

**UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE**

**CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA**

**EFFETTO DELL'INVECCHIAMENTO SULLA  
STABILITÀ POSTURALE**

**Relatrice: Emanuela Formaggio, PhD**

**Correlatrice: Paola Contessa, PhD**

**Laureanda: Elena Vedova**

**ANNO ACCADEMICO 2023 – 2024**

**Data di laurea: 24 aprile 2024**



*Alla mia famiglia.*

*Non quia difficilia sunt non audemus,  
sed quia non audemus difficilia sunt.*

*(Lucius Annaeus Seneca, Ad Lucilium Epistulae Morales,  
Liber XVII-XVIII, epist. CIV, 26)*



# Ringraziamenti

Desidero rivolgere un sentito ringraziamento alla mia relatrice, la professoressa Emanuela Formaggio, e alla mia correlatrice, la dottoressa Paola Contessa, per il prezioso aiuto e il supporto fornitomi durante questo periodo.

Ringrazio inoltre la professoressa Rubega e la dottoressa Paramento per la disponibilità e l'assistenza durante il mio percorso di tesi.



## Sommario

La presente tesi propone un'analisi approfondita degli effetti dell'invecchiamento sulla stabilità posturale e sul controllo dell'equilibrio statico in soggetti di sesso femminile. Lo studio si focalizza sul confronto delle prestazioni ottenute da un campione di soggetti anziani, di età superiore a 65 anni, e da un gruppo di controllo, costituito da soggetti di età inferiore a 30 anni. Sono stati esaminati, ai fini dell'analisi, specifici esercizi legati al controllo dell'equilibrio, sia in condizione di appoggio bipede che in condizione di appoggio unipedale. In particolare, la prova in *bipedal stance* consiste nell'esecuzione di quattro differenti tipologie di test, caratterizzate da diversi livelli di difficoltà d'esecuzione: equilibrio, ad occhi aperti e ad occhi chiusi, su superficie d'appoggio rigida, ed equilibrio, ad occhi aperti e ad occhi chiusi, su superficie d'appoggio instabile. La prova in *single leg stance* prevede invece il mantenimento dell'equilibrio prima in appoggio su una gamba, e successivamente in appoggio sull'altra, in condizione di occhi aperti e su superficie d'appoggio rigida.

L'analisi dei dati è condotta attraverso l'utilizzo di una pedana di forza e di un sistema di stereofotogrammetria. Dall'analisi dell'andamento del centro di pressione dei soggetti durante le singole prove, sono stati calcolati alcuni tra i parametri maggiormente utilizzati in letteratura nello studio dell'equilibrio statico, quali, tra gli altri, *sway length*, *average velocity*, *range* e *area*. Per l'analisi in appoggio bipede, è stato inoltre calcolato il contributo energetico del segnale associato ai tre diversi sistemi sensoriali coinvolti nel controllo dell'equilibrio: somatosensoriale, vestibolare e visivo.

Risulta evidente, dall'analisi dei dati raccolti e dal confronto dei risultati ottenuti, come l'invecchiamento comporti un evidente peggioramento dell'equilibrio posturale, caratterizzato dalla presenza di oscillazioni maggiori da parte dei soggetti anziani e da una generale diminuzione della stabilità, in modo particolare nelle prove eseguite, in condizione di appoggio bipede, su un supporto instabile, quale il cuscino propriocettivo in gommapiuma utilizzato dai soggetti durante il test. L'analisi del contenuto energetico sottolinea inoltre come i soggetti anziani presentino un maggior coinvolgimento dei tre sistemi sensoriali nell'esecuzione delle prove, i quali svolgono un lavoro più sostenuto per mantenere il controllo della postura.

Il quadro obiettivo, fornito dalla tesi, riguardante l'impatto dell'invecchiamento sull'equilibrio posturale e sulla stabilità individuale si propone di contribuire ad una migliore comprensione dei cambiamenti legati all'età nel controllo motorio, che possa permettere in futuro lo sviluppo

di strategie mirate a migliorare la stabilità e la qualità della vita nelle persone anziane.

# Indice

<b>CAPITOLO 1 - STABILITÀ POSTURALE</b> .....	1
1.1 EQUILIBRIO.....	1
1.1.1 Mantenimento dell'equilibrio .....	1
1.1.2 Fattori che influenzano l'equilibrio .....	2
1.2 EFFETTO DELL'INVECCHIAMENTO SULL'EQUILIBRIO .....	2
1.2.1 Cadute.....	3
1.2.2 Misure di prevenzione .....	3
1.3 POSTUROGRAFIA .....	3
1.3.1 Scopo della tesi.....	4
<b>CAPITOLO 2 - ACQUISIZIONE DEI DATI</b> .....	5
2.1 PARTECIPANTI.....	5
2.2 STRUMENTAZIONE UTILIZZATA.....	6
2.3 DESCRIZIONE DELLA PROCEDURA .....	7
2.3.1 Bipedal stance.....	7
2.3.2 Single leg stance .....	8
<b>CAPITOLO 3 - ANALISI DEI DATI</b> .....	10
3.1 ANALISI IN BIPEDAL STANCE .....	10
3.2 BIPEDAL STANCE: BASE DI SUPPORTO.....	10
3.2.1 Base di supporto: soggetti anziani .....	10
3.2.2 Base di supporto: controlli.....	11
3.2.3 Esempi grafici.....	12
3.3 BIPEDAL STANCE: ANDAMENTO DEL COP.....	14
3.3.1 Esempi di grafici relativi al segnale COP.....	15
3.4 BIPEDAL STANCE: PARAMETRI RELATIVI ALL'EQUILIBRIO .....	20
3.4.1 Definizione dei parametri .....	20
3.4.2 Detrending dei dati .....	22
3.5 BIPEDAL STANCE: ANALISI WAVELET .....	24
3.6 ANALISI IN SINGLE LEG STANCE .....	26

3.7	SINGLE LEG STANCE: SCELTA DELL'INTERVALLO TEMPORALE .....	29
3.8	SINGLE LEG STANCE: ANDAMENTO DEL COP .....	30
3.8.1	Esempi di grafici relativi al segnale COP.....	31
3.9	SINGLE LEG STANCE: PARAMETRI RELATIVI ALL'EQUILIBRIO .....	33
3.9.1	Detrending dei dati .....	33
<b>CAPITOLO 4 - RISULTATI.....</b>		<b>36</b>
4.1	BIPEDAL STANCE: CONFRONTO TRA I RISULTATI OTTENUTI.....	36
4.1.1	Base di supporto .....	36
4.1.2	Parametri derivanti dal COP .....	38
4.1.3	Analisi wavelet .....	45
4.2	SINGLE LEG STANCE: CONFRONTO TRA I RISULTATI OTTENUTI .....	50
<b>CONCLUSIONI .....</b>		<b>58</b>
<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>		<b>61</b>

## Elenco delle figure

<b>Figura 2.1:</b> Strumentazione utilizzata.....	6
<b>Figura 2.2:</b> Cuscino propriocettivo in gommapiuma .....	8
<b>Figura 2.3:</b> Posizionamento dei piedi e applicazione dei marcatori.....	8
<b>Figura 3.1:</b> Base di supporto .....	11
<b>Figura 3.2:</b> Area Chiari.....	12
<b>Figura 3.3:</b> Posizionamento dei piedi del Soggetto 4.....	13
<b>Figura 3.4:</b> Posizionamento dei piedi del Controllo 4.....	14
<b>Figura 3.5:</b> Conversione nel sistema di riferimento del laboratorio.....	15
<b>Figura 3.6:</b> Rappresentazione segnale COP per il Soggetto 5.....	16
<b>Figura 3.7:</b> Rappresentazione segnale COP per il Controllo 3.....	17
<b>Figura 3.8:</b> Grafico per il Soggetto 6.....	18
<b>Figura 3.9:</b> Grafico per il Controllo 1 .....	18
<b>Figura 3.10:</b> Grafico per il Soggetto 2.....	19
<b>Figura 3.11:</b> Grafico per il Controllo 2.....	19
<b>Figura 3.12:</b> Correlazione tra altezza e velocità media in direzione AP .....	23
<b>Figura 3.13:</b> Correlazione tra BoS e Area 95 .....	23
<b>Figura 3.14:</b> Applicazione DWT .....	25
<b>Figura 3.15:</b> Durata SLS Controllo 1 .....	28
<b>Figura 3.16:</b> Tagli 1 e 2 .....	30
<b>Figura 3.17:</b> Statokinesigramma per il Soggetto 1 .....	31
<b>Figura 3.18:</b> Statokinesigramma per il Controllo 4.....	32
<b>Figura 3.19:</b> Grafico per il Soggetto 2.....	32
<b>Figura 3.20:</b> Grafico per il Controllo 6 .....	33
<b>Figura 3.21:</b> Correlazione tra altezza e sway path in direzione ML .....	34

<b>Figura 3.22:</b> Correlazione tra peso e RMS displacement in direzione ML.....	35
<b>Figura 4.1:</b> Boxplot relativo a BoS .....	36
<b>Figura 4.2:</b> Confronto tra BoS e area Chiari .....	37
<b>Figura 4.3:</b> Mean distance ML .....	38
<b>Figura 4.4:</b> Mean distance AP .....	39
<b>Figura 4.5:</b> RMS displacement ML.....	39
<b>Figura 4.6:</b> RMS displacement AP.....	40
<b>Figura 4.7:</b> Range ML .....	40
<b>Figura 4.8:</b> Range AP .....	41
<b>Figura 4.9:</b> Sway path ML .....	41
<b>Figura 4.10:</b> Sway path AP.....	42
<b>Figura 4.11:</b> Sway length.....	42
<b>Figura 4.12:</b> Average velocity .....	43
<b>Figura 4.13:</b> Average velocity ML .....	43
<b>Figura 4.14:</b> Average velocity AP .....	44
<b>Figura 4.15:</b> Area 95 .....	44
<b>Figura 4.16:</b> Contenuto energetico .....	46
<b>Figura 4.17:</b> Variazione percentuale di energia.....	49
<b>Figura 4.18:</b> Mean distance ML .....	50
<b>Figura 4.19:</b> Mean distance AP .....	51
<b>Figura 4.20:</b> RMS displacement ML.....	51
<b>Figura 4.21:</b> RMS displacement AP .....	52
<b>Figura 4.22:</b> Range ML .....	52
<b>Figura 4.23:</b> Range AP .....	53
<b>Figura 4.24:</b> Sway path ML .....	53
<b>Figura 4.25:</b> Sway path AP.....	54
<b>Figura 4.26:</b> Sway length .....	54

<b>Figura 4.27: Average velocity</b> .....	55
<b>Figura 4.28: Average velocity ML</b> .....	55
<b>Figura 4.29: Average velocity AP</b> .....	56
<b>Figura 4.30: Area 95</b> .....	56

## **Elenco delle tabelle**

<b>Tabella 2.1:</b> Dati antropometrici soggetti anziani.....	5
<b>Tabella 2.2:</b> Dati antropometrici controlli .....	5
<b>Tabella 3.1:</b> Decomposizione in frequenza.....	24
<b>Tabella 3.2:</b> Durata fase SLS .....	27
<b>Tabella 3.3:</b> Appoggi piede a terra.....	29



# Capitolo 1

## Stabilità posturale

### 1.1 Equilibrio

Il controllo dell'equilibrio e della postura sono fattori di fondamentale importanza nell'esecuzione delle normali attività quotidiane e di qualsiasi tipologia di movimento che presupponga lo spostamento di uno o più segmenti corporei.

La postura (dal lat. *positura(m)*, deriv. di *ponere* «porre») si può definire come la posizione che il corpo assume nello spazio in relazione all'ambiente circostante, mentre l'equilibrio (dal lat. *aequilibrium*, comp. di *aequus* «uguale» e *libra* «bilancia») come la capacità di mantenere il centro di massa (*center of mass, COM*) del corpo all'interno della base d'appoggio, sia in condizione di quiete che nel corso di un qualsiasi atto motorio volontario, allo scopo di evitare un eventuale sbilanciamento e una conseguente possibile caduta del soggetto. In tal senso, l'equilibrio posturale definisce la capacità di un individuo di riuscire a mantenere un particolare orientamento nell'assetto corporeo senza cadere. [1].

#### 1.1.1 Mantenimento dell'equilibrio

Tendenzialmente, la letteratura suddivide l'equilibrio posturale in due differenti sottocategorie: *equilibrio statico* ed *equilibrio dinamico*. Il primo si riferisce alla condizione in cui il soggetto non subisce alcuna perturbazione da parte dell'ambiente esterno e non è pertanto consapevole dei continui aggiustamenti compiuti in modo automatico dai muscoli al fine di mantenere la condizione di equilibrio. Il secondo invece prevede la presenza di fattori, quali ad esempio stimoli meccanici esterni, che causano continui cambiamenti nell'ambiente circostante e che quindi portano ad un coinvolgimento cognitivo del soggetto, il quale si trova a realizzare consapevolmente movimenti finalizzati all'obiettivo di mantenere l'equilibrio corporeo. [2]. In entrambi i casi, il mantenimento dell'equilibrio è regolato da un sistema particolarmente sofisticato, basato sulla raccolta e sulla successiva integrazione di informazioni provenienti dai sistemi somatosensoriale, visivo e vestibolare.

Il *sistema somatosensoriale*, tramite la presenza di recettori situati sulla cute, sulle articolazioni, nei muscoli e negli organi interni, permette di registrare e trasportare input sensoriali quali pressione e contrazione e di percepire la posizione reciproca tra le diverse parti del corpo e

rispetto alla base d'appoggio. Il *sistema visivo* elabora i segnali luminosi presenti nell'ambiente circostante, dando vita ad una percezione cosciente dell'immagine da parte del soggetto. Il *sistema vestibolare*, situato nell'orecchio interno, fornisce un contributo fondamentale all'orientamento corporeo, in quanto costituisce un sensore di movimento che individua la posizione e lo spostamento del capo e che rileva la collocazione e il moto del corpo nello spazio.

### *1.1.2 Fattori che influenzano l'equilibrio*

In generale, il controllo dell'equilibrio posturale è influenzato, sia in soggetti sani che patologici, da molteplici fattori, tra i quali l'età, le caratteristiche antropometriche del soggetto stesso (peso ed altezza), la presenza di condizioni quali stress psico-fisici o fattori emozionali, il mantenimento di posture scorrette per un periodo di tempo prolungato, la tipologia muscolare e le caratteristiche neuromuscolari, la presenza di disturbi o disfunzioni, quali ridotta forza o potenza muscolare, ridotta coordinazione, alterazioni sensitive.

## **1.2 Effetto dell'invecchiamento sull'equilibrio**

L'invecchiamento comporta un progressivo peggioramento dell'equilibrio posturale, poiché l'integrazione tra i sistemi vestibolare, visivo e somatosensoriale, fattore di cruciale importanza nel controllo della stabilità dell'individuo, può subire delle compromissioni con l'avanzare dell'età. Tale declino dipende da svariate cause, alcune delle quali non ancora del tutto note: da un lato cambiamenti fisiologici, quali la sarcopenia, l'atrofia e la compromissione del tessuto muscolare, che diminuisce nettamente nel volume e nel numero complessivo delle unità motorie, venendo gradualmente sostituito da tessuto fibroso e da tessuto adiposo; dall'altro lato, disturbi visivi, una progressiva perdita di funzioni fisiche e una generale maggiore vulnerabilità del soggetto. [3]. L'avanzamento dell'età si contraddistingue inoltre per una netta riduzione dei tempi di reazione e dei riflessi, oltre che per una minore capacità di adattamento in risposta ad uno stimolo esterno, che diminuisce visibilmente nel corso degli anni e che contribuisce ulteriormente ad aggravare la condizione già di per sé fragile in cui il soggetto si trova.

Una sottolineatura particolare riguarda infine i soggetti di sesso femminile: le donne presentano infatti un declino di massa ossea che si accentua dopo la menopausa, causato dalla carenza di produzione di estrogeni da parte delle ovaie, che influenza negativamente il processo di rimodellamento osseo. Anche l'assorbimento di calcio risulta ridotto, determinando un ulteriore impoverimento della massa ossea.

Questo generale decadimento dovuto all'età si riflette in un notevole impatto sull'indipendenza

funzionale del soggetto e in un considerevole aumento del numero di fratture, derivanti soprattutto da cadute. [4].

### *1.2.1 Cadute*

Una caduta è definita come un evento in cui una persona viene a trovarsi inavvertitamente a terra, sul pavimento o altro livello inferiore, escludendo i cambiamenti di posizione compiuti in maniera consapevole. Le cadute sono la seconda causa di morte al mondo per lesioni non intenzionali: si stima che ogni anno circa 684000 persone muoiano a causa di cadute a livello globale. [5]. Nello specifico, le persone anziane (adulti di età superiore a 60 anni) presentano il più alto rischio di morte o di lesioni gravi derivanti da una caduta e tale rischio aumenta con l'avanzare dell'età. Negli anziani, le cadute costituiscono una percentuale consistente degli incidenti domestici e sono spesso associate ad un deficit dell'equilibrio posturale. Il numero considerevole di ricoveri a seguito di cadute aumenta in modo significativo i costi dell'assistenza sanitaria, inoltre tali eventi si riversano anche in un notevole impatto psicologico sul soggetto, il quale tende in alcuni casi a limitare le proprie attività per paura di ulteriori cadute, con conseguente inoperosità e perdita di indipendenza nello svolgimento delle normali occupazioni quotidiane.

### *1.2.2 Misure di prevenzione*

A causa dell'impatto esercitato da tale fenomeno sulla società, esiste una serie di interventi atti a prevenire il rischio di cadute, in particolare nei soggetti più vulnerabili. Tali misure includono, tra le altre, valutazioni individuali del rischio caduta e successivi interventi personalizzati, riduzione o sospensione degli psicofarmaci, assunzione di integratori di vitamina D per i soggetti carenti, svolgimento di attività fisica regolare, controlli della vista effettuati periodicamente, eliminazione dei pericoli ambientali quali tappeti, scarsa illuminazione, oggetti fuori luogo che possano in qualsiasi modo causare una caduta improvvisa del soggetto.

## **1.3 Posturografia**

Per molto tempo la principale modalità di valutazione dell'abilità di equilibrio statico di un soggetto si è basata sulla somministrazione di test atti a rilevare il tempo di permanenza del soggetto stesso in una data posizione. Attualmente, la posturografia su piattaforme di forza risulta essere uno dei metodi più ampiamente accettati ed utilizzati per studiare il controllo dell'equilibrio statico: questa tecnica registra infatti lo spostamento del centro di pressione (COP), sia in condizioni statiche che in condizioni dinamiche, e permette di valutare

l'oscillazione posturale. Per analizzare l'equilibrio sono state proposte diverse misure, derivanti dallo studio della traiettoria del COP, che forniscono informazioni importanti relativamente al controllo posturale dell'individuo, classificabili in distanze, velocità, aree, frequenze, indici adimensionali e altre ancora. [6]. In particolare, la velocità del COP e l'area occupata dalla traiettoria del COP sono i parametri più utilizzati per quantificare oggettivamente le prestazioni posturali. Numerosi studi hanno utilizzato le misure provenienti dalla posturografia per diversi scopi, tra i quali la valutazione di programmi di allenamento dell'equilibrio, la rilevazione di differenze tra gruppi diversi o la prevenzione del rischio di caduta. [7].

### *1.3.1 Scopo della tesi*

Questa tesi propone un'analisi approfondita degli effetti dell'invecchiamento sulla stabilità posturale e sul controllo dell'equilibrio, in condizioni statiche, in soggetti di sesso femminile. Lo studio si focalizza sul confronto delle prestazioni tra un campione di soggetti anziani, di età superiore a 65 anni, e un campione di soggetti giovani, di età inferiore a 30 anni.

I dati sono stati raccolti mediante l'utilizzo di piattaforme di forza e di marker stereofotogrammetrici; l'analisi dei dati ha permesso di esaminare esercizi specifici legati al controllo dell'equilibrio in entrambe le condizioni di appoggio bipede e unipedale, al fine di poter delineare un quadro obiettivo riguardante i cambiamenti nel controllo motorio legati all'età. A tale scopo, si è deciso di focalizzarsi sullo studio di una serie di parametri derivanti dalla traiettoria del COP, integrando l'analisi ottenuta con alcune considerazioni riguardanti il contenuto in frequenza del segnale tramite l'applicazione della trasformata wavelet discreta.

## Capitolo 2

### Acquisizione dei dati

#### 2.1 Partecipanti

Sono stati reclutati, per partecipare a questo studio, sei soggetti anziani e sei soggetti giovani di sesso femminile. I soggetti anziani, di età compresa tra 68 e 74 anni, manifestano, in conseguenza al processo di invecchiamento, condizioni di sarcopenia e osteoporosi. Non presentano, in quanto considerati criteri di esclusione dallo studio, patologie neurologiche che possono interferire con l'equilibrio e il controllo dell'andatura, diabete mellito, patologie reumatologiche, condizioni ortopediche quali l'osteoartrite, storia clinica di fratture agli arti inferiori o ai piedi, anamnesi di interventi chirurgici alla colonna vertebrale o di sostituzione di anca e/o di ginocchio, anamnesi di ictus, problemi di vista o udito non trattati, cancro attivo o infezioni agli arti inferiori, trombosi agli arti inferiori.

I soggetti giovani, di età compresa tra 24 e 26 anni, costituiscono il gruppo di controllo.

Le tabelle 2.1 e 2.2 riportano alcuni dati antropometrici dei soggetti in esame.

	Età (anni)	Altezza (cm)	Peso (kg)
<b>Soggetto 1</b>	68	154	49,55
<b>Soggetto 2</b>	72	158,6	58,8
<b>Soggetto 3</b>	73	161	62
<b>Soggetto 4</b>	70	163	70
<b>Soggetto 5</b>	74	164	59
<b>Soggetto 6</b>	72	162,5	53

**Tabella 2.1:** *Dati antropometrici soggetti anziani*

	Età (anni)	Altezza (cm)	Peso (kg)
<b>Controllo 1</b>	26	167	56
<b>Controllo 2</b>	24	165	85
<b>Controllo 3</b>	24	160	52,7
<b>Controllo 4</b>	24	169	58
<b>Controllo 5</b>	24	180	62
<b>Controllo 6</b>	24	173	61

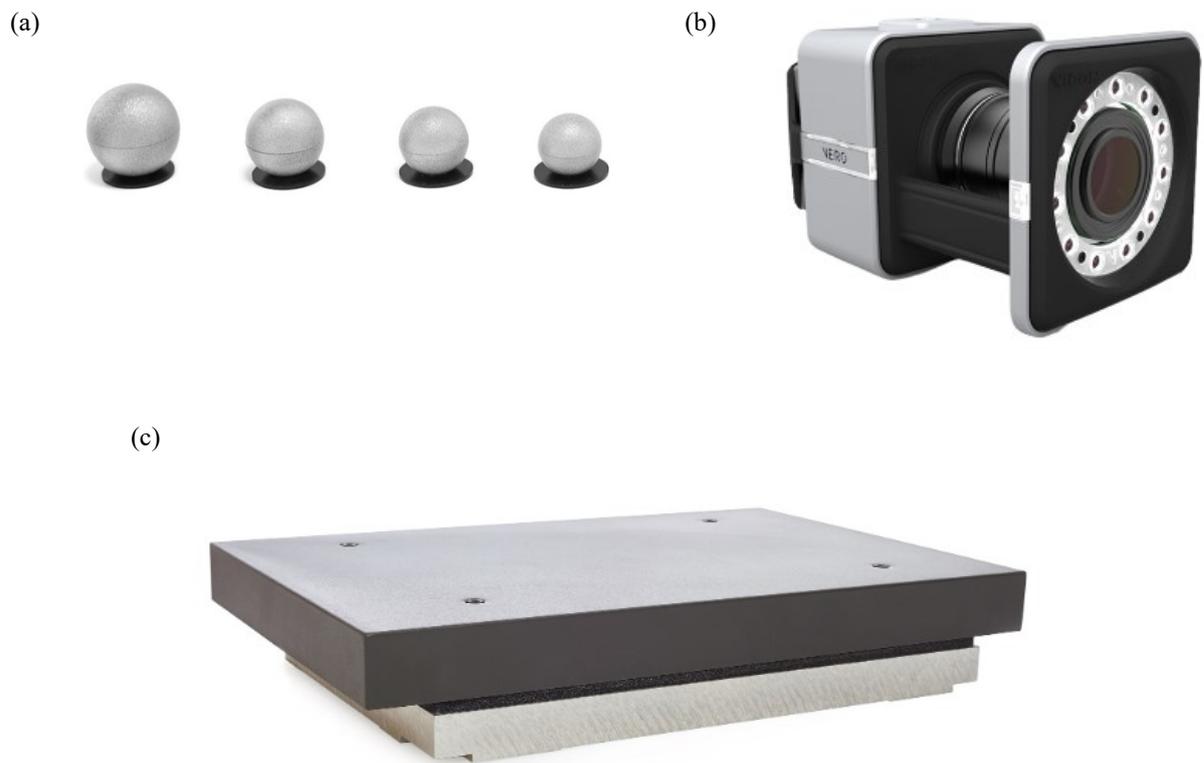
**Tabella 2.2:** *Dati antropometrici controlli*

## 2.2 Strumentazione utilizzata

L'analisi è stata condotta presso il Laboratorio di Riabilitazione Ortopedica dell'Azienda Ospedaliera di Padova.

All'interno del laboratorio è presente una postazione di lavoro da cui l'operatore avvia e arresta le acquisizioni dei dati provenienti dalle piattaforme di forza e dal sistema stereofotogrammetrico ed impartisce ai soggetti le indicazioni relative agli esercizi previsti per l'analisi.

