 35, no. 4, pp. 573–578, Apr. 2012.
- [36] M. Mancini, L. King, A. Salarian, L. Holmstrom, J. McNames, and F. B. Horak, "Mobility Lab to Assess Balance and Gait with Synchronized Body-worn Sensors.," *J. Bioeng. Biomed. Sci.*, vol. Suppl 1, p. 007, Dec. 2011.
- [37] S. L. Whitney, J. L. Roche, G. F. Marchetti, C.-C. Lin, D. P. Steed, G. R. Furman, M. C. Musolino, and M. S. Redfern, "A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: A measure of balance," *Gait Posture*, vol. 33, no. 4, pp. 594–599, Apr. 2011.
- [38] B. Najafi, D. Horn, S. Marclay, R. T. Crews, S. Wu, and J. S. Wrobel, "Assessing postural control and postural control strategy in diabetes patients using innovative and wearable technology.," *J. Diabetes Sci. Technol.*, vol. 4, no. 4, pp. 780–91, Jul. 2010.
- [39] Kistler Instrumente AG, "Multicomponent Force Plate Portable – Datasheet for Kistler 9286A series," 2007.
- [40] D. Fortunato, "Istruzioni per utilizzare l'Actigrafo come data logger," pp. 1–2, 2018.
- [41] E. Chiaramello, "Valutazione stabilometrica in soggetti sani e pazienti con esito da

trauma cranico,” 2009.

[42] <https://www.tyr.com/shop/catalyst-stroke>