Al centro della stanza si trovano due pedane di forza (Bertec 4060-10), di cui solamente la prima è stata utilizzata per l'esecuzione dei test. Il sistema di stereofotogrammetria (Vicon Motion System) è composto da 10 videocamere ad infrarosso e 2 videocamere full HD che registrano la posizione nello spazio dei marcatori passivi retroriflettenti applicati al soggetto durante l'acquisizione. (Fig. 2.1).



**Figura 2.1:** *Strumentazione utilizzata: (a) marcatori passivi retroriflettenti; (b) videocamera del sistema di Motion Capture; (c) piattaforma di forza*

## 2.3 Descrizione della procedura

Al fine di valutare le prestazioni relative al controllo posturale del campione di soggetti analizzato e di stabilire un confronto tra i risultati ottenuti dai soggetti anziani rispetto ai risultati ottenuti dai controlli, sono state eseguite due diverse tipologie di analisi: nella prima, in condizione di appoggio bipede (*bipedal stance, BS*), il soggetto pone entrambi i piedi appoggiati a terra, mentre nella seconda, in condizione di appoggio unipedale (*single leg stance, SLS*), il soggetto rimane in equilibrio su una gamba sola, appoggiando al suolo prima un piede, destro o sinistro, e successivamente l'altro, ripetendo il medesimo esercizio.

I soggetti rimangono scalzi per l'intera durata dell'acquisizione.

### 2.3.1 *Bipedal stance*

L'analisi in condizione di appoggio bipede è costituita da quattro diverse tipologie di test comunemente utilizzate per la valutazione dell'equilibrio statico tramite posturografia: equilibrio, ad occhi aperti e ad occhi chiusi, su una superficie d'appoggio rigida, ed equilibrio, ad occhi aperti e ad occhi chiusi, su una superficie d'appoggio in gommapiuma. [8], [9], [10]. Nel primo caso, i soggetti vengono invitati a posizionarsi sulla pedana di forza, in stazione eretta bipede, senza la definizione di indicazioni specifiche riguardo alla disposizione dei piedi, che vengono pertanto posti dal soggetto nella modalità che egli predilige. Quindi, l'operatore comunica al soggetto di fissare, per l'intera durata della prova, un punto specifico davanti a sé e di mantenere la posizione assunta fino al segnale di stop pronunciato dall'operatore stesso. Una volta terminata l'acquisizione, è prevista una breve pausa prima di proseguire con la prova di equilibrio su superficie rigida ad occhi chiusi, in cui vengono impartite le medesime istruzioni elencate precedentemente, ad eccezione della condizione degli occhi, i quali vengono mantenuti chiusi per l'intera durata dell'acquisizione.

Nel secondo caso, i test di equilibrio si svolgono nelle stesse modalità precedentemente elencate per il caso di appoggio su base rigida: pertanto, il soggetto si posiziona in stazione eretta per l'intera durata della prova, prima ad occhi aperti e successivamente ad occhi chiusi. L'unica differenza consiste nella tipologia di base d'appoggio utilizzata: in questo caso, infatti, l'equilibrio viene valutato su una superficie instabile, specificatamente su un cuscino propriocettivo in gommapiuma, che rende il controllo posturale più complicato, in modo particolare nella condizione ad occhi chiusi. (Fig. 2.2).



**Figura 2.2:** *Cuscino propriocettivo in gommapiuma*

In tutte le prove, sono stati inoltre applicati alcuni marcatori stereofotogrammetrici sui piedi dei soggetti, utili ad analizzare la posizione assunta durante le prove: tali marcatori vengono posizionati, per ognuno dei due piedi, all'altezza di tallone, malleoli mediale e laterale, secondo dito, prima e quinta testa metatarsale. (Fig. 2.3).

(a)



(b)



**Figura 2.3:** (a), (b) *Posizionamento dei piedi e applicazione dei marcatori*

Per tutte e quattro le tipologie di test descritte, la durata dell'acquisizione è inferiore al minuto.

### *2.3.2 Single leg stance*

Lo studio relativo alla stabilità su una singola gamba è invece costituito da due test in cui l'operatore chiede al soggetto di mantenere il più a lungo possibile l'equilibrio, dopo aver posizionato il piede sopra la pedana di forza e dopo aver individuato un punto fermo davanti a sé da fissare per l'intera durata della prova. Il primo test valuta la prestazione del soggetto in appoggio su una delle due gambe e, dopo una breve pausa, si procede con la valutazione in appoggio sull'altra gamba. Qualora il soggetto si sbilanci e posi a terra il piede che prima era

mantenuto alzato rispetto al suolo, può risollevarlo per cercare di ritrovare l'equilibrio e di mantenerlo fino alla fine dell'acquisizione, ripetendo nuovamente tale processo nel caso in cui dovesse sbilanciarsi altre volte. Inoltre, è stata concessa ai soggetti la possibilità di poter ripetere il test fino ad un massimo di tre volte per ogni gamba, procedendo successivamente, durante il processo di analisi dei dati raccolti, alla selezione di uno solo tra i tentativi effettuati. L'opportunità di poter ripetere la prova è stata offerta solamente ai soggetti anziani, dal momento che i controlli non hanno presentato alcun rischio di sbilanciamento durante il test e non hanno quindi necessitato di ulteriori tentativi.

In entrambe le prove sono stati inoltre applicati dei marcatori sui piedi dei soggetti, analogamente a quanto effettuato per il caso dell'analisi in appoggio bipede, utili a ricostruire gli istanti di inizio e fine della fase di *single leg stance*, in cui il piede si trova effettivamente sollevato da terra.

Come per la condizione in appoggio bipede, la durata delle acquisizioni è inferiore al minuto.

Tutti i dati raccolti dalle acquisizioni sono stati analizzati ed elaborati in MATLAB (R2023b).

# Capitolo 3

## Analisi dei dati

### 3.1 Analisi in Bipedal Stance

Per analizzare i dati relativi all'equilibrio in appoggio bipede, si è deciso di considerare, per tutti i soggetti, in tutte le tipologie di prova effettuate, la stessa durata temporale, pari a circa 28 secondi, allo scopo di rendere possibile un confronto intra e inter soggetto su un intervallo temporale costante. Tale periodo di tempo è stato scelto esaminando le durate temporali delle prove svolte e selezionando, tra tutti, il periodo di durata minore, che è stato quindi scelto come “tempo standard” per lo studio dell'equilibrio in *bipedal stance*.

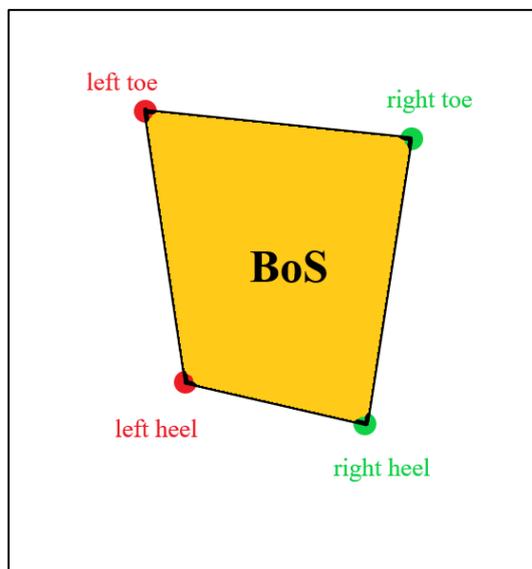
### 3.2 Bipedal Stance: Base di supporto

In primo luogo, uno degli aspetti che si è scelto di valutare in questa analisi è costituito dal posizionamento dei piedi dei soggetti: come precedentemente riportato, durante lo svolgimento dei test non vengono impartite al soggetto delle istruzioni precise circa la modalità in cui posizionarsi. Di conseguenza, è possibile notare un'importante differenza nella disposizione dei piedi tra i vari soggetti e, in taluni casi, si può inoltre evidenziare anche una rilevante diversità intra soggetto, in particolare tra le prove eseguite su superficie rigida e le prove eseguite su superficie in gommapiuma.

#### 3.2.1 Base di supporto: soggetti anziani

Per valutare il modo in cui i soggetti posizionano i piedi durante la prova, si è proceduto con il calcolo, e il successivo confronto tra i soggetti e tra le diverse prove, del parametro *base di supporto* (*base of support, BoS*), definito come l'area sottesa dai piedi del soggetto. Grazie alla presenza dei marcatori applicati ai piedi dei soggetti, è stato possibile ricostruire la posizione nello spazio dei punti ove tali marcatori sono stati applicati e procedere al calcolo della base di supporto per ogni soggetto, in ogni tipologia di test. In primo luogo, i dati relativi ai marcatori sono stati filtrati mediante un filtro passa-basso di Butterworth del quarto ordine, con frequenza di taglio pari a 5 Hz. [11], [12]. Successivamente, si è calcolato il valore del parametro *base di supporto*, ottenuto stimando approssimativamente l'estensione dell'area di appoggio nel seguente modo: si è considerato come *base di supporto* il quadrilatero compreso tra il marcatore

applicato al secondo dito del piede destro, il marcatore applicato al secondo dito del piede sinistro, il marcatore applicato sul tallone sinistro e il marcatore applicato sul tallone destro. (Fig. 3.1). Maggiore è la distanza tra tali marcatori, più i piedi del soggetto si trovano distanti tra loro e, di conseguenza, maggiore risulta essere il valore assunto dal parametro *base di supporto*.

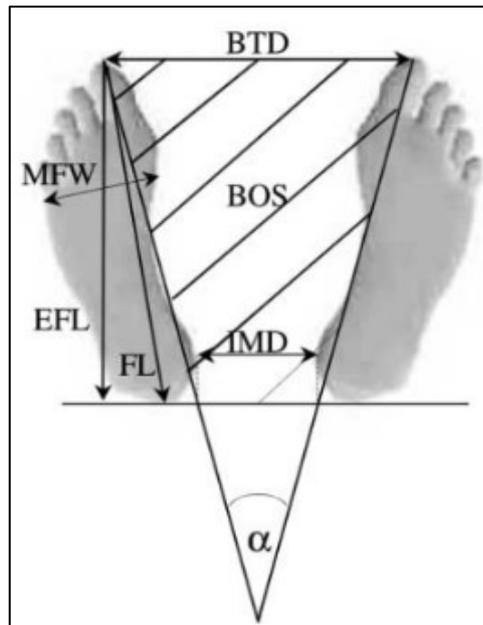


**Figura 3.1:** *Base di supporto*

### 3.2.2 *Base di supporto: controlli*

Per i controlli invece, si è calcolata l'area sottesa dai piedi dei soggetti attraverso due differenti formulazioni, al fine di poter successivamente effettuare un confronto tra tali metodi di calcolo. Da un lato, è stata utilizzata l'approssimazione basata sulle coordinate dei marcatori descritta al punto precedente (par. 3.2.1), dall'altro l'area sottesa è stata calcolata seguendo fedelmente la modalità descritta e utilizzata da Lorenzo Chiari. [13]. Nello specifico, tale calcolo si basa su misure prese a mano, durante le prove, su ogni soggetto: mediante l'utilizzo di un metro infatti, l'operatore provvede a misurare tre distanze utili al successivo calcolo dell'area occupata dai piedi: la distanza tra le punte degli alluci dei due piedi (BTD), la distanza tra i malleoli mediali dei due piedi (IMD) e la distanza tra la punta dell'alluce e il tallone (EFL). (Fig. 3.2). Il parametro che denota l'area sottesa, denominato *area Chiari* in riferimento al cognome dell'autore dell'articolo considerato, viene calcolato tramite la seguente formula matematica, che corrisponde alla classica formulazione per il calcolo dell'area di un trapezio:

$$Area\ Chiari = \frac{(BTD + IMD) \cdot EFL}{2}$$

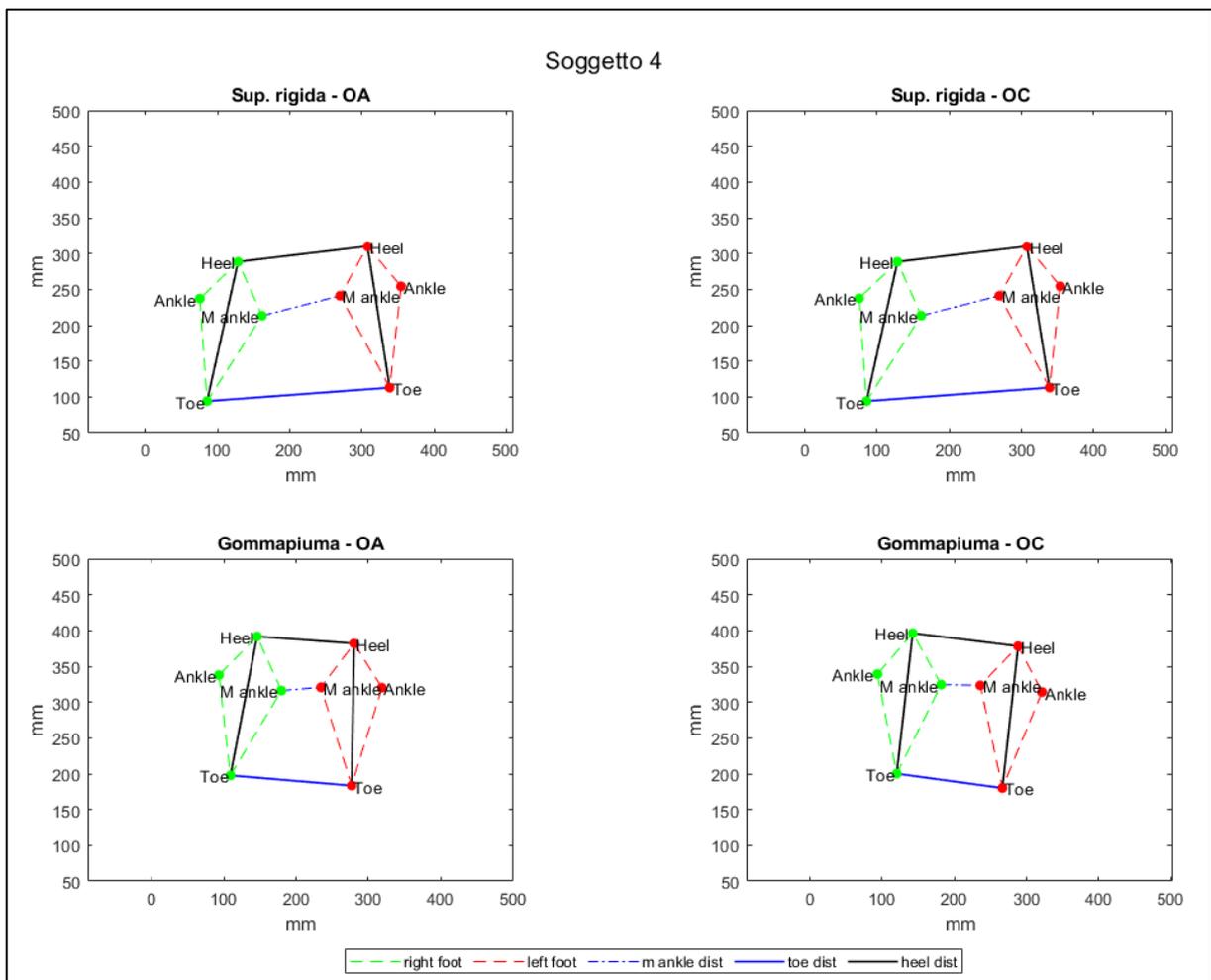


**Figura 3.2:** Area Chiari [13]

Sia per i soggetti anziani che per i controlli, i valori assunti dai parametri sopra descritti sono riportati e confrontati successivamente (par. 4.1.1).

### 3.2.3 Esempi grafici

Al fine di poter esaminare in modo più evidente, anche a livello visivo, il diverso posizionamento dei piedi dei soggetti e dei controlli nelle varie prove, sono stati creati dei grafici che riportano, per ogni soggetto, la collocazione dei marcatori applicati ai piedi nelle quattro differenti tipologie di prova. A titolo di esempio, si riportano i grafici ottenuti per un soggetto anziano e per un controllo, nello specifico per il Soggetto 4 e per il Controllo 4. (Figg. 3.3, 3.4). Come si evince con facilità da una prima ispezione visiva delle due figure, il Soggetto 4 modifica vistosamente la disposizione dei piedi tra le prove effettuate su superficie rigida e le prove effettuate su superficie in gommapiuma, riducendo visibilmente la distanza tra i due piedi nel caso di appoggio su superficie instabile; il Controllo 4, al contrario, mantiene una posizione simile in tutti e quattro i test effettuati.

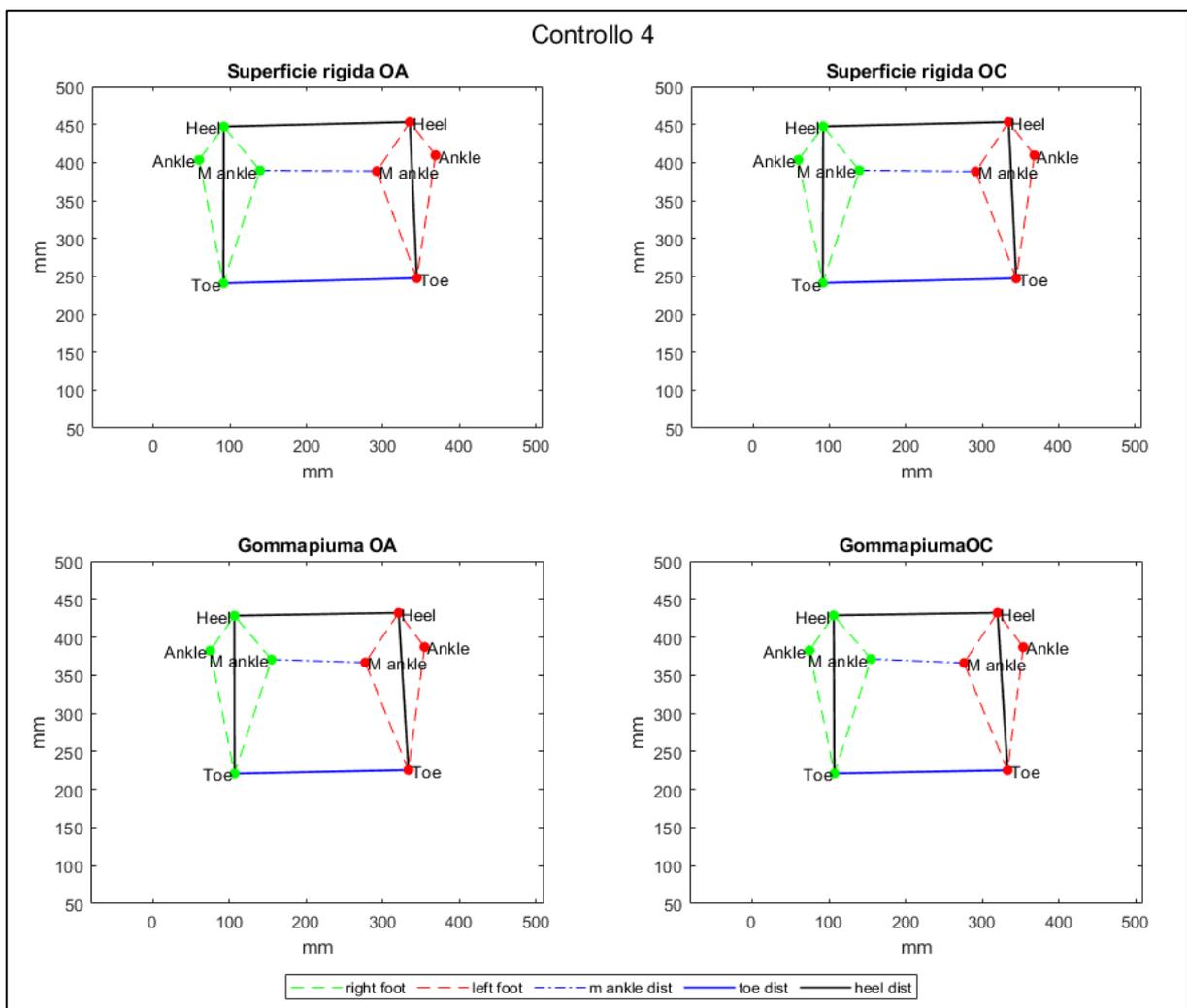


**Figura 3.3:** Posizionamento dei piedi del Soggetto 4

La dicitura OA corrisponde alla condizione in cui il soggetto mantiene gli occhi aperti durante la prova, la dicitura OC corrisponde alla condizione in cui il soggetto mantiene gli occhi chiusi durante la prova.

Il piede tratteggiato in verde corrisponde al piede destro, il piede tratteggiato in rosso al piede sinistro.

I quattro punti evidenziati su ogni piede corrispondono ai marcatori applicati al soggetto: “Heel” indica il marcatore applicato sul tallone, “Ankle” il marcatore applicato sul malleolo esterno, “M ankle” il marcatore applicato sul malleolo interno e “Toe” il marcatore applicato sul secondo dito.



*La dicitura OA corrisponde alla condizione in cui il soggetto mantiene gli occhi aperti durante la prova, la dicitura OC corrisponde alla condizione in cui il soggetto mantiene gli occhi chiusi durante la prova. Il piede tratteggiato in verde corrisponde al piede destro, il piede tratteggiato in rosso al piede sinistro. I quattro punti evidenziati su ogni piede corrispondono ai marcatori applicati al soggetto: "Heel" indica il marcatore applicato sul tallone, "Ankle" il marcatore applicato sul malleolo esterno, "M ankle" il marcatore applicato sul malleolo interno e "Toe" il marcatore applicato sul secondo dito.*

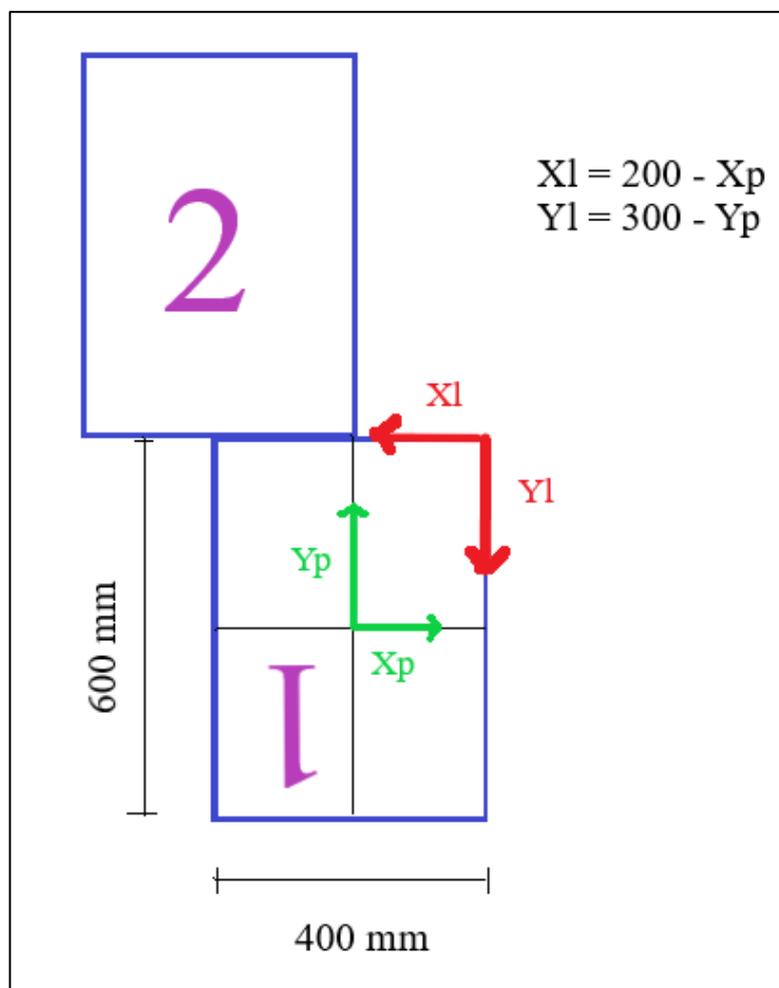
### 3.3 Bipedal Stance: Andamento del COP

Il segnale relativo all'andamento del centro di pressione, misurato dalla piattaforma di forza, è stato, in un primo momento, elaborato mediante alcune operazioni di seguito riportate e, successivamente, è stato utilizzato per la creazione di una serie di grafici utili a studiarne l'evoluzione durante il test.

I dati acquisiti sono stati analizzati con una frequenza di campionamento pari a 1000 Hz. Si è rivelato necessario eseguire una conversione dei sistemi di riferimento (s.d.r.) nei quali tali dati sono stati raccolti: infatti, mentre i segnali provenienti dai marcatori sono stati acquisiti nel sistema di riferimento del laboratorio, il segnale del COP registrato dalla piattaforma di forza

risulta espresso nel sistema di riferimento della piattaforma stessa. Si è pertanto deciso di convertire tale segnale nel sistema di riferimento del laboratorio, secondo le modalità riportate in figura. (Fig. 3.5).

In tal modo, il segnale proveniente dai marcatori e il segnale registrato dalla piattaforma risultano espressi rispetto allo stesso sistema di riferimento.



**Figura 3.5:** Conversione nel sistema di riferimento del laboratorio

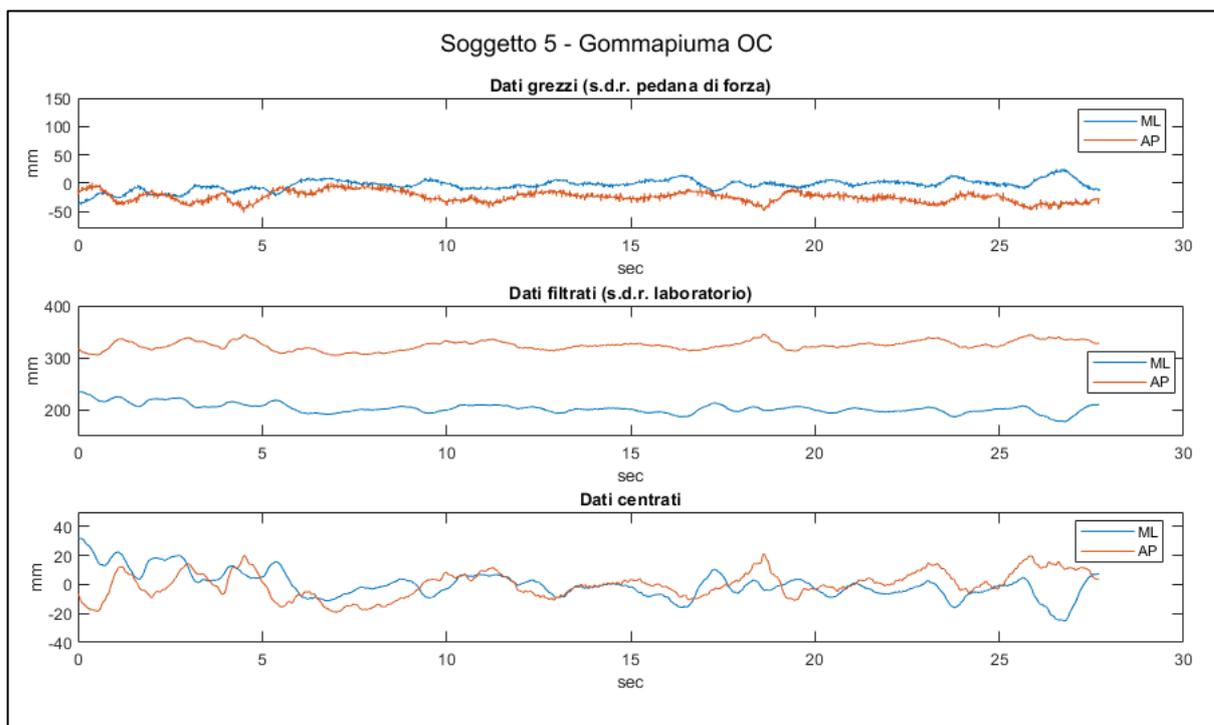
*La pedana di forza utilizzata per le acquisizioni è la pedana contraddistinta dal numero 1, orientata come descritto. Il sistema di riferimento della pedana, in verde, è riportato al centro della stessa, mentre il sistema di riferimento del laboratorio, in rosso, è riportato nell'angolo in alto a destra. Sono inoltre riportate le equazioni utilizzate per convertire le coordinate espresse nel s.d.r. della pedana ( $X_p$ ,  $Y_p$ ) in coordinate espresse nel s.d.r. del laboratorio ( $X_l$ ,  $Y_l$ ).*

### 3.3.1 Esempi di grafici relativi al segnale COP

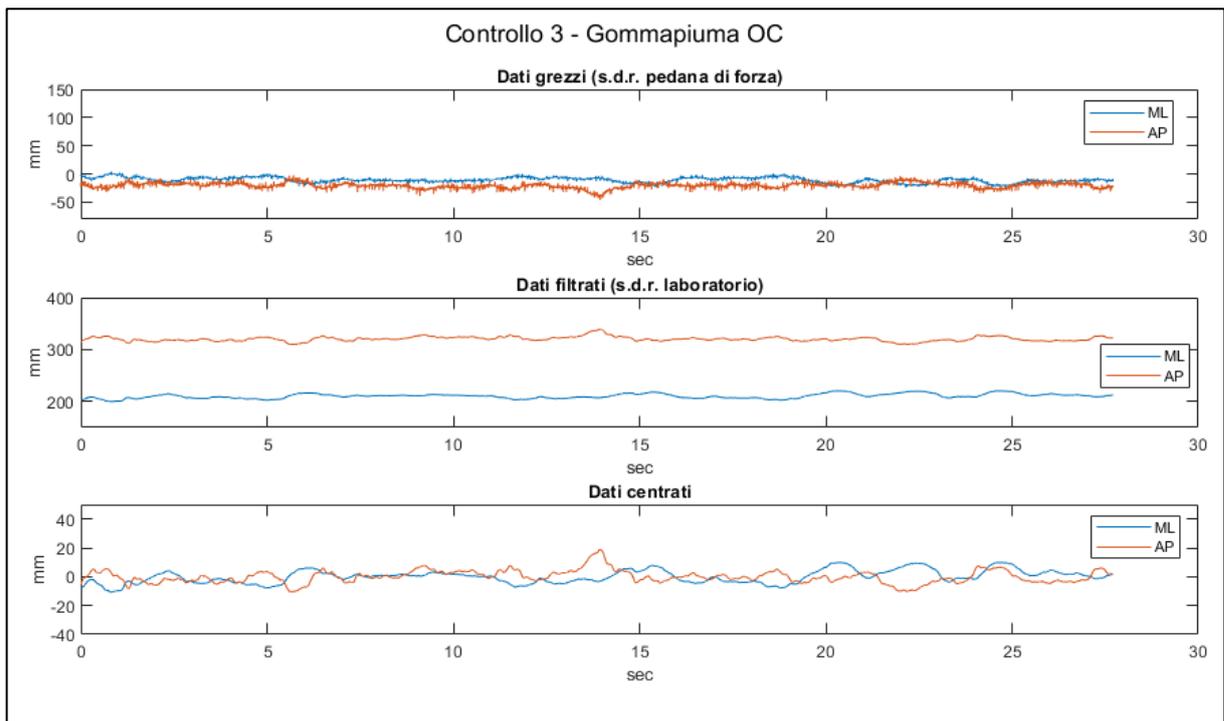
Al fine di analizzare al meglio i dati forniti dalla pedana di forza, sono state create tre differenti tipologie di grafico: nella prima, viene riportato l'andamento nel tempo del centro di pressione per entrambe le direzioni anteroposteriore (AP) e mediolaterale (ML); nella seconda, vengono

riportati lo statokinesigramma e i due stabilogrammi, per le direzioni ML e AP; nella terza, viene raffigurata l'ellisse di confidenza.

Relativamente alla raffigurazione del segnale del COP nel tempo, si è scelto di sviluppare una figura diversa per ogni soggetto in ogni condizione di test, all'interno della quale sono stati riportati i seguenti tre grafici: rappresentazione dei dati grezzi acquisiti dalla piattaforma, ancora espressi nel sistema di riferimento della piattaforma; questi stessi dati dopo essere stati filtrati tramite un filtro passa-basso di Butterworth del quarto ordine con una frequenza di taglio pari a 10 Hz [14] e dopo essere stati convertiti nel sistema di riferimento del laboratorio; infine, questi stessi dati dopo essere stati centrati, indicando con questo termine la sottrazione al segnale della sua stessa media. Si riportano di seguito, a titolo di esempio, i grafici ottenuti per un soggetto anziano e per un controllo, nello specifico per il Soggetto 5 e per il Controllo 3, entrambi in condizione di occhi chiusi e su superficie in gommapiuma. (Figg. 3.6, 3.7).

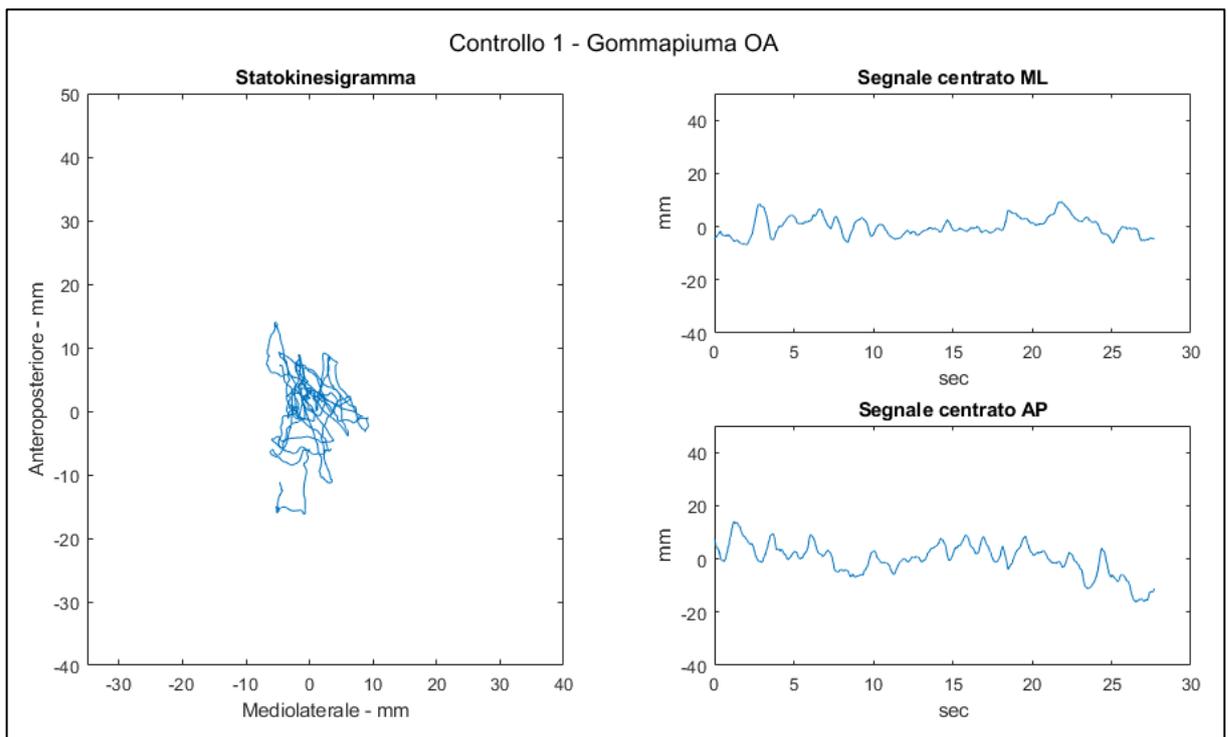
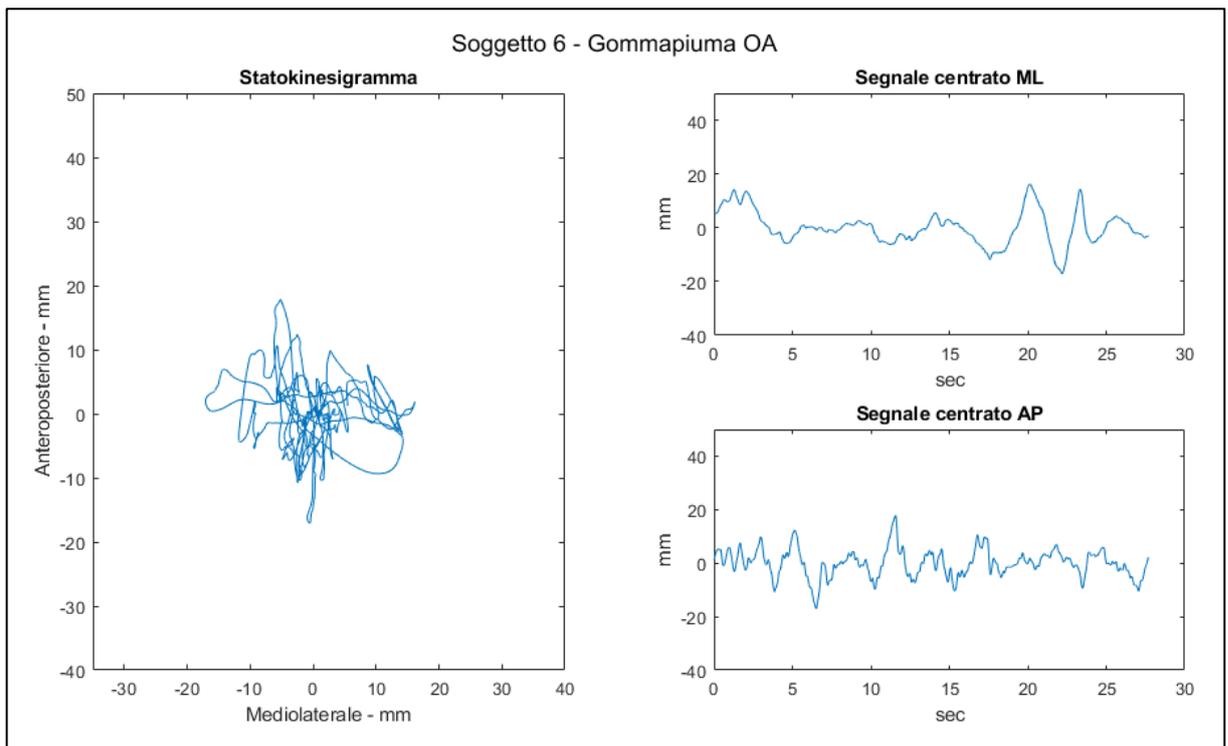


**Figura 3.6:** Rappresentazione segnale COP per il Soggetto 5, su gommapiuma in condizione di occhi chiusi



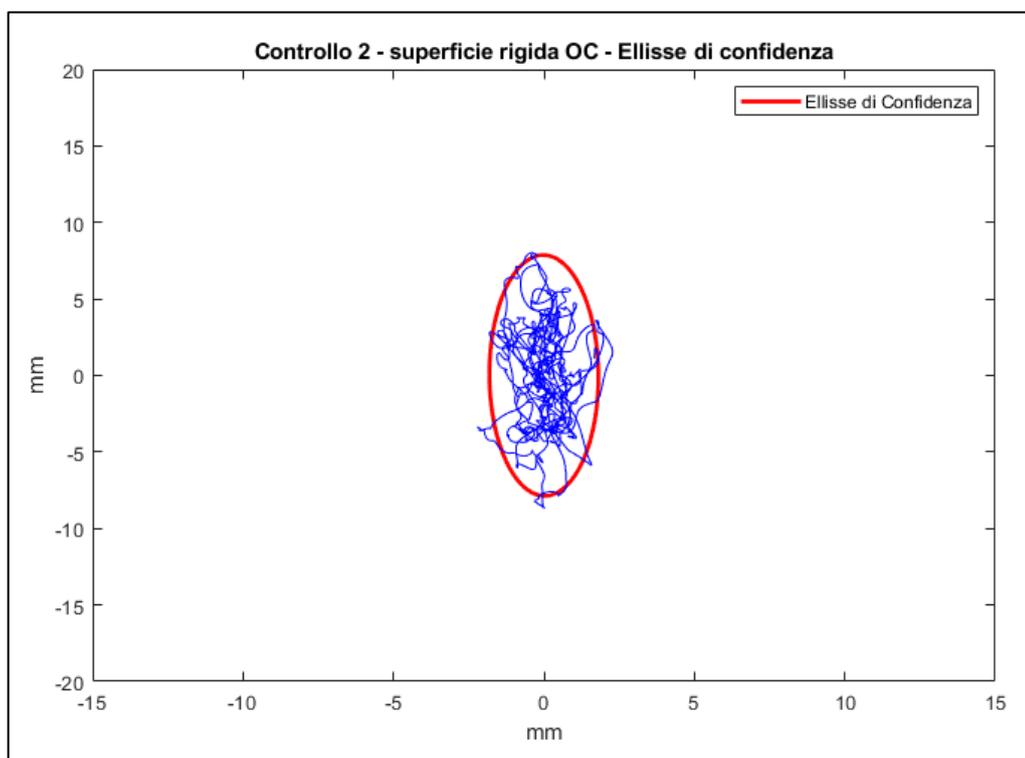
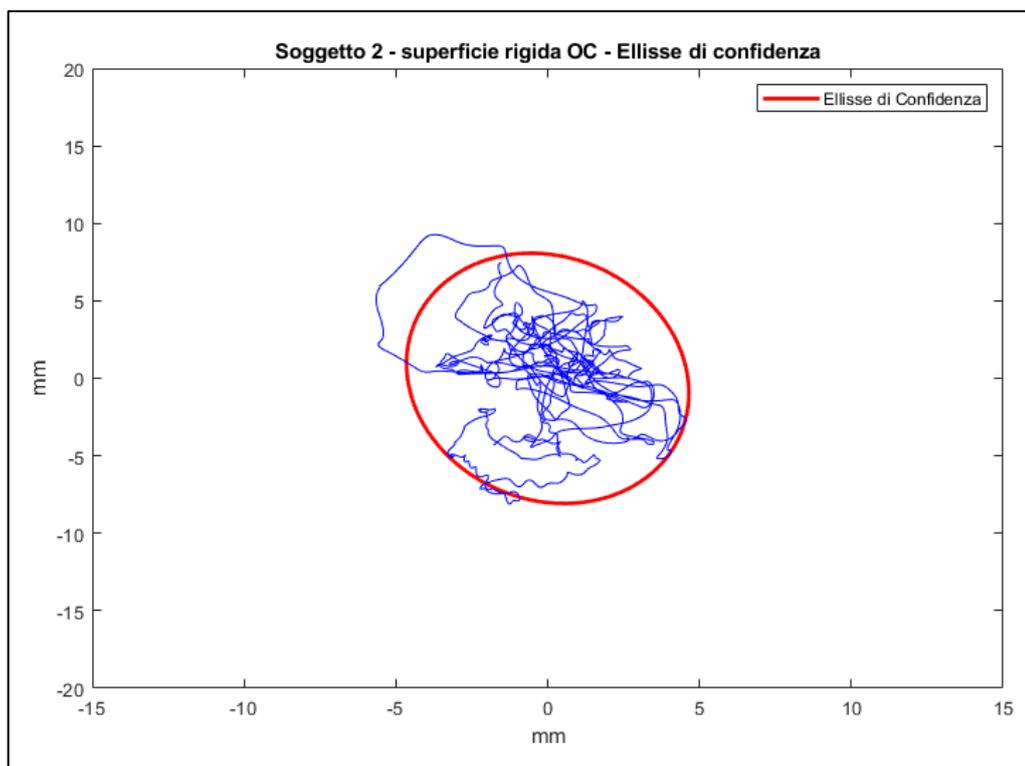
**Figura 3.7:** Rappresentazione segnale COP per il Controllo 3, su gommapiuma in condizione di occhi chiusi

Nella seconda tipologia di grafico vengono invece riportati, per ogni soggetto, in ogni condizione di test, lo statokinesigramma e i due stabilogrammi, uno per la direzione AP e uno per la direzione ML. Lo statokinesigramma è costituito dalla rappresentazione in due dimensioni del percorso del centro di pressione sulla superficie orizzontale di appoggio, mentre lo stabilogramma è il grafico delle coordinate del centro di pressione in funzione del tempo, ove il tempo viene riportato in ascissa. Si riportano di seguito, a titolo di esempio, i grafici ottenuti per un soggetto anziano e per un controllo, nello specifico per il Soggetto 6 e per il Controllo 1, entrambi in condizione di occhi aperti e su superficie in gommapiuma. (Figg. 3.8, 3.9).



**Figure 3.8, 3.9:** *Grafici per il Soggetto 6 e per il Controllo 1, su gommaapiuma in condizione di occhi aperti*

Infine, l'ultima tipologia di grafico sviluppata prevede la sovrapposizione di statokinesigramma ed ellisse di confidenza, la quale racchiude il 95% dei punti registrati. (Figg. 3.10, 3.11).



**Figure 3.10, 3.11:** *Grafici per il Soggetto 2 e per il Controllo 2, su superficie rigida, in condizione di occhi chiusi*

### 3.4 Bipedal Stance: Parametri relativi all'equilibrio

Al fine di valutare l'equilibrio posturale dei soggetti in tutte le condizioni di test e di rendere possibili dei successivi confronti tra i risultati ottenuti, è stata calcolata, basandosi sui dati registrati dalla pedana di forza, una serie di parametri relativi all'andamento del centro di pressione durante le singole prove. Tali parametri sono stati selezionati dopo un'accurata ricerca in letteratura e rappresentano le misure più comunemente utilizzate per lo studio dell'equilibrio statico tramite posturografia. [15], [16], [17], [18].

#### 3.4.1 Definizione dei parametri

Si riporta di seguito un elenco dei parametri selezionati, comprensivo della rispettiva definizione matematica. [6], [19], [20].

- *Mean distance ML:* 
$$\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |X_n|$$

Rappresenta la distanza media del COP dal centro della traiettoria in direzione ML

- *Mean distance AP:* 
$$\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |Y_n|$$

Rappresenta la distanza media del COP dal centro della traiettoria in direzione AP

- *RMS displacement ML:* 
$$\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N X_n^2}$$

Corrisponde alla deviazione standard della traiettoria in direzione ML

- *RMS displacement AP:* 
$$\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N Y_n^2}$$

Corrisponde alla deviazione standard della traiettoria in direzione AP

- *Range ML:* 
$$|X_{max} - X_{min}|$$

Rappresenta la distanza massima in direzione ML tra due punti qualsiasi del percorso del COP

- *Range AP:* 
$$|Y_{max} - Y_{min}|$$

Rappresenta la distanza massima in direzione AP tra due punti qualsiasi del percorso del COP

- *Sway path ML:* 
$$\sum_{n=1}^{N-1} |X_{n+1} - X_n|$$

Rappresenta la lunghezza totale del percorso del COP in direzione ML

- *Sway path AP:* 
$$\sum_{n=1}^{N-1} |Y_{n+1} - Y_n|$$

Rappresenta la lunghezza totale del percorso del COP in direzione AP

- *Sway length*: 
$$\sum_{n=1}^{N-1} \sqrt{(X_{n+1} - X_n)^2 + (Y_{n+1} - Y_n)^2}$$
  
Rappresenta la lunghezza totale del percorso del COP
- *Average velocity*: 
$$\frac{\text{Sway length}}{T}$$
  
Corrisponde alla velocità media del COP
- *Average velocity ML*: 
$$\frac{\text{Sway path ML}}{T}$$
  
Corrisponde alla velocità media del COP in direzione ML
- *Average velocity AP*: 
$$\frac{\text{Sway path AP}}{T}$$
  
Corrisponde alla velocità media del COP in direzione AP

In queste formulazioni, si assume che la traiettoria del COP contenga N punti; T indica la durata totale del segnale, espressa in secondi;  $X_n$  e  $Y_n$  rappresentano le coordinate centrate, rispettivamente in direzione ML e in direzione AP.

In aggiunta ai parametri appena descritti, è stata inoltre calcolata *Area 95*, ossia l'area che racchiude il 95% dei punti della traiettoria del COP, seguendo la formulazione riportata nell'articolo di Wei Bao. [21]:

$$C = \begin{pmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} \end{pmatrix}$$

$$\lambda_1 = \frac{\sigma_{11} + \sigma_{22} + \sqrt{(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + 4\sigma_{12}^2}}{2}$$

$$\lambda_2 = \frac{\sigma_{11} + \sigma_{22} - \sqrt{(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + 4\sigma_{12}^2}}{2}$$

$$\kappa = \sqrt{-2 \ln(1 - \alpha)} = \sqrt{-2 \ln 0.05}$$

$$\text{Area 95} = \pi \cdot \kappa \sqrt{\lambda_1} \cdot \kappa \sqrt{\lambda_2}$$

dove  $\sigma_{11}$  e  $\sigma_{22}$  rappresentano la varianza della posizione del COP in direzione ML e AP.

$\sigma_{12}$  e  $\sigma_{21}$  rappresentano la covarianza della posizione del COP in direzione ML e AP.

C rappresenta l'autovalore della matrice di covarianza.

$\lambda_1$  rappresenta la prima componente principale e  $\lambda_2$  la seconda componente principale.

$\kappa$  indica l'intervallo di confidenza.

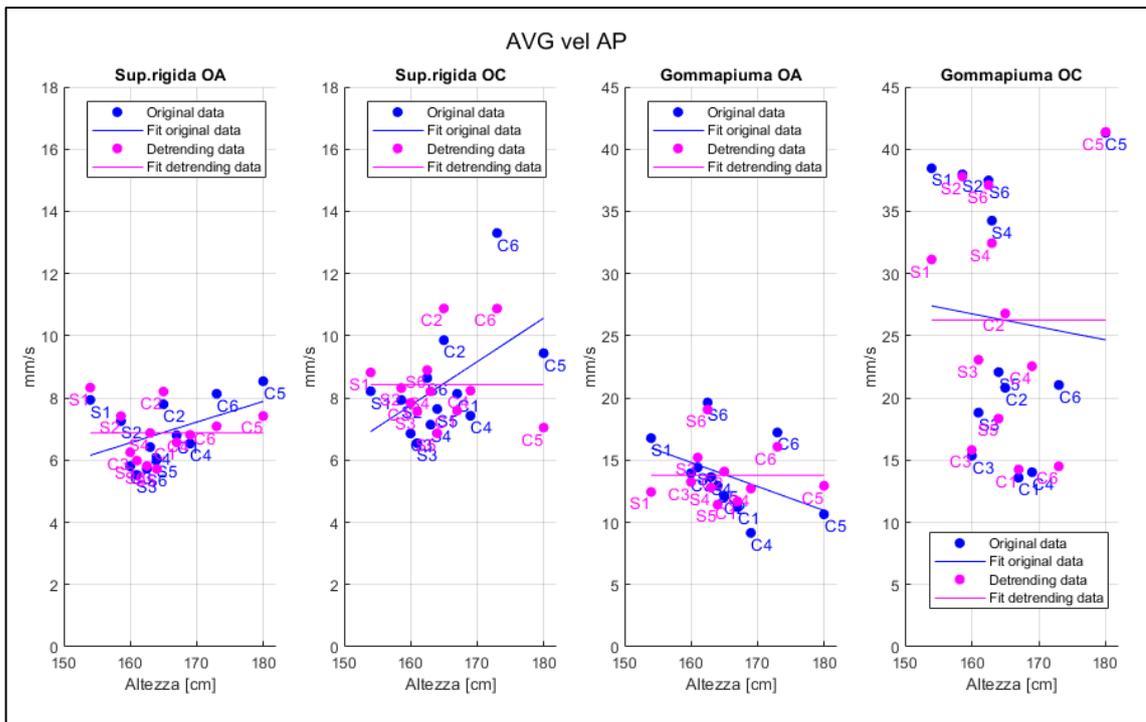
$\kappa\sqrt{\lambda_1}$  e  $\kappa\sqrt{\lambda_2}$  rappresentano i valori degli assi maggiore e minore dell'ellisse di confidenza.

### 3.4.2 *Detrending dei dati*

L'assenza di un criterio prefissato circa il posizionamento dei piedi dei soggetti influenza lo studio dell'equilibrio statico, denotando un'assenza di standardizzazione tra le prove registrate e condizionando i risultati ottenuti nei diversi test. Intuitivamente, una base d'appoggio ridotta, in cui i piedi vengono posizionati uniti o molto vicini tra loro, aumenta la difficoltà nel mantenere l'equilibrio, in modo particolare nelle condizioni di superficie instabile, invece una base d'appoggio più estesa facilita il paziente nel controllo posturale; allargando la base d'appoggio del soggetto, si nota infatti una diminuzione delle escursioni massime del COP registrate durante le prove statiche. [22].

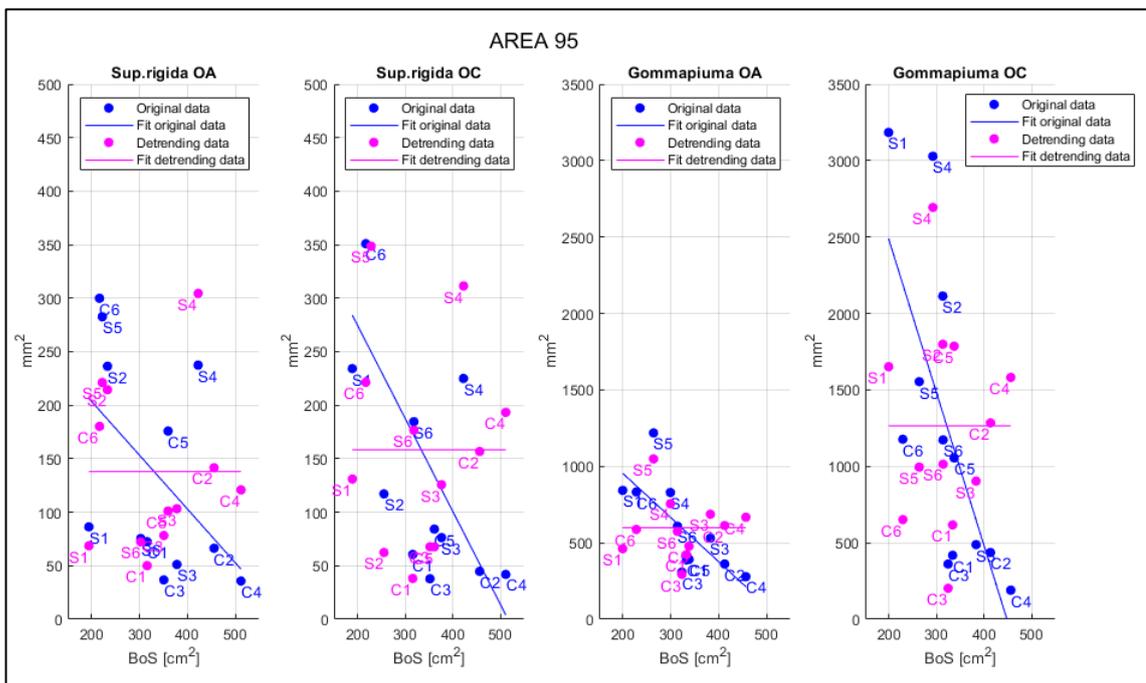
Lo studio della correlazione tra i parametri calcolati per l'analisi dell'equilibrio, l'estensione della base di supporto e alcune misure antropometriche dei soggetti, quali altezza, peso e indice di massa corporea (BMI), evidenzia chiaramente le dipendenze presenti. I parametri relativi all'equilibrio risultano dipendenti in modo particolare dalla base di supporto e dall'altezza del soggetto: le matrici di correlazione riportano infatti valori elevati, in alcuni casi molto vicini all'unità.

Si è reso quindi necessario eliminare tale dipendenza, in modo da ottenere un set di parametri descrittivi dell'equilibrio posturale completamente scorrelati dalla posizione assunta dai soggetti durante le prove, vale a dire dall'estensione della loro base d'appoggio, e dall'altezza: le misure così ottenute sono pertanto confrontabili tra loro. A tale scopo, i dati sono stati elaborati utilizzando la tecnica del *detrending*, nello specifico applicando un *detrending* simultaneo iterativo rispetto alle variabili *altezza* e *BoS*. [23]. Attraverso tale metodologia, risulta infatti possibile ottenere un insieme di dati del tutto indipendenti rispetto alle variabili di interesse, in questo caso *BoS* e *altezza*, ridimensionati ad un intervallo simile a quello dei dati originali. (Figg. 3.12, 3.13).



**Figure 3.12:** Correlazione tra altezza e velocità media in direzione AP

I dati originali, rappresentati in blu, sono dipendenti dall'altezza dei soggetti, la retta di fit lineare ha pendenza diversa da zero ed indica una correlazione positiva o negativa a seconda dell'inclinazione. I dati ottenuti dall'applicazione del detrending, rappresentati in rosa, sono indipendenti dall'altezza e la retta di fit lineare è parallela all'asse delle ascisse.



**Figure 3.13:** Correlazione tra BoS e Area 95

I dati originali, rappresentati in blu, sono dipendenti dalla base di supporto assunta dai soggetti, la retta di fit lineare ha pendenza diversa da zero ed indica una correlazione positiva o negativa a seconda dell'inclinazione. I dati ottenuti dall'applicazione del detrending, rappresentati in rosa, sono indipendenti dalla base di supporto e la retta di fit lineare è parallela all'asse delle ascisse.

### 3.5 Bipedal Stance: Analisi Wavelet

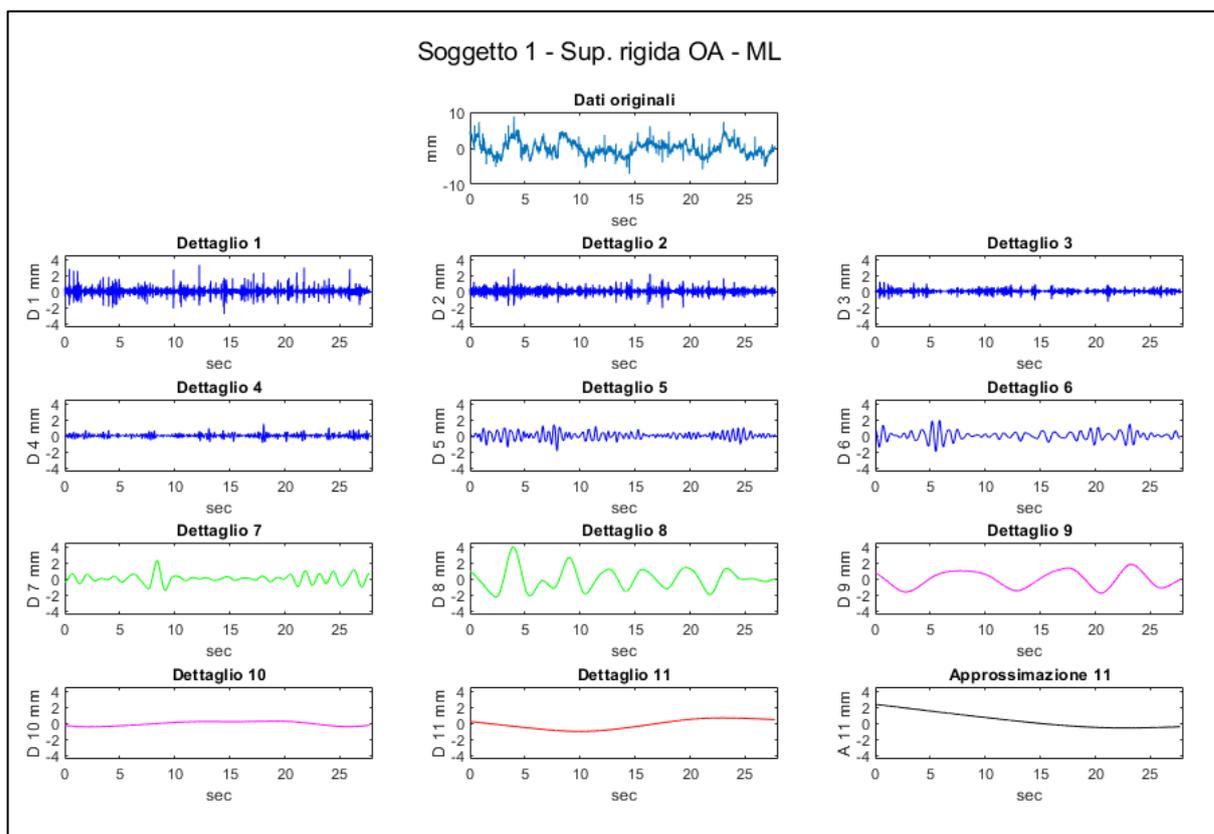
In aggiunta allo studio dei parametri relativi all'equilibrio derivanti dall'analisi della traiettoria del centro di pressione, si è deciso di valutare anche un ulteriore aspetto nel confronto delle prestazioni ottenute dai soggetti anziani rispetto ai controlli, al fine di delineare un quadro più completo ed esaustivo relativamente al controllo posturale. In particolare, ci si è focalizzati sullo studio del contenuto energetico del segnale COP, ottenuto tramite l'applicazione della trasformata wavelet discreta (*discrete wavelet transform, DWT*), e sulla conseguente associazione tra determinati intervalli di frequenza del segnale COP e i tre diversi sistemi sensoriali coinvolti nel controllo dell'equilibrio. [24]. Come riportato da Quek et al., [25], la DWT è stata utilizzata per decomporre il segnale COP in diverse bande di frequenza: l'intervallo compreso tra 0.39 e 1.56 Hz è associato al contributo del sistema somatosensoriale, l'intervallo compreso tra 0.10 e 0.39 Hz si riferisce al sistema vestibolare, le frequenze minori di 0.10 Hz sono invece collegate al sistema visivo. Le frequenze maggiori di 1.56 Hz si riferiscono ad un controllo più automatico (*open loop*) e non sono pertanto rilevanti ai fini dell'analisi.

Il segnale grezzo proveniente dalla piattaforma di forza è stato sottocampionato a 100 Hz, [26]; successivamente è stato decomposto in 11 livelli di frequenza mediante l'applicazione di una Wavelet di tipo *Symlet 8*. [27], [28], [29], [30]. Come riportato nella seguente figura, i livelli 7 e 8 si riferiscono al contributo del sistema somatosensoriale, i livelli 9 e 10 al contributo del sistema vestibolare e il livello 11 al contributo del sistema visivo. I colori associati ad ogni sistema, rispettivamente verde, rosa e rosso, vengono utilizzati in tutti i grafici che seguono per richiamare i sistemi a cui si riferiscono. (Tabella 3.1).

Livello	Range di frequenza [Hz]		
1	50-100	OPEN LOOP	
2	25-50		
3	12,5-25		
4	6,25-12,5		
5	3,12-6,25		
6	1,56-3,12		
7	0,78-1,56	CLOSED LOOP	Sistema somatosensoriale
8	0,39-0,78		
9	0,19-0,39		Sistema vestibolare
10	0,09-0,19		
11	0,048-0,09		Sistema visivo

**Tabella 3.1:** Decomposizione in frequenza

L'analisi della DWT è stata applicata ai segnali COP di tutti i soggetti, per entrambe le direzioni ML e AP, in ognuna delle quattro condizioni di test; la Fig. 3.14 riporta, a titolo di esempio, la decomposizione per il Soggetto 1, in direzione ML, su superficie di appoggio rigida, in condizione di occhi aperti.



**Figure 3.14:** *Applicazione DWT*

*Nella prima riga è rappresentato il segnale originale. I livelli di dettaglio 7 e 8, in verde, corrispondono al sistema somatosensoriale, i livelli 9 e 10, in rosa, al sistema vestibolare, e il livello 11, in rosso, al sistema visivo. Viene rappresentata in nero l'approssimazione del livello 11.*

La decomposizione del segnale COP in diverse bande di frequenza permette di poter valutare facilmente il contenuto energetico in ciascun intervallo  $j$ ,  $E(j)$ , il quale viene espresso come percentuale dell'energia totale del segnale,  $E_T$ , secondo la seguente formula [31]:

$$E\%(j) = \left( \frac{E(j)}{E_T} \right) 100\%$$

Maggiore risulta essere il contenuto energetico di una determinata banda di frequenza, più il sistema sensoriale associato alla banda in questione risulta coinvolto nell'esecuzione del compito.

Il contributo dato dal sistema visivo è stato inoltre esaminato confrontando, per ogni livello  $j$ , i cambiamenti nel contenuto energetico tra le prove effettuate in condizione di occhi aperti,

$E_{OA}\%(j)$ , e le prove effettuate in condizione di occhi chiusi,  $E_{OC}\%(j)$ , tramite il calcolo della variazione percentuale di energia tra queste due condizioni, sia per i test effettuati su superficie rigida che per i test effettuati su superficie in gommapiuma [31]:

$$\Delta E_{EYE}\%(j) = \left( \frac{E_{OC}\%(j) - E_{OA}\%(j)}{E_{OA}\%(j)} \right) 100\%$$

### 3.6 Analisi in Single Leg Stance

Le prove effettuate in equilibrio su una sola gamba risultano indubbiamente più complesse delle prove in appoggio bipede, in quanto richiedono la capacità del soggetto in esame di spostare il proprio centro di massa sulla gamba d'appoggio e di mantenere l'equilibrio in questa condizione. È noto che tale abilità si deteriora con l'avanzare dell'età: tra i fattori attribuiti ai cambiamenti nelle prestazioni figurano, tra gli altri, variazioni della sensibilità cutanea e cambiamenti nella strategia di equilibrio impiegata. [32].

Le prestazioni ottenute variano infatti notevolmente tra i soggetti analizzati: si può notare che, generalmente, i soggetti anziani mantengono l'equilibrio per un periodo di tempo minore rispetto ai controlli e che, per alcuni di loro, si è reso necessario appoggiare il piede a terra durante la prova per poi tentare di ritrovare nuovamente l'equilibrio. Inoltre, il Soggetto 3 è stato escluso dall'analisi, in quanto non è risultato in grado di soddisfare i requisiti richiesti dalla prova: il tempo in cui è riuscito a mantenere il piede sollevato da terra, rispettivamente meno di 3 secondi per l'appoggio sulla gamba sinistra e meno di un secondo per l'appoggio sulla gamba destra, non permette infatti, a causa della brevissima durata, di condurre un'analisi relativa allo studio dell'andamento del centro di pressione.

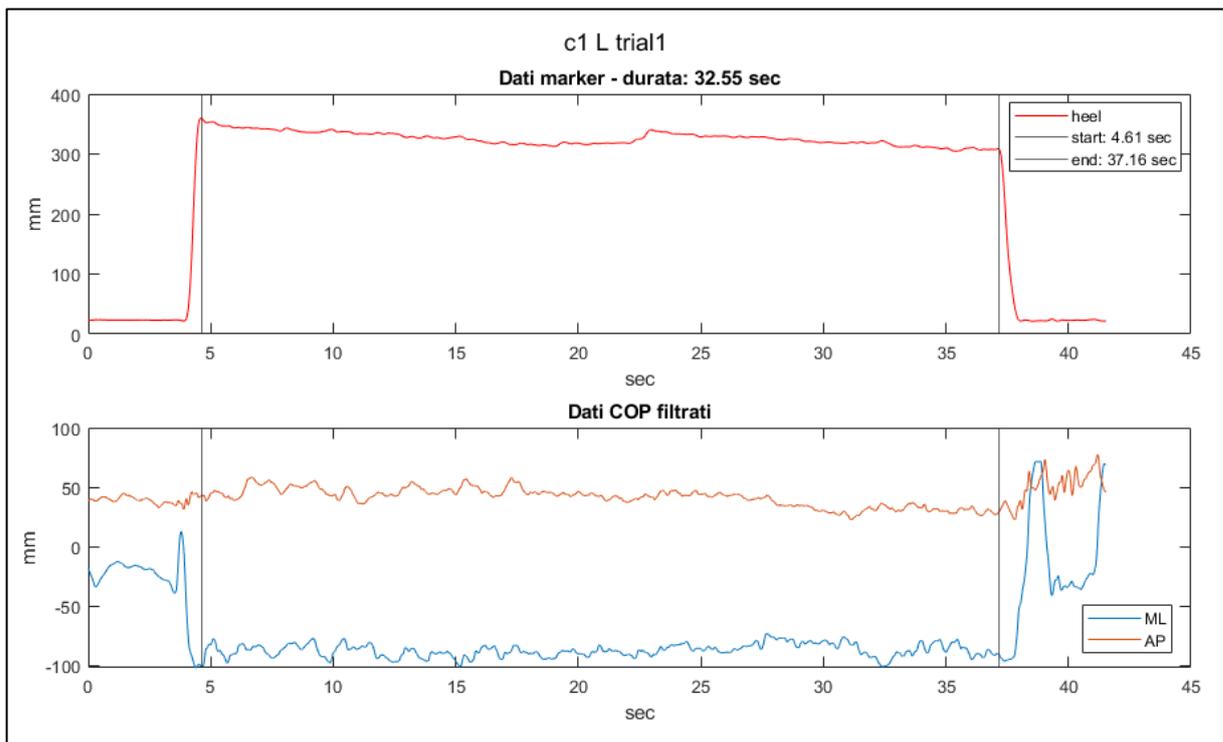
I dati relativi alle durate temporali delle prove registrate sono riportati nella tabella seguente. (Tabella 3.2). Come si può notare, sono stati concessi, durante lo svolgimento delle prove, più tentativi per ripetere il test: per l'appoggio su gamba sinistra, il numero massimo di ripetizioni della prova è pari a tre, per l'appoggio su gamba destra esso risulta invece pari a due. Solamente alcuni soggetti anziani hanno dovuto ripetere il test più volte, mentre i controlli hanno svolto le prove in un solo tentativo, riuscendo, in tutti i casi, a mantenere la posizione per un periodo di tempo sufficientemente prolungato. Ai fini dell'analisi, sono state considerate solamente due prove per soggetto, una in equilibrio sulla gamba destra e l'altra in equilibrio sulla gamba sinistra; per tutti i casi ove si sia rivelato opportuno ripetere più volte il test, sono state scelte, in una successiva fase di elaborazione, le due prove in cui il soggetto è riuscito a mantenere l'equilibrio per il maggior tempo possibile. Esse sono evidenziate in blu nella tabella sottostante.

DURATA FASE SLS (s)					
	L 1	L 2	L 3	R 1	R 2
<b>Soggetto 1</b>	17,46	11,43	0	21,16	0
<b>Soggetto 2</b>	7,25	2,27	0	20,59	15,58
<b>Soggetto 3</b>	2,78	0	0	0,41	0
<b>Soggetto 4</b>	6,71	9,72	0	3,87	1,77
<b>Soggetto 5</b>	3,02	1,43	10,34	4,06	8,37
<b>Soggetto 6</b>	19,56	0	0	0,68	16,91
<b>Controllo 1</b>	32,55	0	0	24,59	0
<b>Controllo 2</b>	22,07	0	0	21,84	0
<b>Controllo 3</b>	21,78	0	0	21,89	0
<b>Controllo 4</b>	23,71	0	0	21,61	0
<b>Controllo 5</b>	22,52	0	0	26,18	0
<b>Controllo 6</b>	29,55	0	0	34,83	0

**Tabella 3.2:** Durata fase di SLS

La lettera L indica le prove eseguite in appoggio sulla gamba sinistra, la lettera R indica le prove eseguite in appoggio sulla gamba destra.

Al fine di identificare gli esatti istanti temporali di inizio e di fine della fase di *single leg stance*, ci si è basati sul segnale proveniente dai marcatori applicati ai piedi dei soggetti, in modo particolare sul segnale del marcatore applicato al secondo dito del piede. Similmente al caso dell'analisi in appoggio bipede, inizialmente il segnale proveniente dai marcatori è stato filtrato utilizzando un filtro passa-basso di Butterworth del quarto ordine, con frequenza di taglio pari a 5 Hz. [11], [12]. Successivamente, analizzando l'andamento nel tempo della coordinata z, è stato possibile individuare il momento in cui il soggetto stacca il piede da terra, la fase in cui mantiene il piede sollevato, che corrisponde alla durata del periodo di equilibrio in *single leg stance*, ed infine il momento in cui il dito tocca nuovamente il suolo, ponendo fine, in tal modo, alla prova. Il seguente grafico (Fig. 3.15) riporta, per il Controllo 1, in condizione di appoggio sulla gamba sinistra, nella parte superiore, il segnale acquisito tramite il marcatore posto sul tallone e, nella parte inferiore, il segnale relativo al centro di pressione in uscita dalla piattaforma di forza. La fase di SLS è delimitata dalle due linee verticali nere, che ne rappresentano, rispettivamente, l'istante di inizio e l'istante di fine.



**Figura 3.15:** Durata SLS Controllo 1

In aggiunta al numero di tentativi effettuati da ogni soggetto per ogni prova di equilibrio, un altro dato interessante ai fini dell'analisi è costituito dal numero di volte in cui i soggetti si sbilanciano e posano il piede a terra durante lo svolgimento del test. Quando ciò accade, l'operatore consiglia di cercare di ritrovare l'equilibrio e di alzare nuovamente la gamba da terra, procedendo in tal modo con l'avanzamento dell'acquisizione. Nella seguente tabella viene riportato il conteggio degli appoggi a terra compiuti dai soggetti durante lo svolgimento dei test. (Tabella 3.3). Si attribuisce valore pari a zero alle prove in cui il soggetto riesce a mantenere il piede sollevato dal suolo in modo continuativo. Le celle vuote corrispondono invece alle prove che i soggetti non hanno dovuto ripetere, in quanto il test era già risultato valido nei precedenti tentativi effettuati. Risulta evidente come solo i soggetti anziani abbiano manifestato il bisogno di posare il piede a terra una o più volte durante la prova; tutti i controlli, al contrario, riescono a completare l'esercizio, sia per la gamba destra che per la gamba sinistra, senza mai ricorrere ad un appoggio al suolo.

NUMERO APOGGI PIEDE A TERRA					
	n. appoggi piede a terra L1	n. appoggi piede a terra L2	n. appoggi piede a terra L3	n. appoggi piede a terra R1	n. appoggi piede a terra R2
<b>Soggetto 1</b>	0	1		0	
<b>Soggetto 2</b>	5	0		0	1
<b>Soggetto 3</b>	2			2	
<b>Soggetto 4</b>	0	0		1	0
<b>Soggetto 5</b>	1	0	0	0	0
<b>Soggetto 6</b>	0			0	0
<b>Controllo 1</b>	0			0	
<b>Controllo 2</b>	0			0	
<b>Controllo 3</b>	0			0	
<b>Controllo 4</b>	0			0	
<b>Controllo 5</b>	0			0	
<b>Controllo 6</b>	0			0	

Tabella 3.3: Appoggi piede a terra

### 3.7 Single Leg Stance: Scelta dell'intervallo temporale

Come descritto in precedenza, ogni soggetto mantiene la posizione di equilibrio in SLS per un tempo differente dagli altri soggetti, secondo le proprie capacità. Si ottengono in tal modo prove con durate non uniformi, difficilmente confrontabili tra loro. Pertanto, similmente a quanto effettuato per l'analisi in appoggio bipede, si è provveduto ad identificare una durata comune per tutti i soggetti, in tutte le prove, e successivamente, a calcolare i parametri relativi all'equilibrio su tale "tempo standard".

Inizialmente, si è deciso di selezionare due differenti durate temporali, sulla base delle quali tagliare i dati del segnale proveniente dalla pedana di forza. Il primo periodo temporale scelto coincide con la durata più breve registrata da un soggetto nello svolgimento delle prove selezionate ai fini dell'analisi: essa corrisponde al periodo di tempo registrato dal Soggetto 4, durante il test di equilibrio in appoggio sulla gamba destra, ed è pari a 3.87 secondi. Il secondo periodo di tempo, invece, corrisponde alla durata temporale registrata dal Soggetto 2 nella prova in equilibrio sulla gamba sinistra, ed è pari a 7.25 secondi. Tutti i dati acquisiti nelle prove sono stati tagliati utilizzando tali soglie: in particolare, considerando il primo taglio, i soggetti compresi nell'analisi risultano essere i Soggetti 1, 2, 4, 5, 6 e tutti e sei i controlli; il secondo taglio invece esclude dall'analisi il Soggetto 4. Il seguente grafico (Fig. 3.16) riporta, per il Soggetto 6 in appoggio sulla gamba destra, i dati relativi ai marcatori e al segnale COP registrato dalla pedana di forza, con evidenziate, tramite due linee verticali nere, l'intera durata della fase di *single leg stance*, tramite due linee verticali rosse tratteggiate la durata corrispondente al primo taglio (*cut 1*), e, tramite due linee verticali blu tratteggiate, la durata corrispondente al

secondo taglio (*cut 2*). Per tutti i soggetti, i due tagli sono stati effettuati nella parte centrale del segnale, garantendo in tal modo il calcolo dei parametri in una fase in cui il soggetto si è stabilizzato ed ha già trovato l'equilibrio.

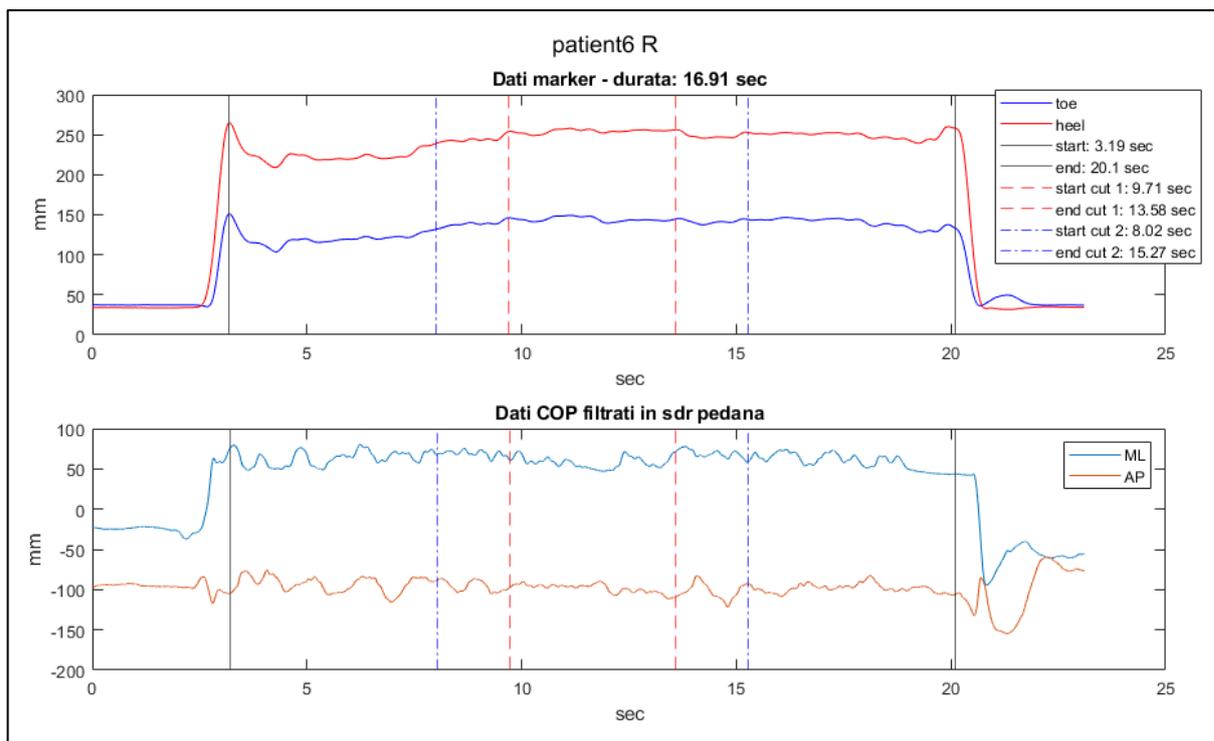


Figura 3.16: Tagli 1 e 2

Successivamente, si è deciso di utilizzare, ai fini dell'analisi dell'equilibrio statico, solamente il taglio 2, pari a 7.25 secondi, che fornisce un periodo di tempo più lungo su cui effettuare il calcolo dei parametri derivanti dallo studio del centro di pressione.

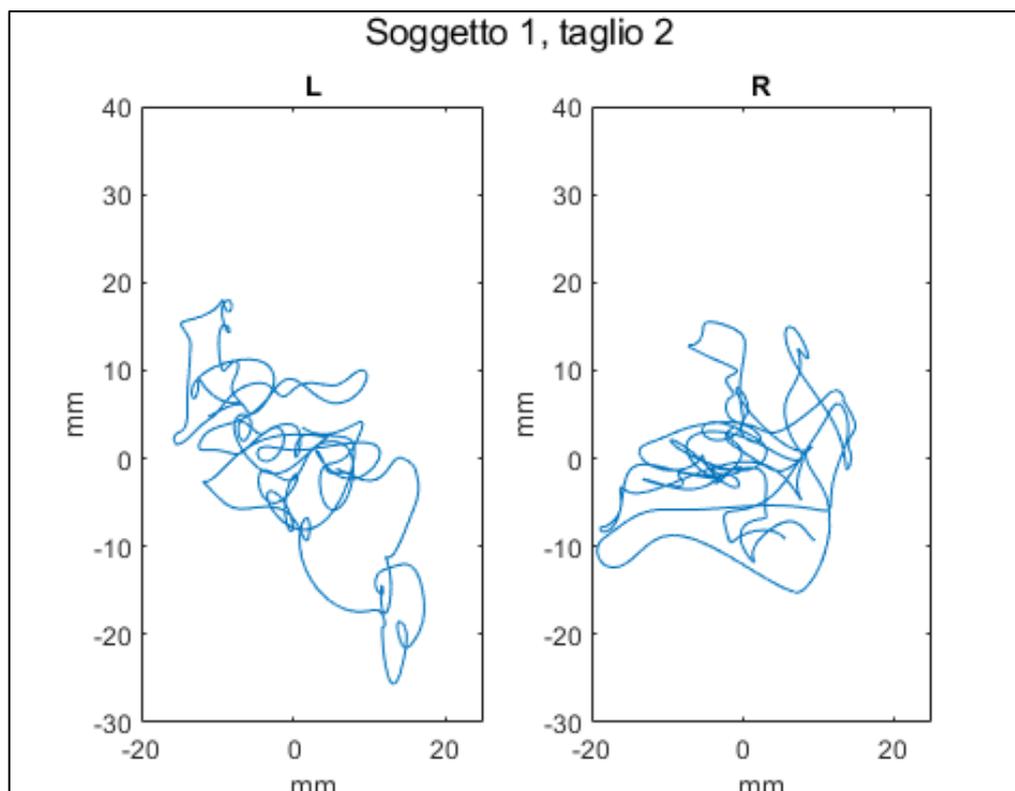
Entrambi i Soggetti 3 e 4 vengono pertanto esclusi dall'analisi. Lo studio riportato comprende, per la parte relativa alla *single leg stance*, i risultati ottenuti da quattro soggetti anziani (Soggetti 1, 2, 5, 6) e dai sei controlli.

### 3.8 Single Leg Stance: Andamento del COP

Anche in questo caso, analogamente a quanto effettuato per l'analisi in appoggio bipede (par. 3.3), il segnale relativo all'andamento del centro di pressione, analizzato con una frequenza di campionamento pari a 1000 Hz, è stato filtrato mediante l'utilizzo di un filtro passa-basso di Butterworth del quarto ordine con frequenza di taglio pari a 10 Hz. [14]. Successivamente, si è provveduto a convertire tale segnale nel sistema di riferimento del laboratorio, secondo le modalità descritte in precedenza (Fig. 3.5). Infine, il segnale filtrato e convertito nel s.d.r. del laboratorio è stato tagliato secondo le due modalità di taglio precedentemente riportate, ed è inoltre stato centrato rispetto alla durata dei due tagli, sottraendo ad esso la sua stessa media.

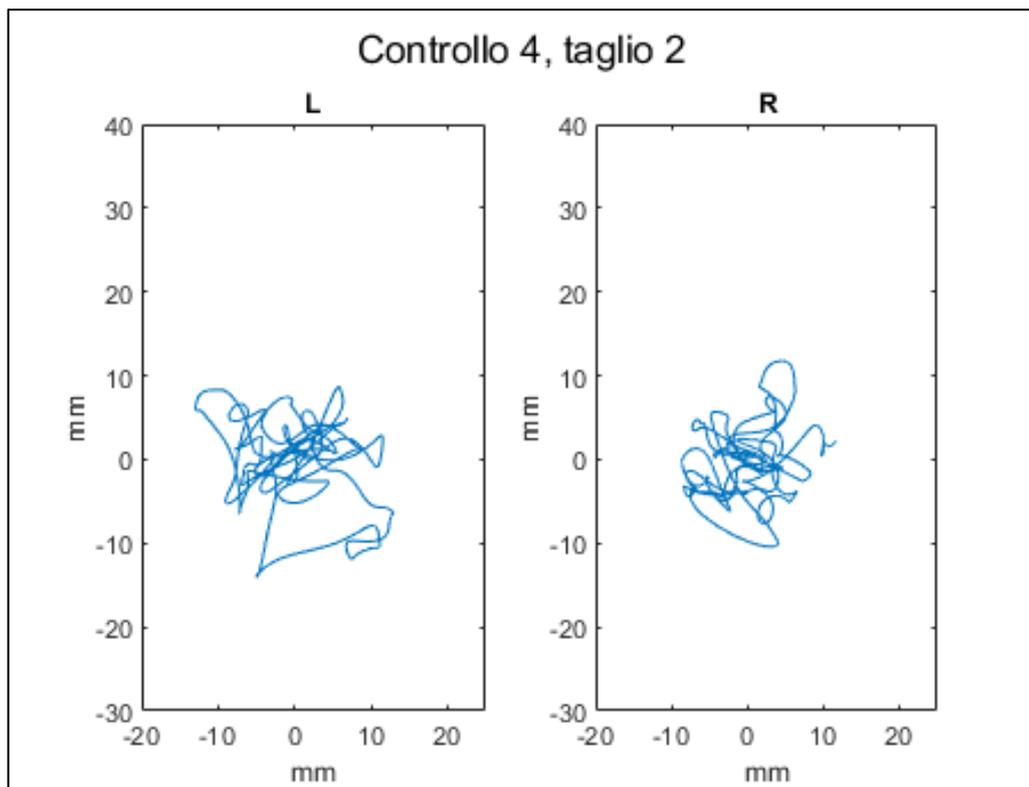
### 3.8.1 Esempi di grafici relativi al segnale COP

Al fine di esaminare visivamente l'andamento del segnale relativo al centro di pressione e di identificare, in relazione al percorso compiuto dal COP durante i test, la differenza tra soggetti anziani e controlli, sono stati creati dei grafici che rappresentano lo statokinesigramma per ogni soggetto, per entrambe le condizioni di appoggio su gamba destra e gamba sinistra. Si riportano di seguito, a titolo di esempio, i grafici ottenuti per un soggetto anziano e per un controllo, nello specifico per il Soggetto 1 e per il Controllo 4. (Figg. 3.17, 3.18).



**Figura 3.17:** Statokinesigramma per il Soggetto 1

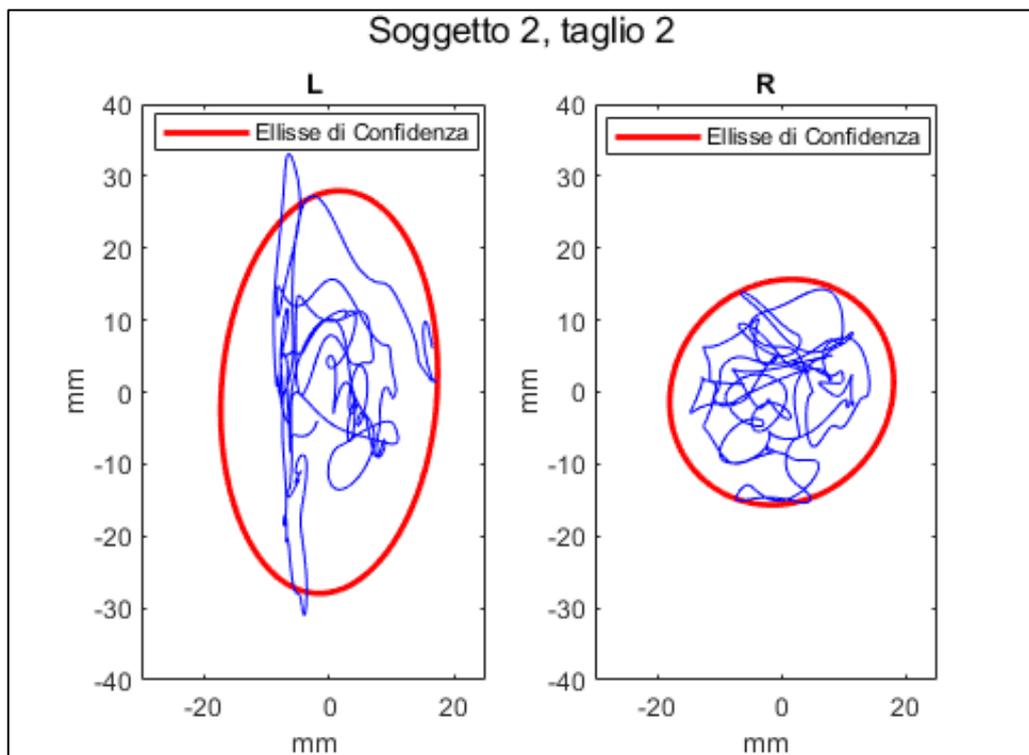
*La dicitura L indica la condizione di appoggio sulla gamba sinistra, la dicitura R indica la condizione di appoggio sulla gamba destra.*



**Figura 3.18:** Statokinesigramma per il Controllo 4

La dicitura *L* indica la condizione di appoggio sulla gamba sinistra, la dicitura *R* indica la condizione di appoggio sulla gamba destra.

Si riportano inoltre due grafici, uno per il Soggetto 2 e uno per il Controllo 6, che rappresentano la sovrapposizione dello statokinesigramma con l'ellissi di confidenza. (Fig. 3.19, 3.20).



**Figura 3.19:** Grafico per il Soggetto 2

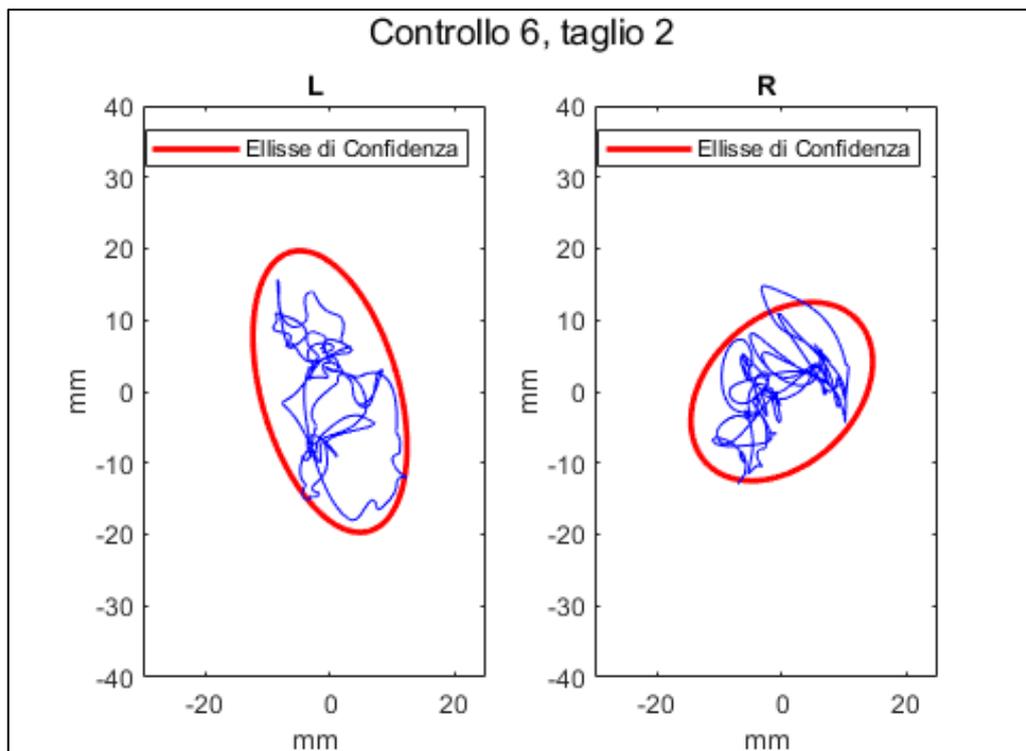


Figura 3.20: Grafico per il Controllo 6

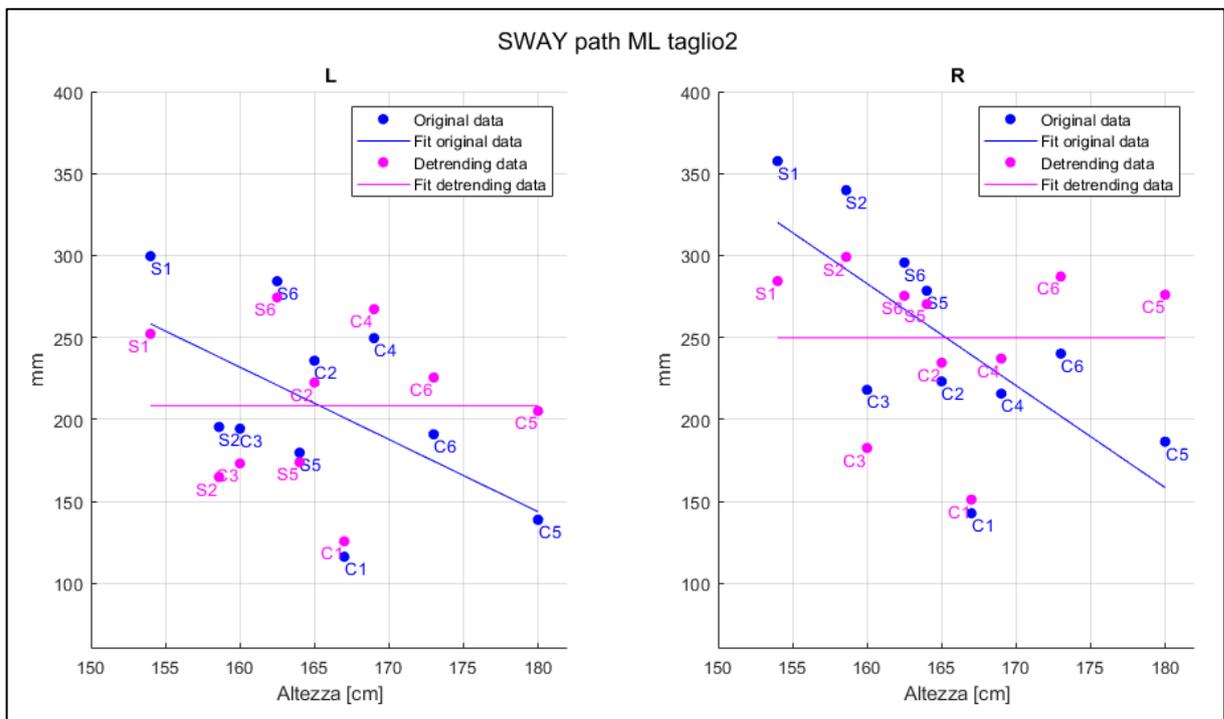
### 3.9 Single Leg Stance: Parametri relativi all'equilibrio

Per la valutazione dell'equilibrio posturale ci si è basati, analogamente a quanto effettuato per l'analisi in appoggio bipede (par. 3.4), sul calcolo, e sul successivo confronto, di una serie di parametri relativi all'andamento del centro di pressione durante le prove di equilibrio *in single leg stance*. A seguito di una ricerca in letteratura relativa all'analisi della stabilità posturale in SLS e al fine di mantenere una continuità con quanto applicato nel caso di *bipedal stance*, si è deciso di selezionare i medesimi parametri, la cui formulazione matematica è riportata in precedenza (par. 3.4.1): *mean distance ML*, *mean distance AP*, *RMS displacement ML*, *RMS displacement AP*, *range ML*, *range AP*, *sway path ML*, *sway path AP*, *sway length*, *average velocity*, *average velocity ML*, *average velocity AP*, *area 95*. [33], [34], [35].

#### 3.9.1 Detrending dei dati

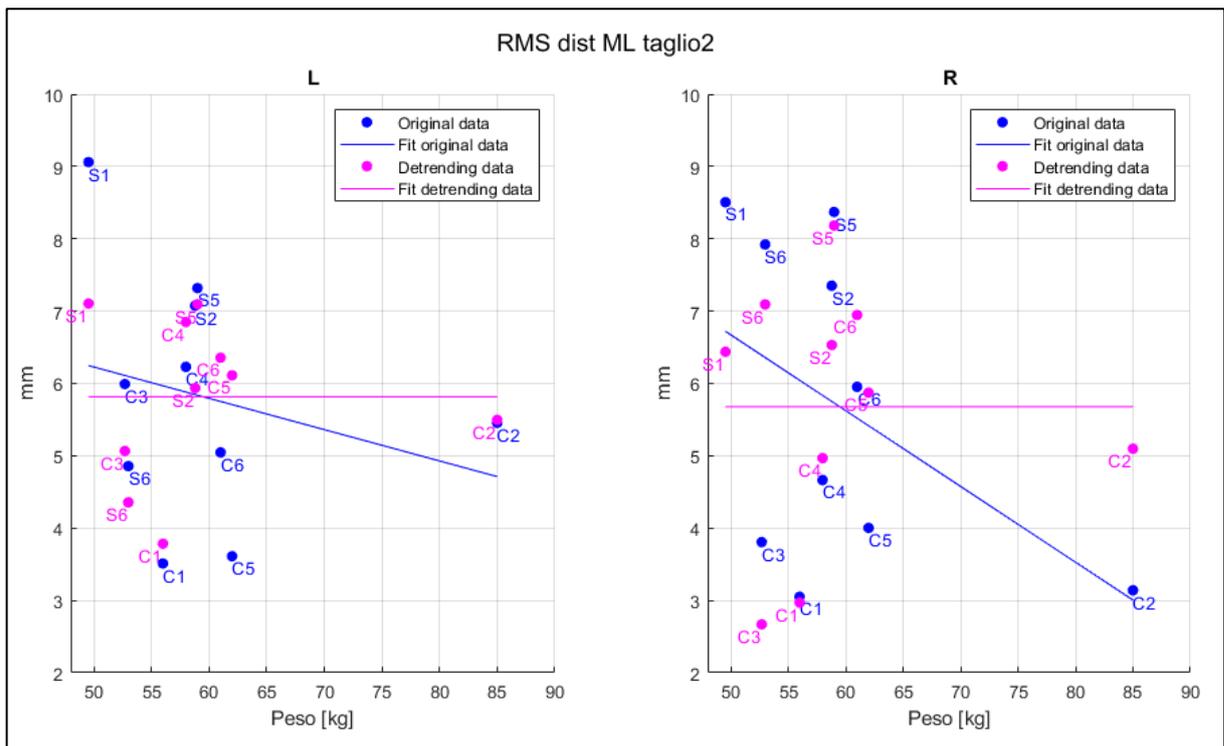
Anche per l'analisi relativa all'equilibrio in *single leg stance* si è deciso di studiare la possibile presenza di correlazione tra i parametri precedentemente elencati, derivanti dallo studio dell'andamento del centro di pressione, e le variabili antropometriche altezza, peso e indice di massa corporea (BMI). Le matrici di correlazione evidenziano come i parametri, soprattutto in alcuni casi, siano dipendenti in modo particolare dalle variabili altezza e peso: in alcune celle tali matrici presentano valori piuttosto elevati, pari ad esempio a -0.69 per la correlazione tra *average velocity ML* e altezza nel caso di appoggio sulla gamba destra, o a -0.75 per la

correzione tra *RMS displacement ML* e altezza nel caso di appoggio su gamba sinistra. Si è quindi reso necessario, anche in questo caso, al fine di riuscire ad effettuare dei confronti adeguati tra i risultati prodotti dall'analisi, eliminare le dipendenze presenti, così da poter ottenere un set di parametri relativi all'equilibrio posturale dei soggetti esaminati completamente scorrelato dall'altezza e dal peso degli stessi. A tale scopo, similmente a quanto applicato al caso dell'analisi in appoggio bipede, i dati sono stati elaborati tramite la tecnica del *detrending* (par. 3.4.2), ricorrendo nuovamente ad un *detrending* simultaneo iterativo, in questo caso rispetto alle variabili *altezza* e *peso*. [23]. I risultati ottenuti, come riportato nelle seguenti figure (Figg. 3.21, 3.22), sottolineano come l'applicazione di tale tecnica permetta di ottenere un insieme di dati del tutto indipendenti rispetto alle variabili di interesse, ridimensionati ad un intervallo simile a quello dei dati originali.



**Figure 3.21:** Correlazione tra altezza e sway path in direzione ML

*I dati originali, rappresentati in blu, sono dipendenti dall'altezza dei soggetti, la retta di fit lineare ha pendenza diversa da zero ed indica una correlazione positiva o negativa a seconda dell'inclinazione. I dati ottenuti dall'applicazione del detrending, rappresentati in rosa, sono indipendenti dall'altezza e la retta di fit lineare è parallela all'asse delle ascisse.*



**Figure 3.22:** Correlazione tra peso e RMS displacement in direzione ML

*I dati originali, rappresentati in blu, sono dipendenti dal peso dei soggetti, la retta di fit lineare ha pendenza diversa da zero ed indica una correlazione positiva o negativa a seconda dell'inclinazione. I dati ottenuti dall'applicazione del detrending, rappresentati in rosa, sono indipendenti dal peso e la retta di fit lineare è parallela all'asse delle ascisse.*

# Capitolo 4

## Risultati

### 4.1 Bipedal Stance: Confronto tra i risultati ottenuti

#### 4.1.1 Base di supporto

Per confrontare in modo analitico il diverso posizionamento dei piedi dei soggetti nelle differenti tipologie di prova, risulta efficace analizzare il seguente grafico, che evidenzia anche il confronto tra soggetti anziani e controlli. (Fig. 4.1). Il boxplot riporta infatti, per ogni tipologia di test, il valore del parametro *base di supporto* assunto da ogni soggetto. Risulta evidente come i controlli mantengono tendenzialmente i piedi più distanti rispetto ai soggetti anziani, presentando di conseguenza aree d'appoggio più estese, in tutte le tipologie di test. Inoltre, si può notare come i soggetti giovani cambiano leggermente la posizione assunta nelle varie prove effettuate, mentre alcuni soggetti anziani, ad esempio il Soggetto 4, modificano notevolmente la propria base d'appoggio, in modo particolare tra le prove effettuate su superficie rigida e le prove effettuate su superficie instabile.

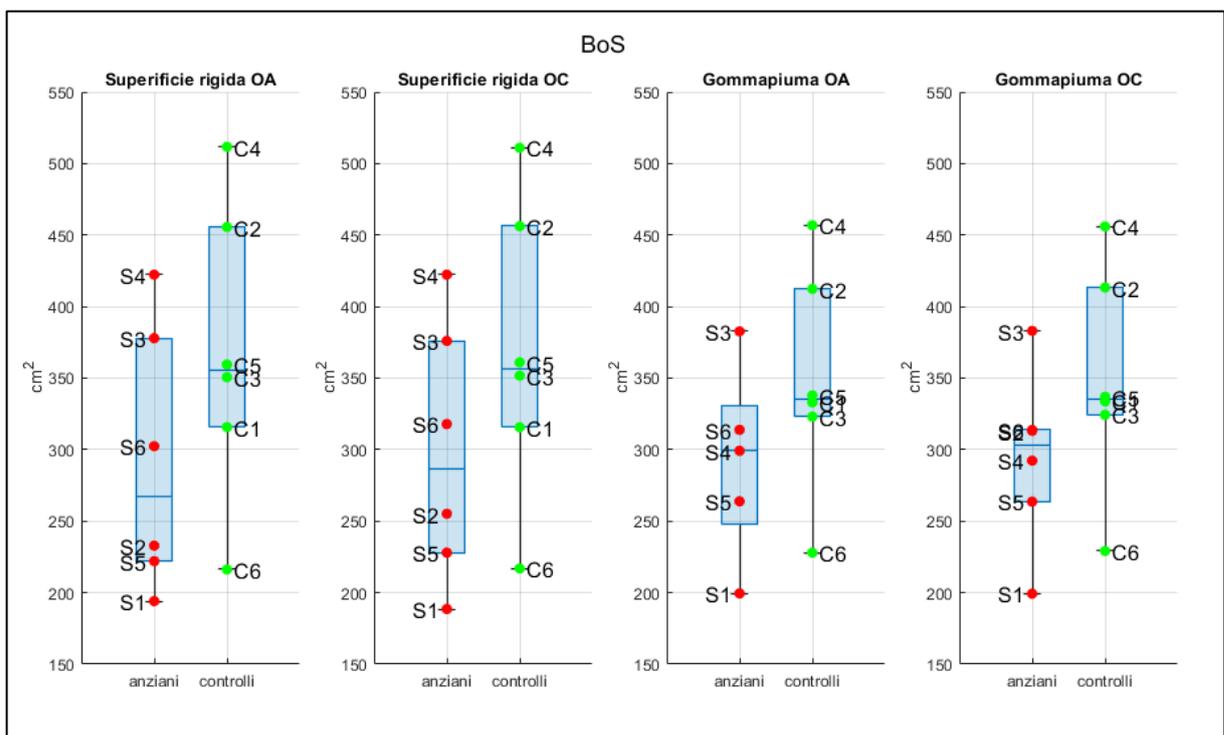


Figura 4.1: Boxplot relativo a BoS in cui la lettera S rappresenta i singoli soggetti anziani mentre la lettera C i controlli

Relativamente ai controlli risulta possibile studiare il confronto tra i due metodi precedentemente elencati per calcolare la base d'appoggio (par. 3.2.2), al fine di stabilire se l'approssimazione scelta per il calcolo del parametro *BoS* risulta coerente con il valore ricavato seguendo il procedimento descritto nell'articolo di Chiari. Indicativamente, il parametro *BoS* si rivela leggermente maggiore del parametro *area Chiari*, con alcune eccezioni, ad esempio il Controllo 3; tuttavia, per ogni soggetto, i valori dei due parametri sono abbastanza simili, confermando in tal modo la validità dell'approssimazione scelta per stimare il valore della base d'appoggio. (Fig. 4.2). Un'unica particolarità è costituita dal Controllo 6, in cui la differenza tra le due misure appare più accentuata; è sempre necessario ricordare, tuttavia, che il calcolo del parametro *area Chiari* si basa su misure prese manualmente dall'operatore durante l'esecuzione dei test, le quali sono quindi soggette alla variabilità inter-operatore e ad una percentuale d'errore che può influenzare la misurazione stessa.

Pertanto, considerando nell'insieme i risultati ottenuti per i sei soggetti di controllo, si può dedurre come sia possibile ottenere una buona approssimazione della base d'appoggio del soggetto affidandosi al solo segnale proveniente dai marcatori, senza dover ricorrere alla misura manuale delle distanze definite nell'articolo di Chiari, rendendo in tal modo più rapido lo svolgimento del test.

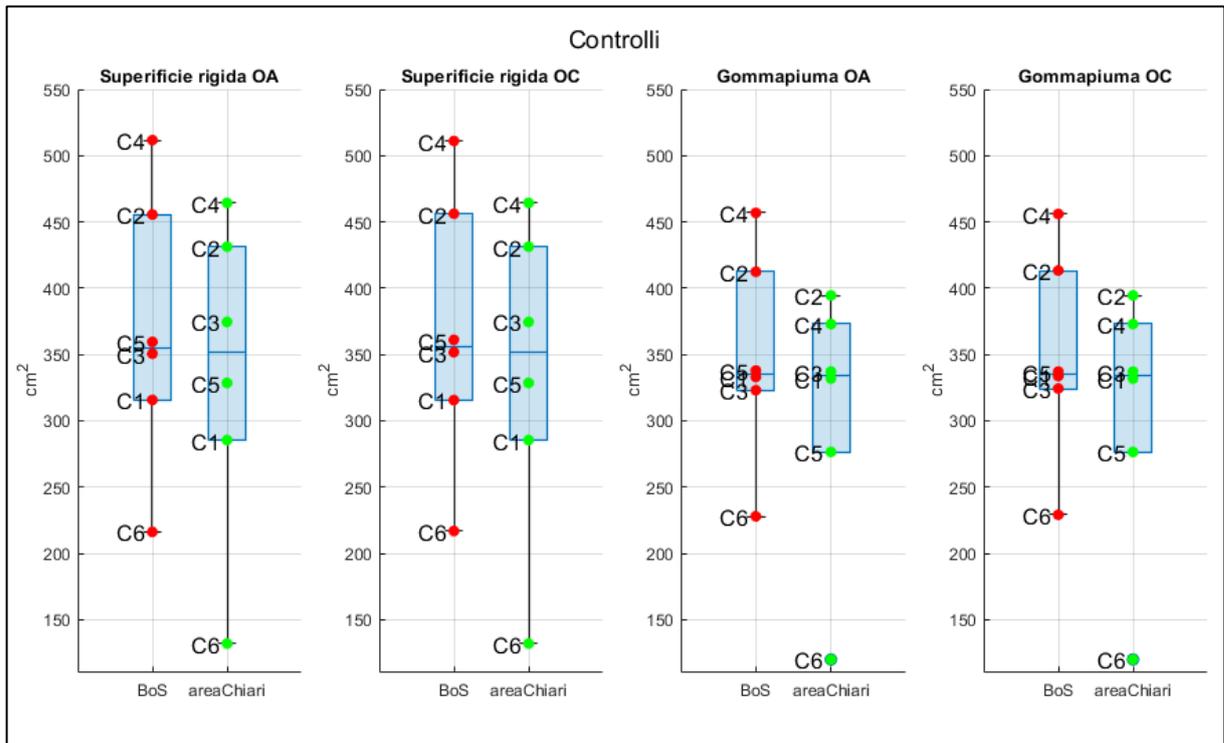


Figura 4.2: Confronto tra *BoS* e *area Chiari*

### 4.1.2 Parametri derivanti dal COP

I risultati ottenuti per ognuno dei parametri considerati nello studio dell'equilibrio sono riportati di seguito tramite boxplot, evidenziando in tal modo la comparazione tra le prestazioni dei soggetti anziani e le prestazioni del gruppo di controllo. (Figg. 4.3-4.15).

Ogni boxplot fornisce una rappresentazione visiva delle statistiche di sintesi del campione di dati e visualizza le seguenti informazioni: la mediana, i quartili inferiore e superiore, i valori massimi e minimi e gli eventuali valori anomali. Nello specifico, la linea all'interno di ciascun boxplot rappresenta la mediana del campione; i bordi superiore ed inferiore di ciascun boxplot corrispondono rispettivamente ai quartili superiore (quartile 0.75) ed inferiore (quartile 0.25); la distanza tra i due bordi rappresenta l'intervallo interquartile (IQR). I valori anomali, o *outliers*, sono valori che si trovano a più di  $1.5 \cdot \text{IQR}$  dalla parte superiore o inferiore del riquadro e vengono visualizzati con il simbolo 'o'. I "baffi" (*whiskers*) sono linee che si estendono sopra e sotto ogni boxplot: esse collegano il quartile superiore al valore massimo non outlier e il quartile inferiore al valore minimo non outlier.

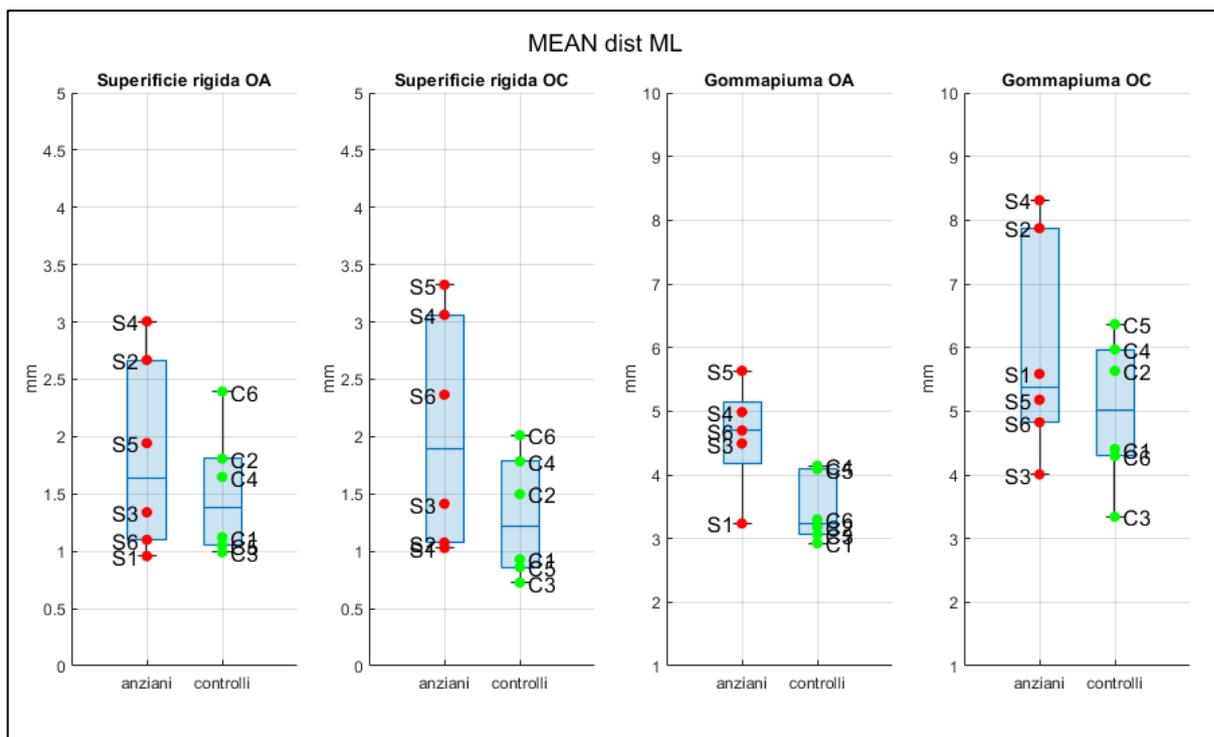
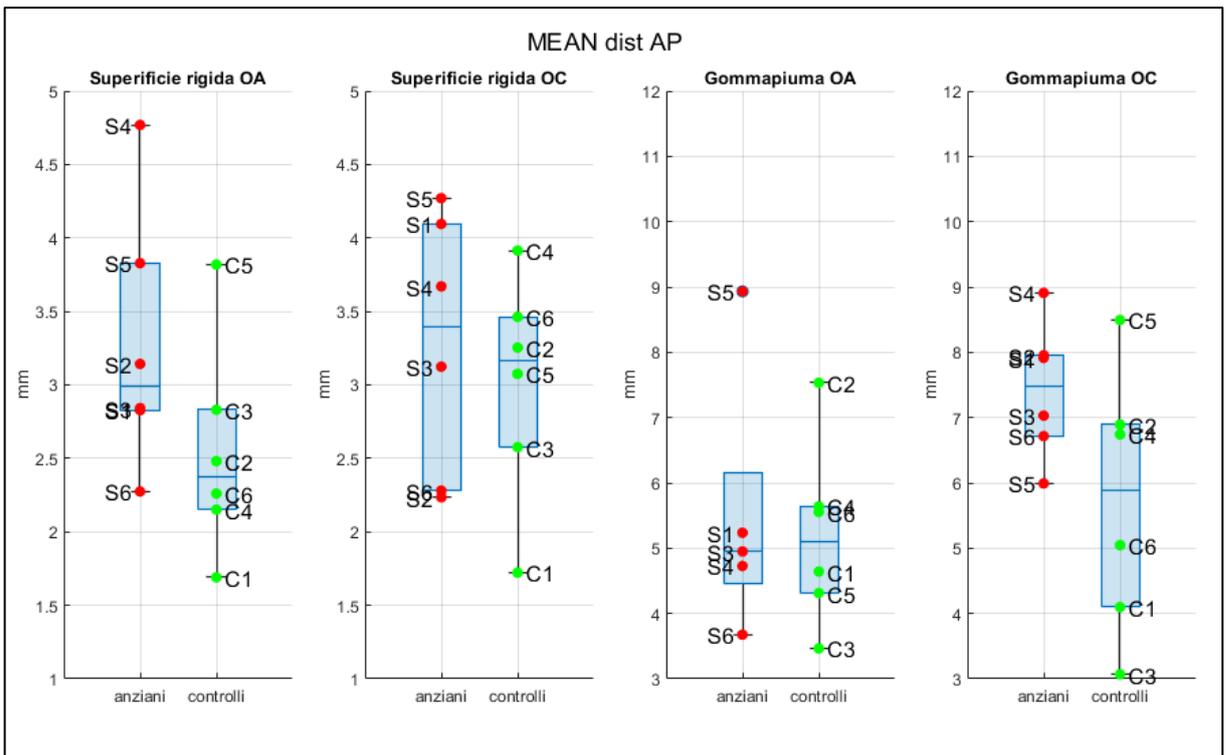
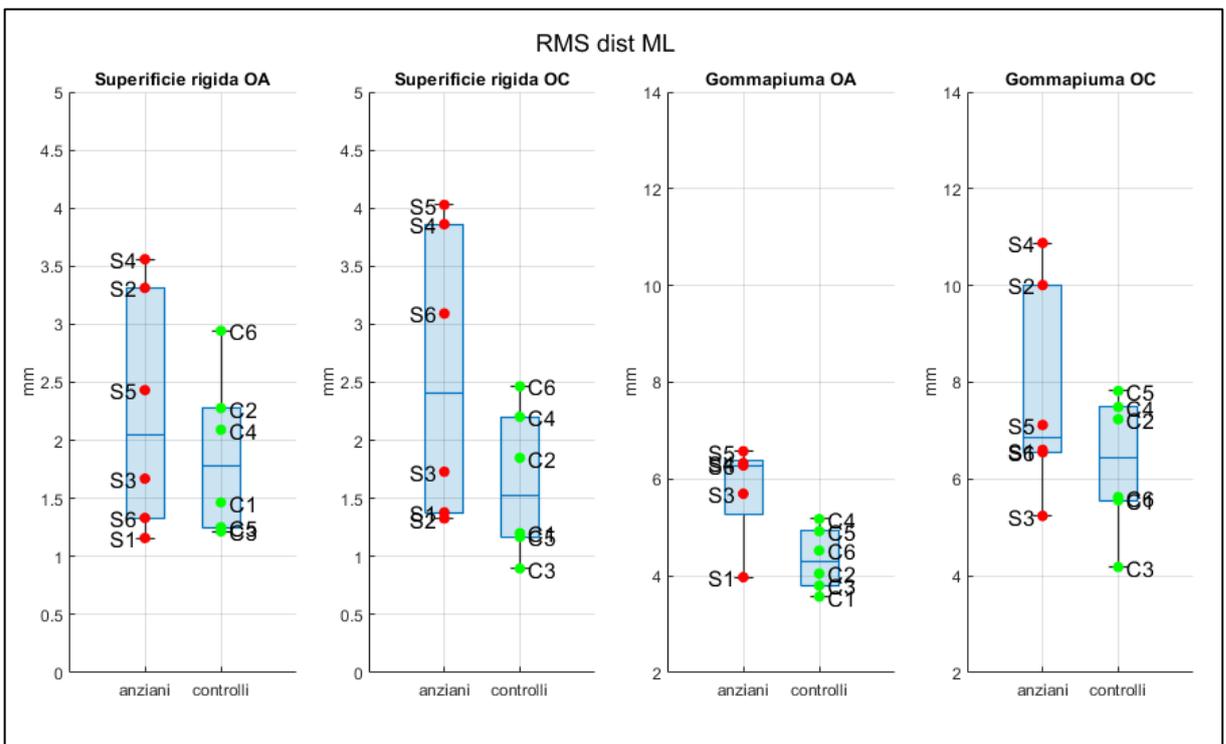


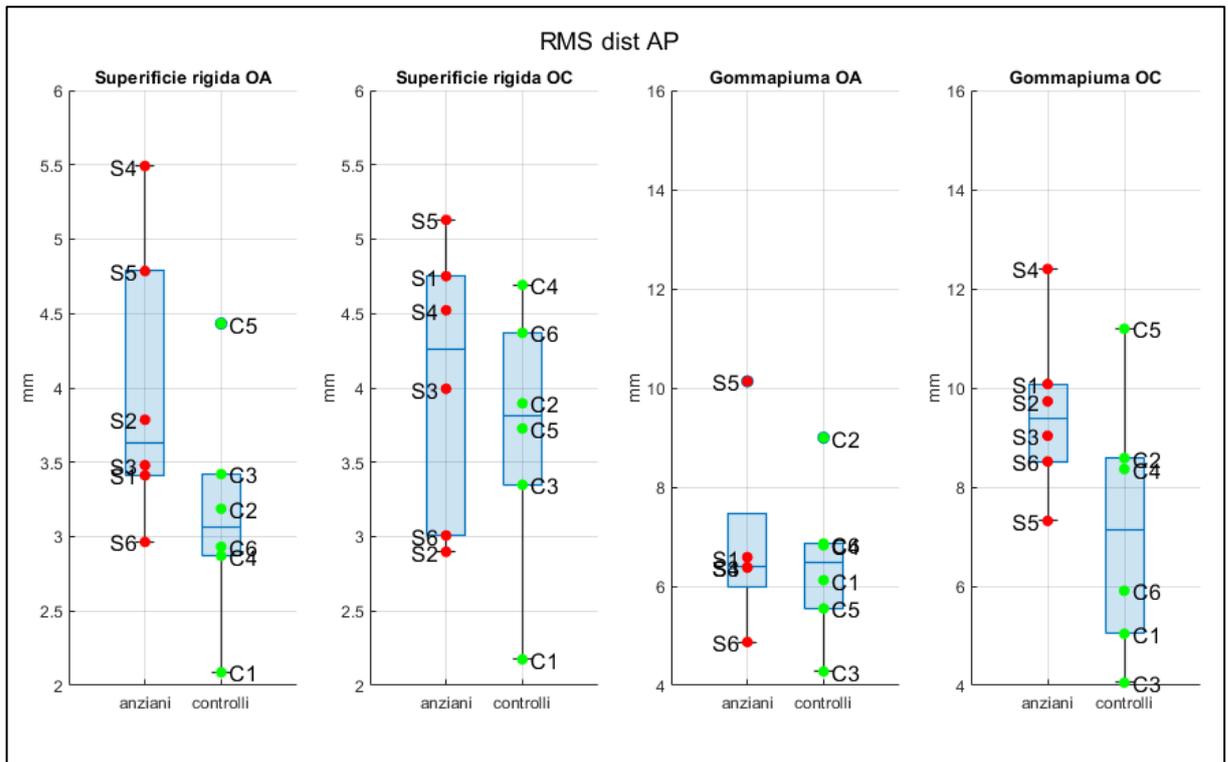
Figura 4.3: Mean distance ML



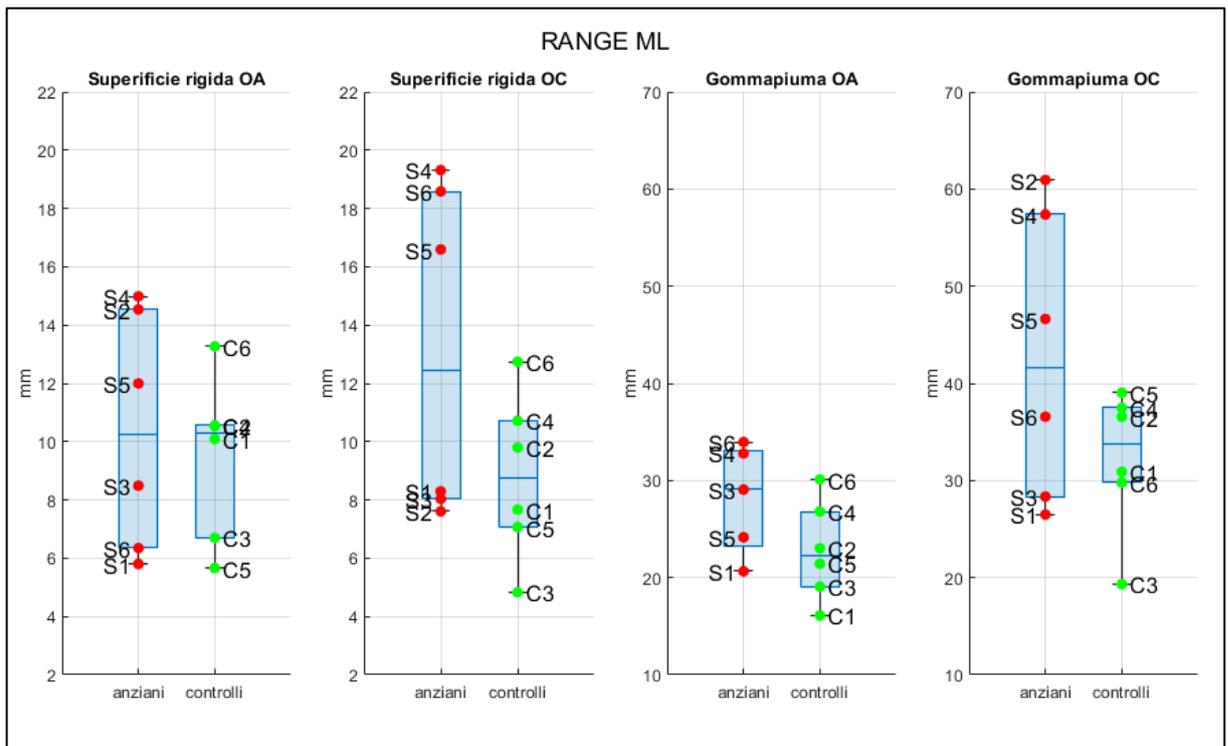
**Figura 4.4: Mean distance AP**



**Figura 4.5: RMS displacement ML**



**Figura 4.6: RMS displacement AP**



**Figura 4.7: Range ML**

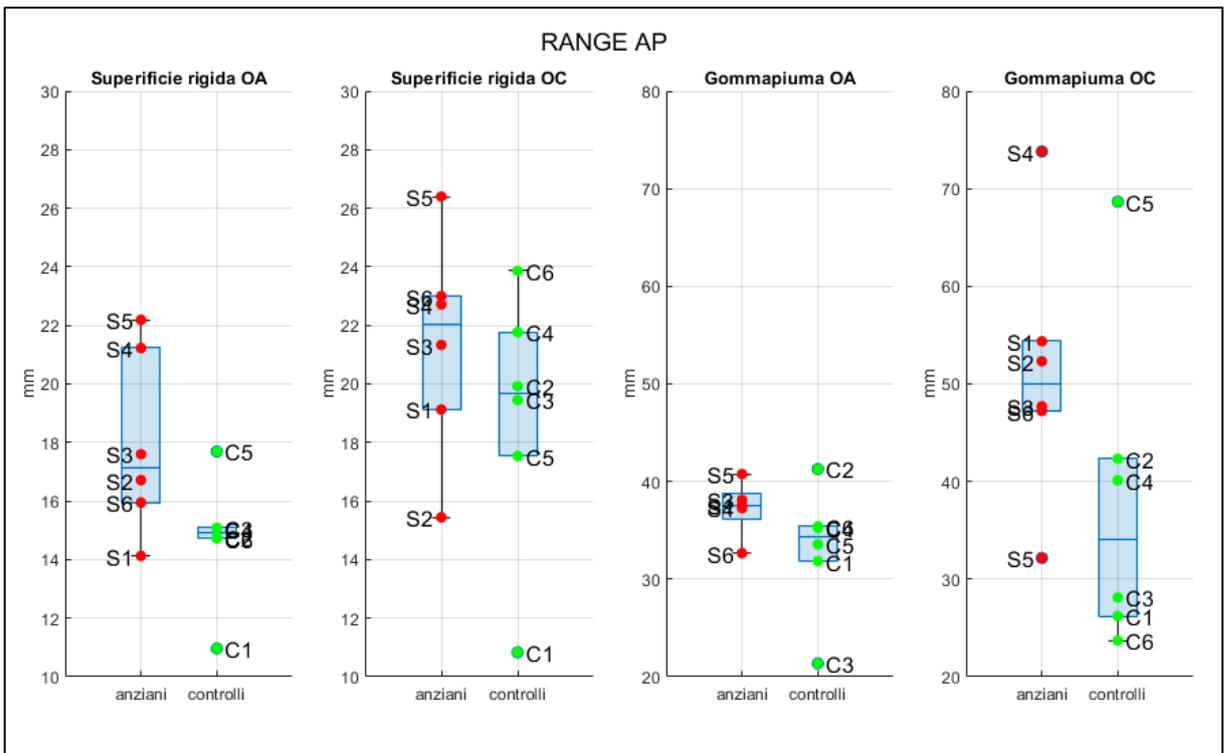


Figura 4.8: Range AP

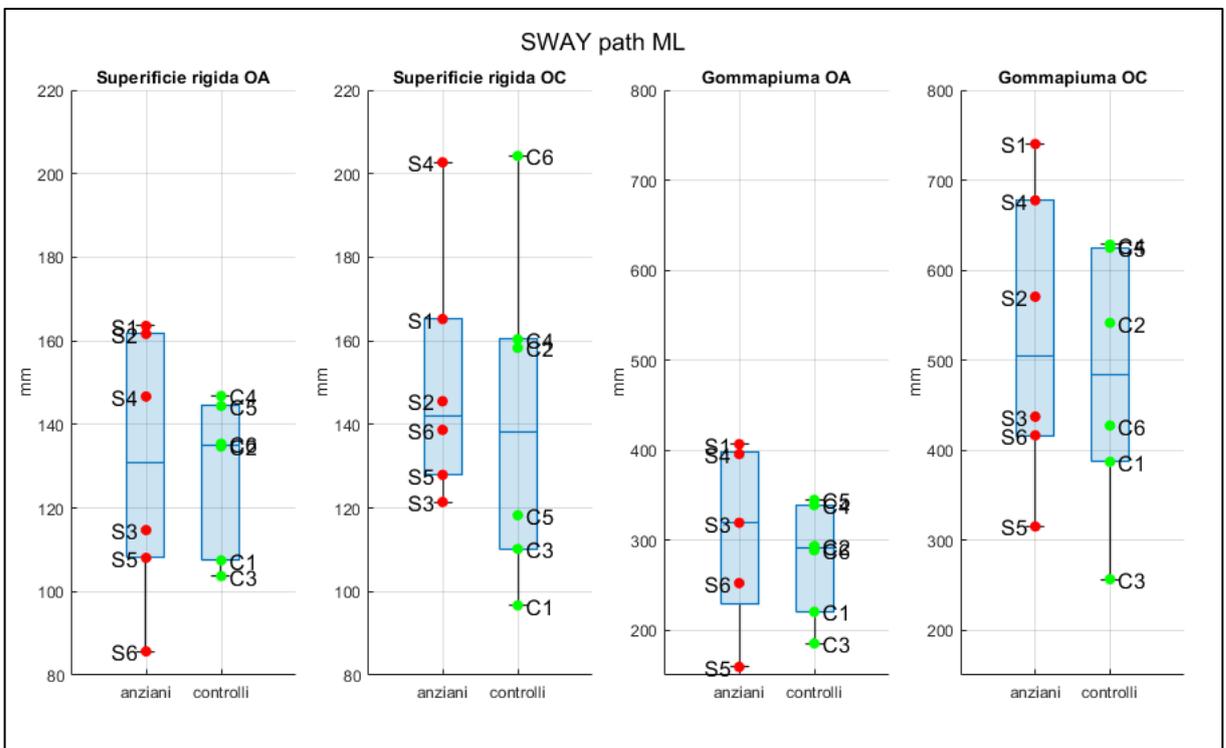


Figura 4.9: Sway path ML

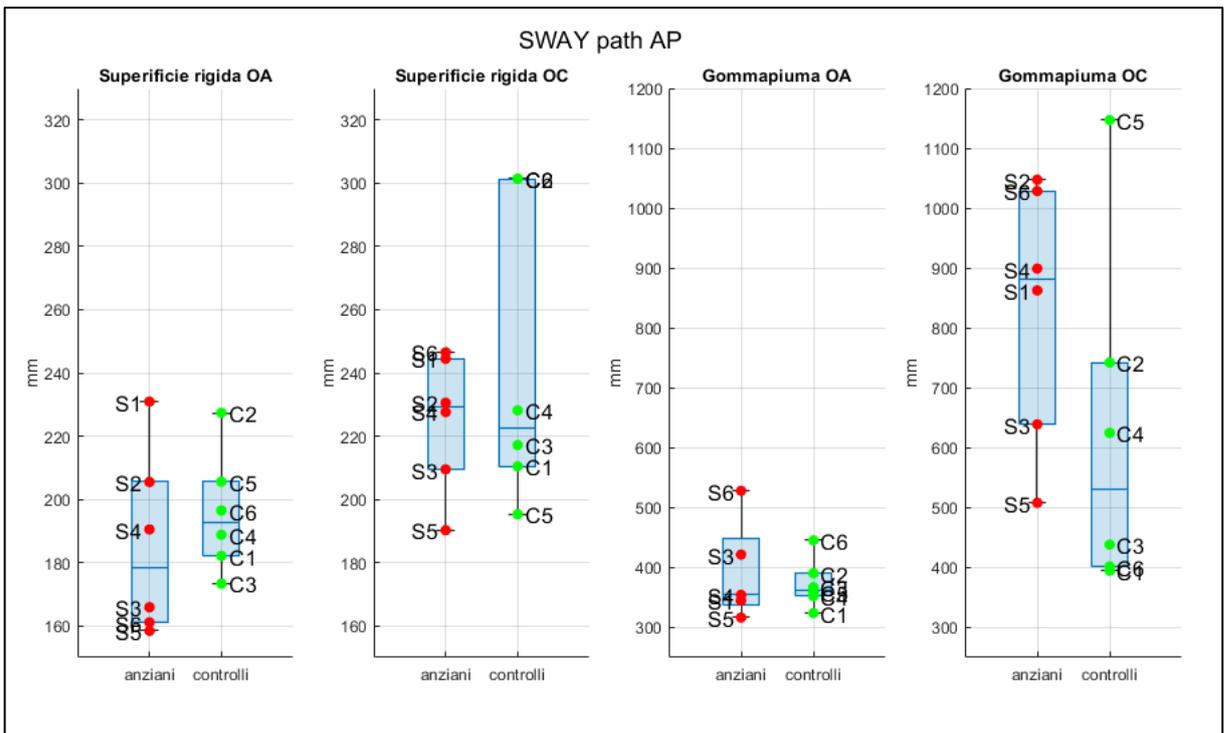


Figura 4.10: Sway path AP

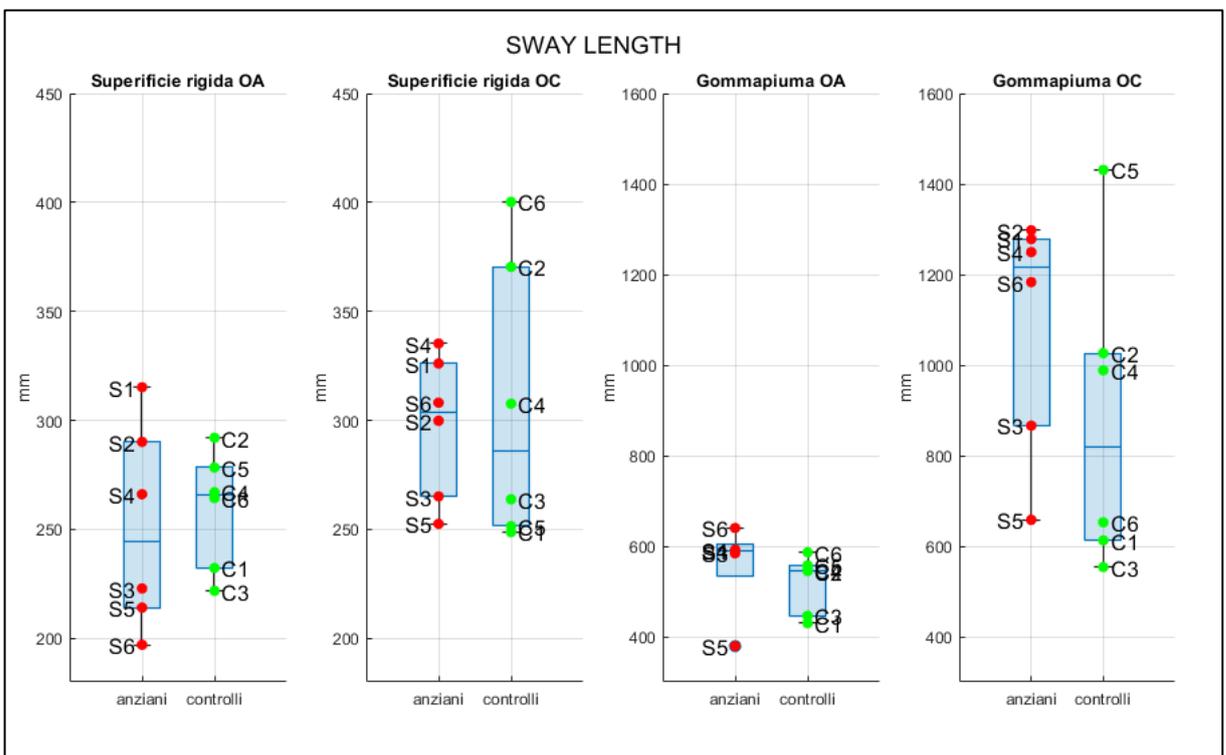


Figura 4.11: Sway length

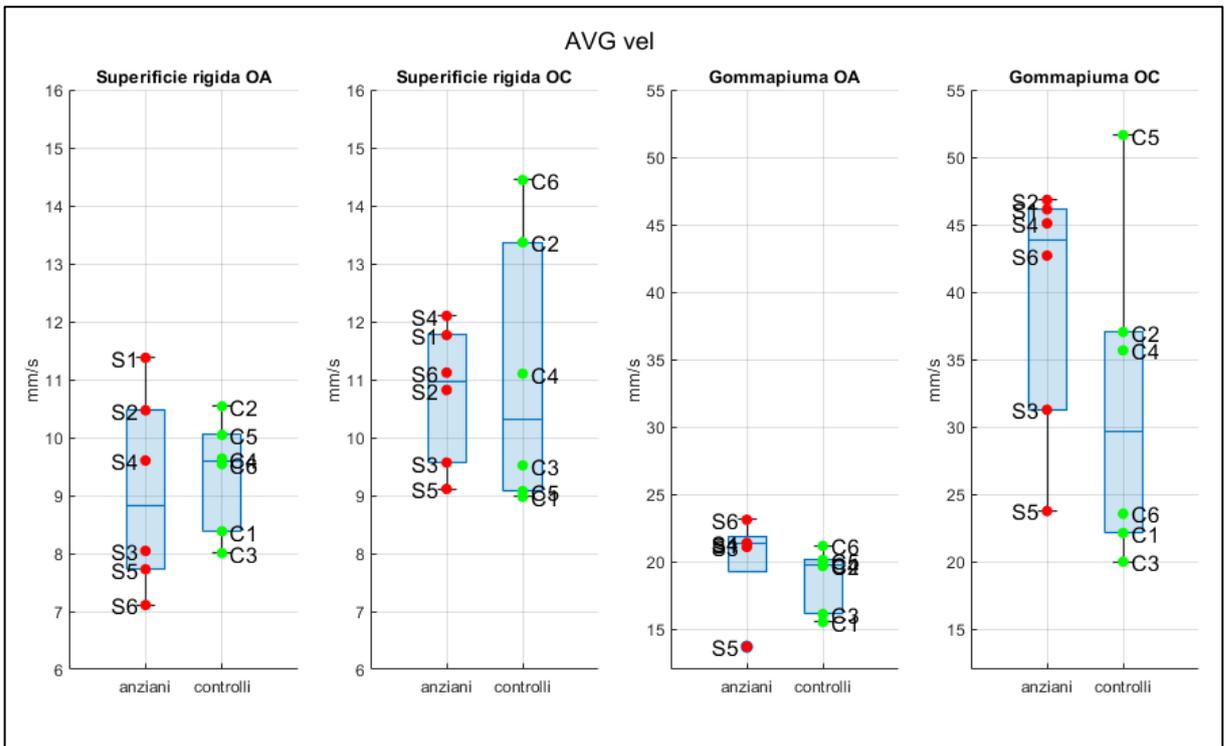


Figura 4.12: Average velocity

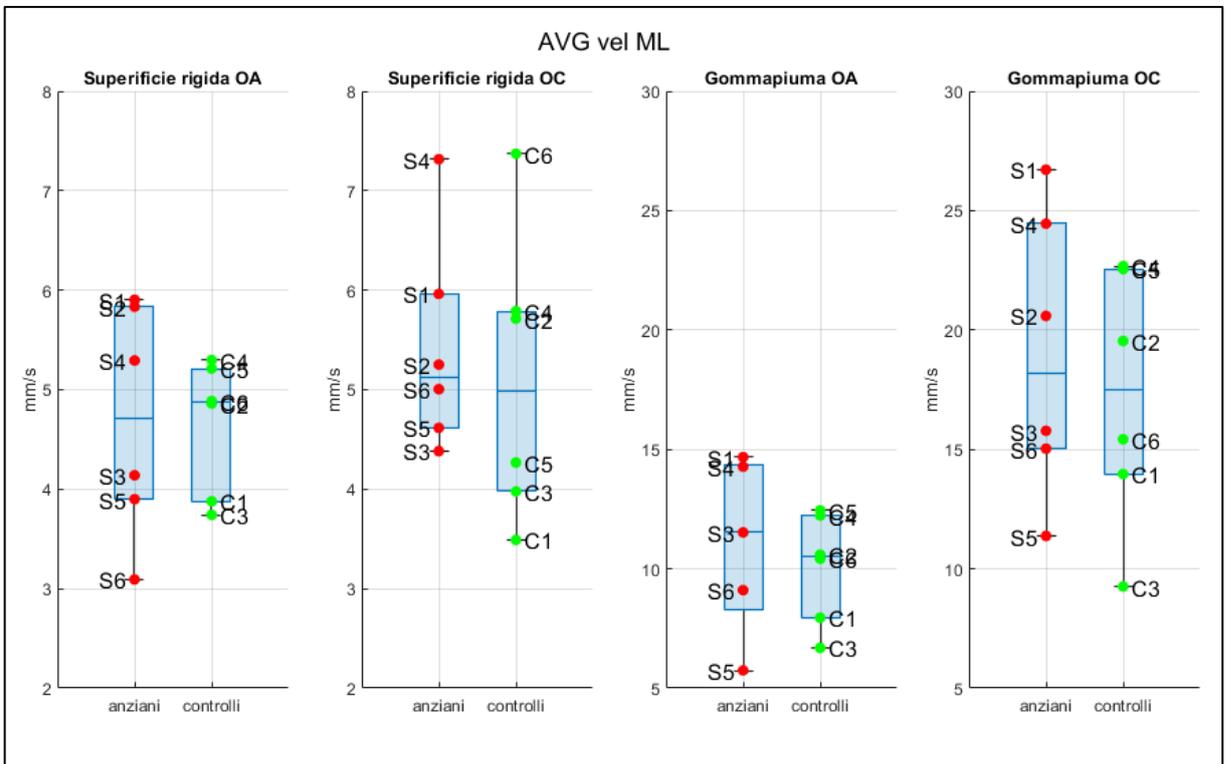
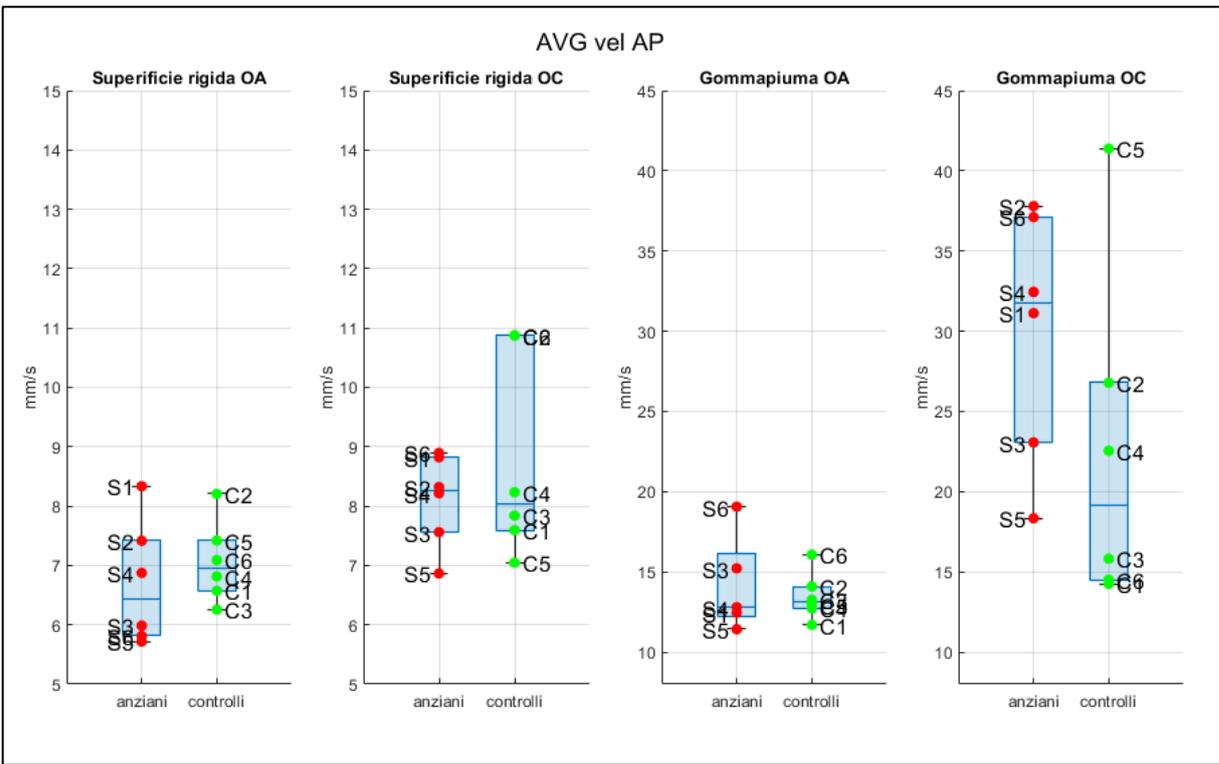
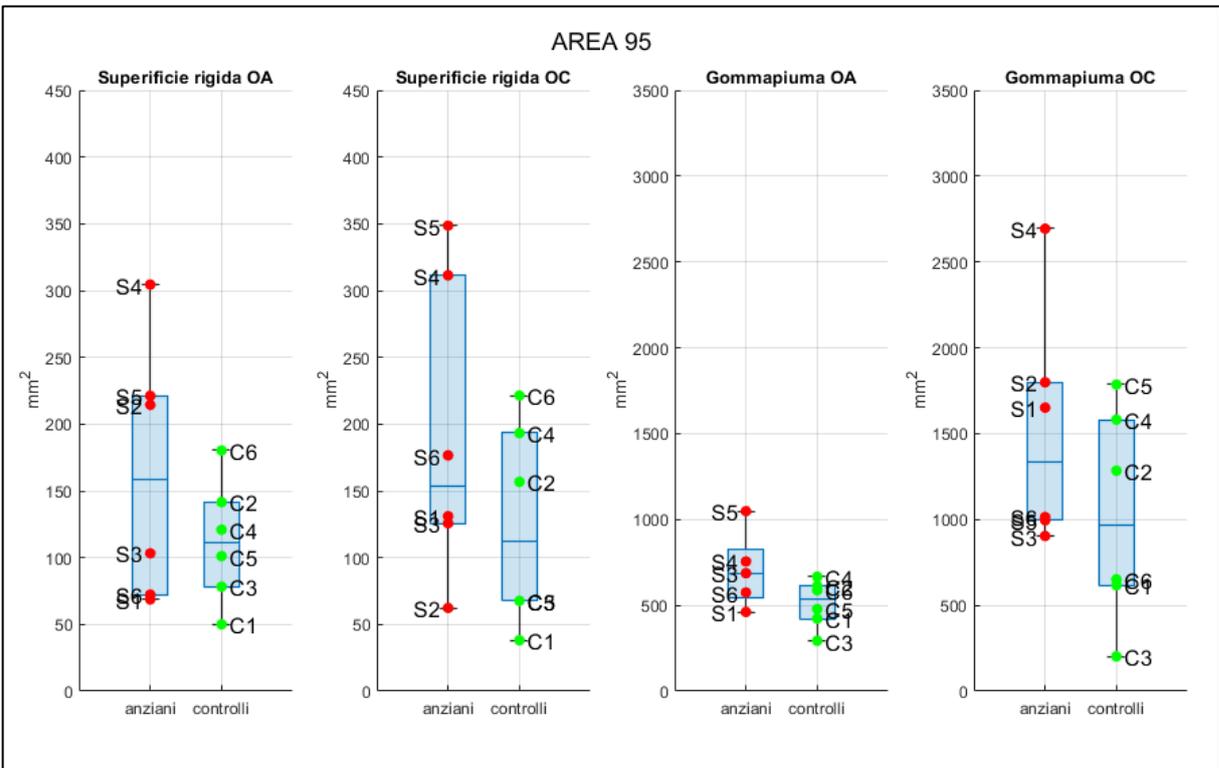


Figura 4.13: Average velocity ML



**Figura 4.14:** Average velocity AP



**Figura 4.15:** Area 95

Dall'osservazione dei precedenti grafici si può notare come l'analisi effettuata concorda con le ipotesi formulate in partenza, ossia con la previsione di un miglior controllo dell'equilibrio da parte dei controlli giovani rispetto ai soggetti anziani.

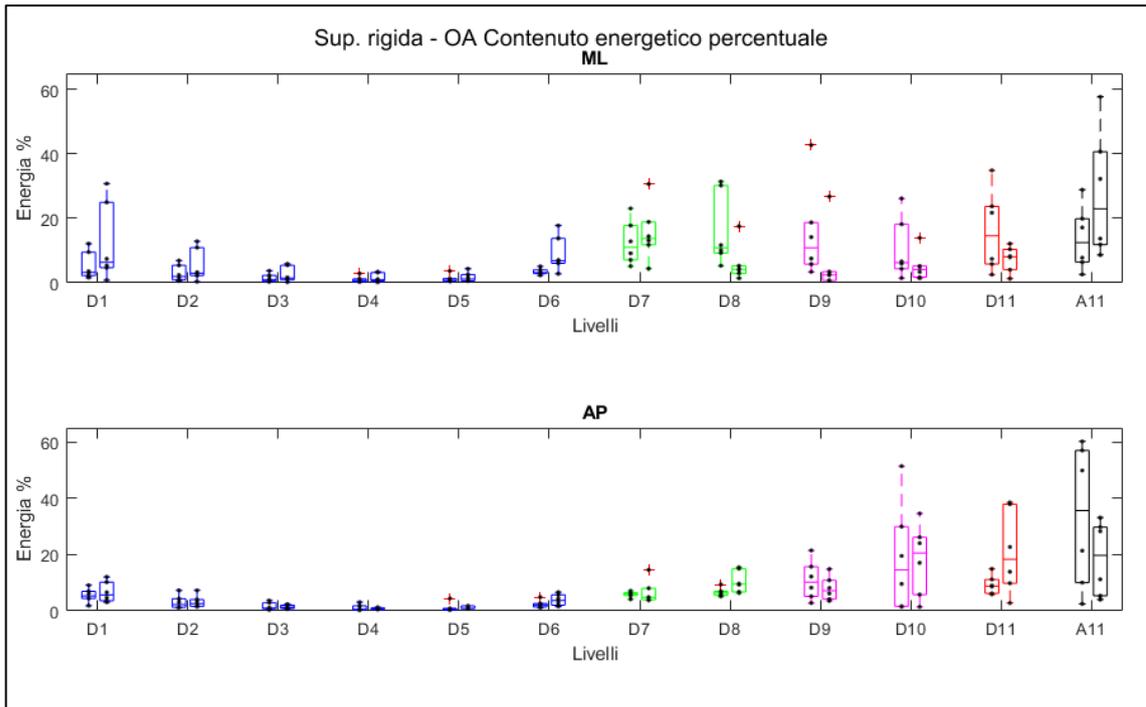
I valori ottenuti dai controlli sono infatti nettamente minori rispetto ai valori assunti dai soggetti anziani, soprattutto in alcuni casi, come le misure effettuate in condizione di superficie instabile ad occhi chiusi e l'*Area 95*. Questo risultato corrisponde a quanto trovato in letteratura e conferma il processo fisiologico di peggioramento del controllo dell'equilibrio e della stabilità posturale con il progredire dell'età. [36]. Solamente in alcuni casi, per i parametri relativi alla velocità media e allo *sway*, in alcune tipologie di prova i controlli riportano valori leggermente più alti dei soggetti anziani: tale risultato potrebbe significare un controllo posturale più reattivo e veloce da parte dei soggetti giovani, che ondeggiano in modo leggermente più marcato, ma che mantengono allo stesso tempo una velocità più alta, evidenziando quindi una maggiore prontezza nel mantenimento della stabilità.

Risulta inoltre evidente come le prove effettuate su superficie d'appoggio in gommapiuma comportino, sia per i soggetti anziani che per i controlli, una maggiore instabilità del soggetto, a causa della precarietà del supporto, soprattutto nella condizione ad occhi chiusi, che risulta essere la prova più impegnativa da sostenere. Per ogni parametro i valori riportati dai singoli soggetti sono nettamente maggiori per le prove sostenute su gommapiuma rispetto alle prove sostenute su superficie rigida, sottolineando in tal modo una diminuzione della stabilità del soggetto, che tende a compiere oscillazioni maggiori e ad ondeggiare in modo più marcato durante l'esecuzione del test. Il peggioramento della prestazione risulta essere molto più evidente nel caso dei soggetti anziani, caratterizzati, anche in condizioni standard, da un controllo posturale meno efficiente. Tale disparità tra i due gruppi analizzati è visibile in modo particolare per i parametri *average velocity* e *sway length* (Figg. 4.11, 4.12), dove il peggioramento legato all'età si riscontra soprattutto nella condizione su gommapiuma ad occhi chiusi.

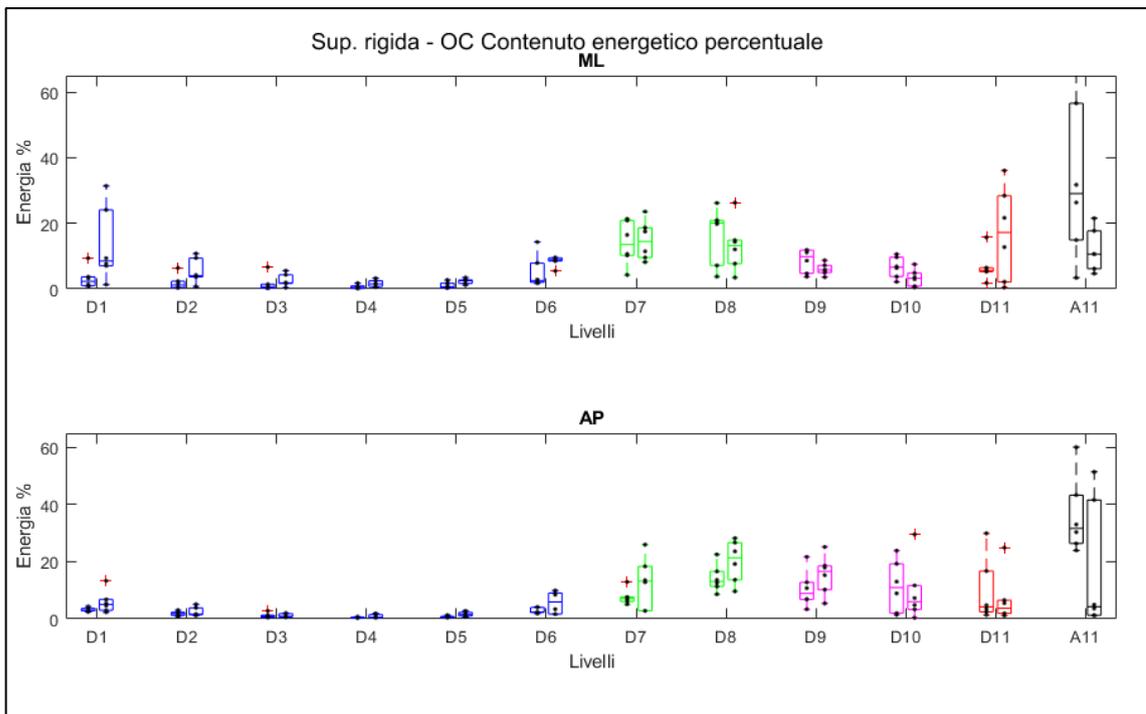
### 4.1.3 *Analisi wavelet*

La seguente figura riporta la distribuzione del contenuto energetico del segnale, per ognuna delle quattro condizioni di test: per ogni livello, il boxplot a sinistra si riferisce ai soggetti anziani e il boxplot a destra ai controlli giovani. (Fig. 4.16).

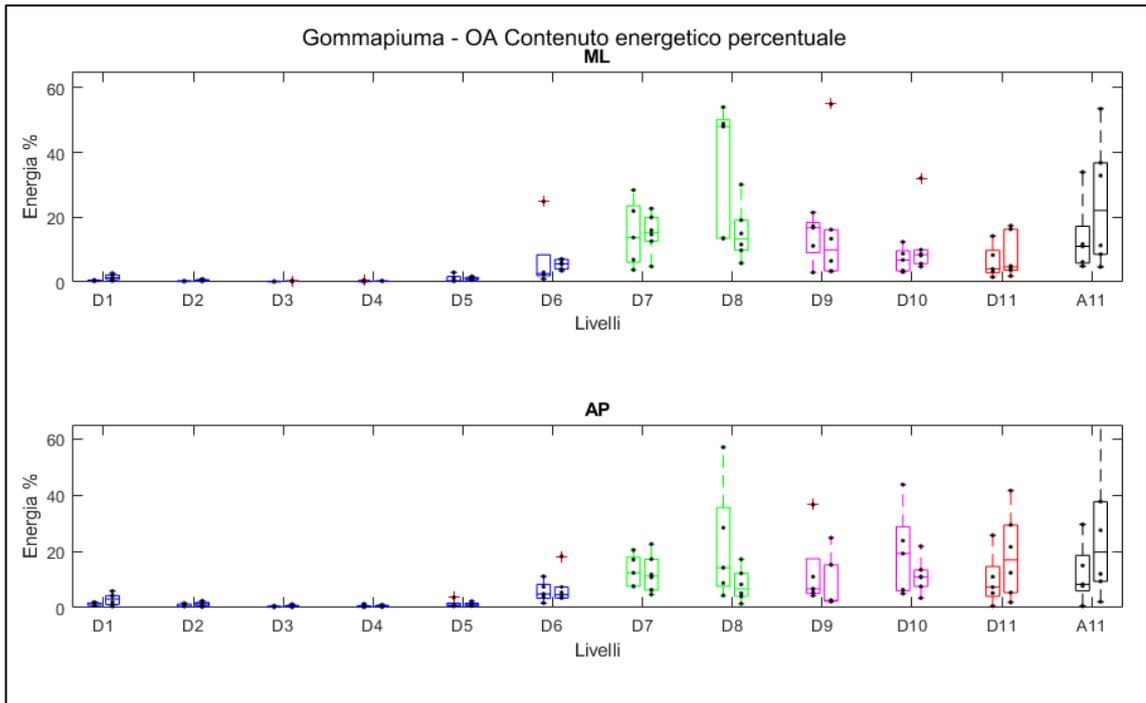
(a)



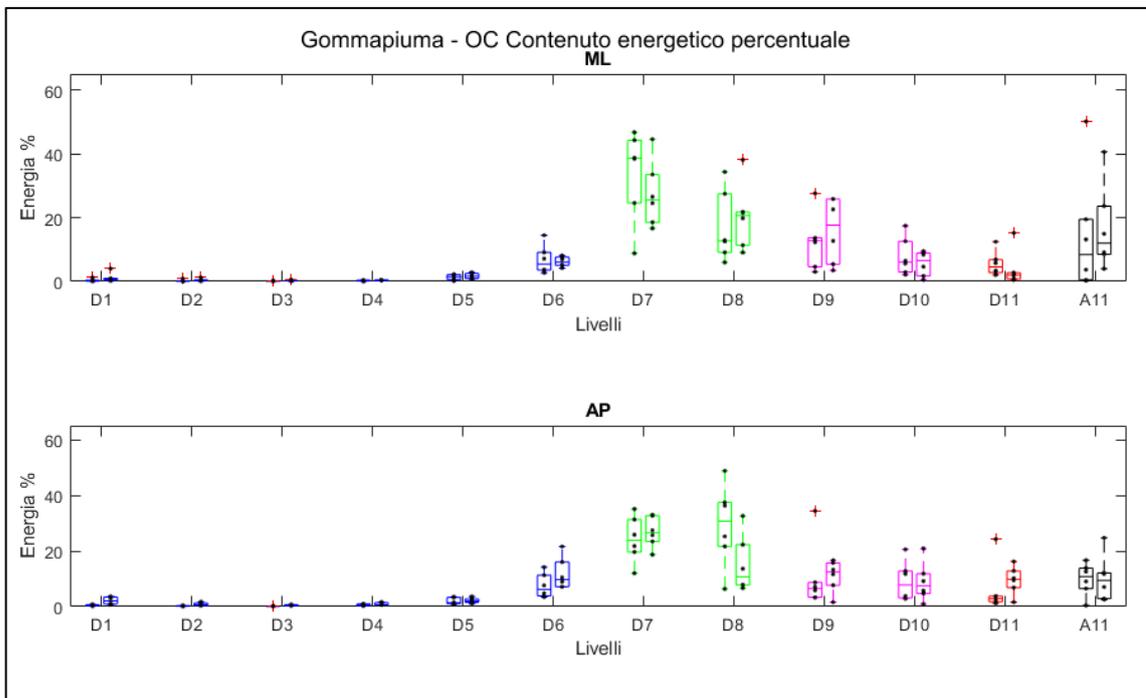
(b)



(c)



(d)



**Figure 4.16:** (a), (b), (c), (d) contenuto energetico nelle quattro condizioni di test

*I boxplot di colore verde, corrispondenti ai livelli 7 e 8, si riferiscono al contributo del sistema somatosensoriale, i boxplot di colore rosa, corrispondenti ai livelli 8 e 9, si riferiscono al contributo del sistema vestibolare, i boxplot di colore rosso, corrispondenti al livello 11, si riferiscono al contributo del sistema visivo. I boxplot di colore nero rappresentano l'approssimazione del livello 11.*

Osservando i risultati ottenuti, si nota facilmente la separazione tra i primi sei livelli, che si riferiscono ad un controllo più automatico (*open loop*), e i rimanenti cinque livelli, associati ai tre sistemi sensoriali e rilevanti ai fini dell'analisi. Nella parte relativa all'*open loop* i contenuti energetici dei diversi livelli assumono valori nettamente inferiori rispetto alla successiva parte associata al *closed loop*, in modo particolare per la condizione di appoggio su superficie in gommapiuma e per la direzione anteroposteriore nella condizione di appoggio su superficie rigida. I controlli, in questi livelli iniziali, presentano valori più elevati rispetto ai soggetti anziani; tale andamento risulta invece capovolto nei successivi cinque livelli associati al *closed loop*. In questa parte infatti, i soggetti anziani assumono valori molto più elevati rispetto ai controlli, in particolare nella direzione mediolaterale, evidenziando in tal modo un maggior coinvolgimento dei sistemi somatosensoriale, vestibolare, e in alcuni casi anche visivo, nell'esecuzione della prova.

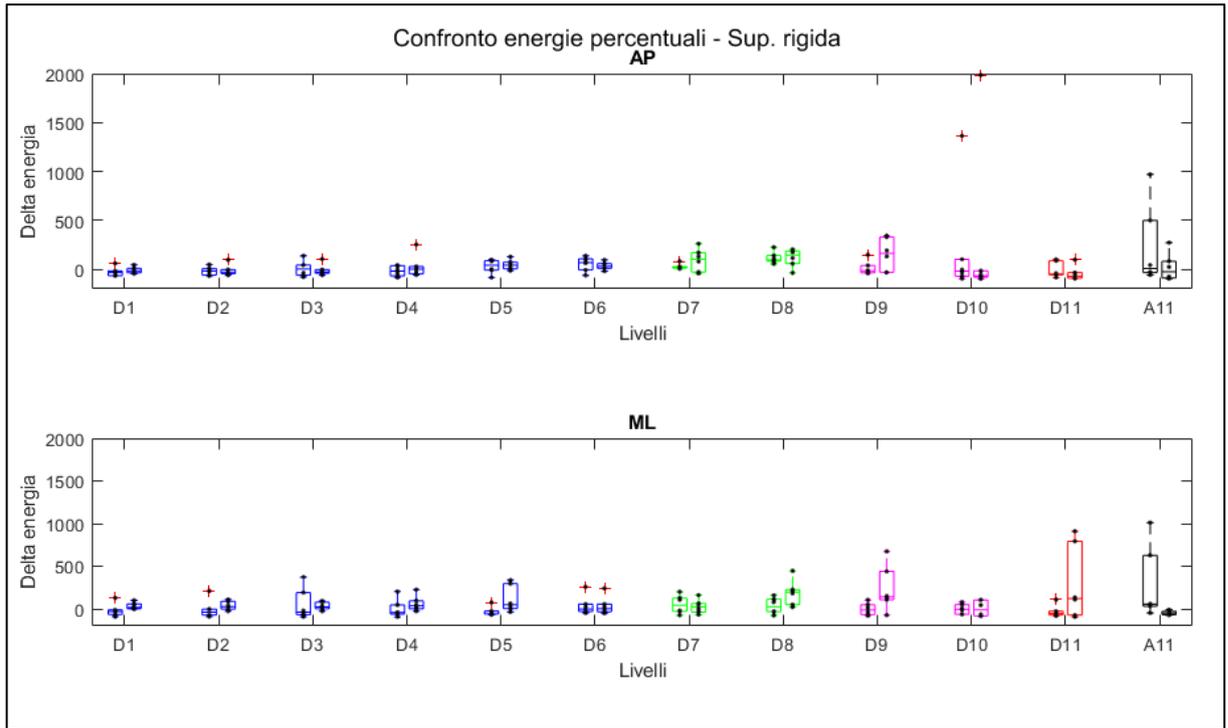
Risulta inoltre evidente come, nelle prove svolte in condizione di occhi chiusi, il contributo energetico relativo al sistema visivo (livello 11) diminuisca nettamente, in modo particolare per i soggetti giovani in direzione AP, a dimostrazione del fatto che quel determinato sistema sensoriale viene escluso durante l'esecuzione del test. Per sopperire a questa mancanza, si assiste ad un aumento dell'energia associata ai due restanti sistemi, i quali svolgono un lavoro più sostenuto per mantenere il controllo della postura.

Il contributo dato dal sistema visivo è stato esaminato anche tramite il calcolo della variazione percentuale di energia tra le prove effettuate in condizione di occhi aperti e le prove effettuate in condizione di occhi chiusi, sia per i test effettuati su superficie rigida che per i test effettuati su superficie in gommapiuma (par. 3.5):

$$\Delta E_{EYE} \% (j) = \left( \frac{E_{OC} \% (j) - E_{OA} \% (j)}{E_{OA} \% (j)} \right) 100\%$$

I risultati ottenuti sono riportati in Figura 4.17. Una variazione percentuale positiva indica la presenza di maggiore energia, per quel determinato livello, nella condizione di occhi chiusi rispetto alla condizione ad occhi aperti, come evidenziato in modo particolare nei livelli corrispondenti ai sistemi somatosensoriale e vestibolare.

(a)



(b)

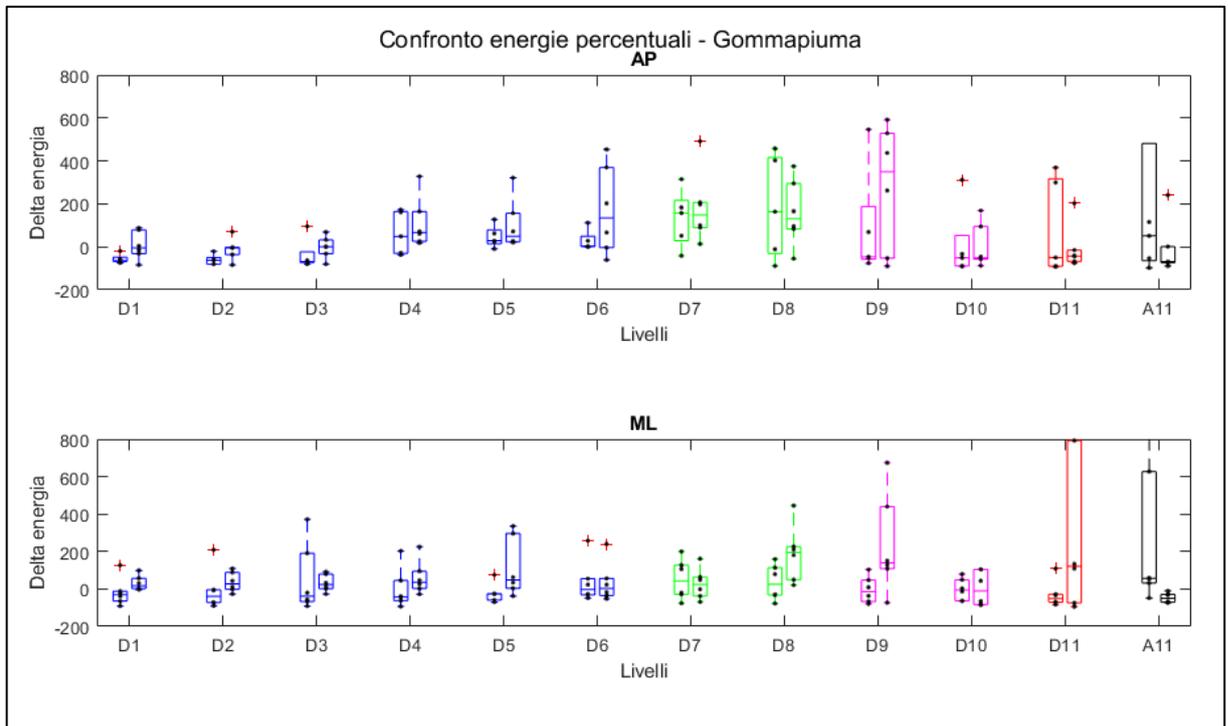


Figure 4.17: (a), (b) variazione percentuale di energia

## 4.2 Single Leg Stance: Confronto tra i risultati ottenuti

Le seguenti figure riportano, per ognuno dei parametri considerati nello studio dell'equilibrio, i risultati ottenuti dall'analisi. I grafici di tipo boxplot evidenziano la comparazione tra le prestazioni dei soggetti anziani e le prestazioni del gruppo di controllo. (Figg. 4.18 – 4.30).

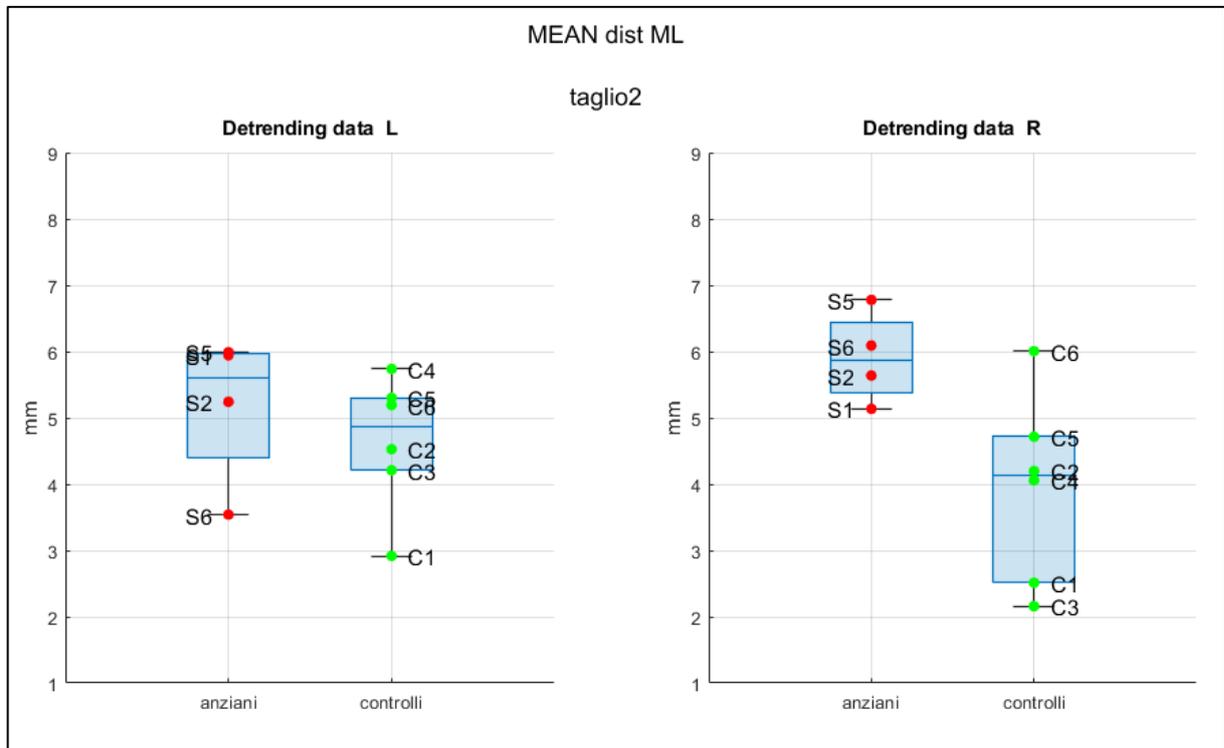
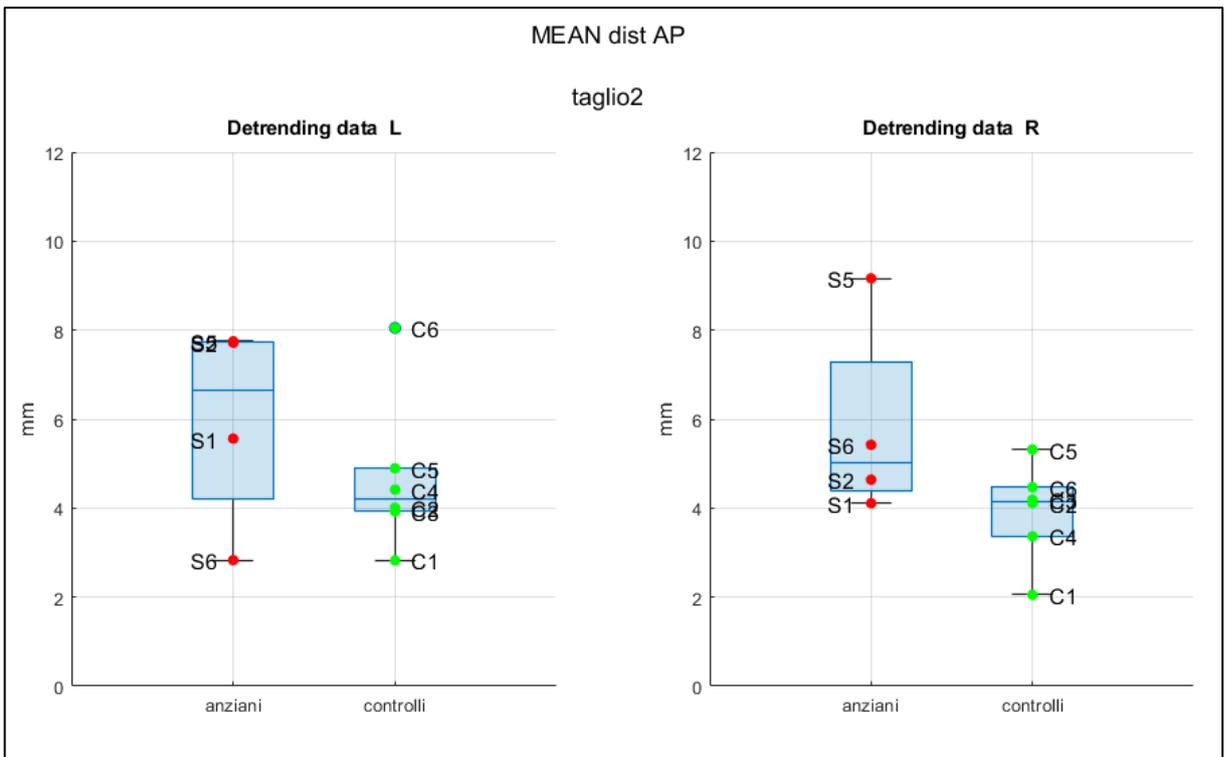
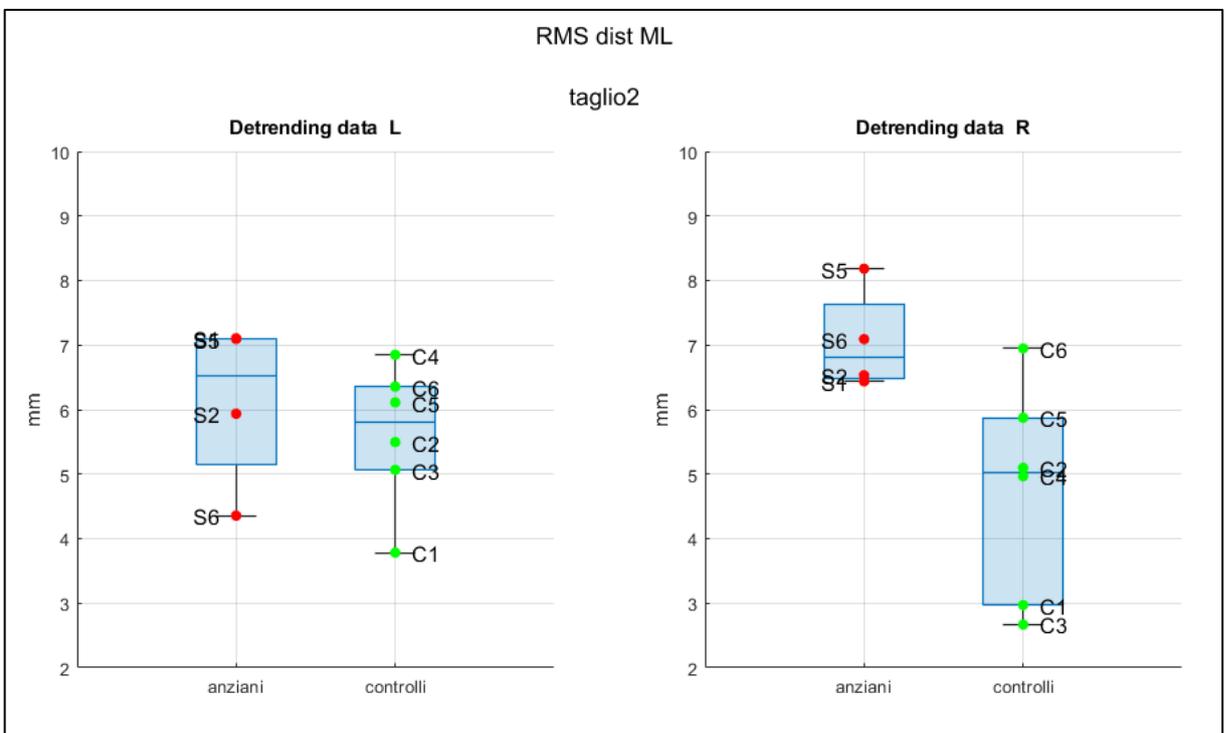


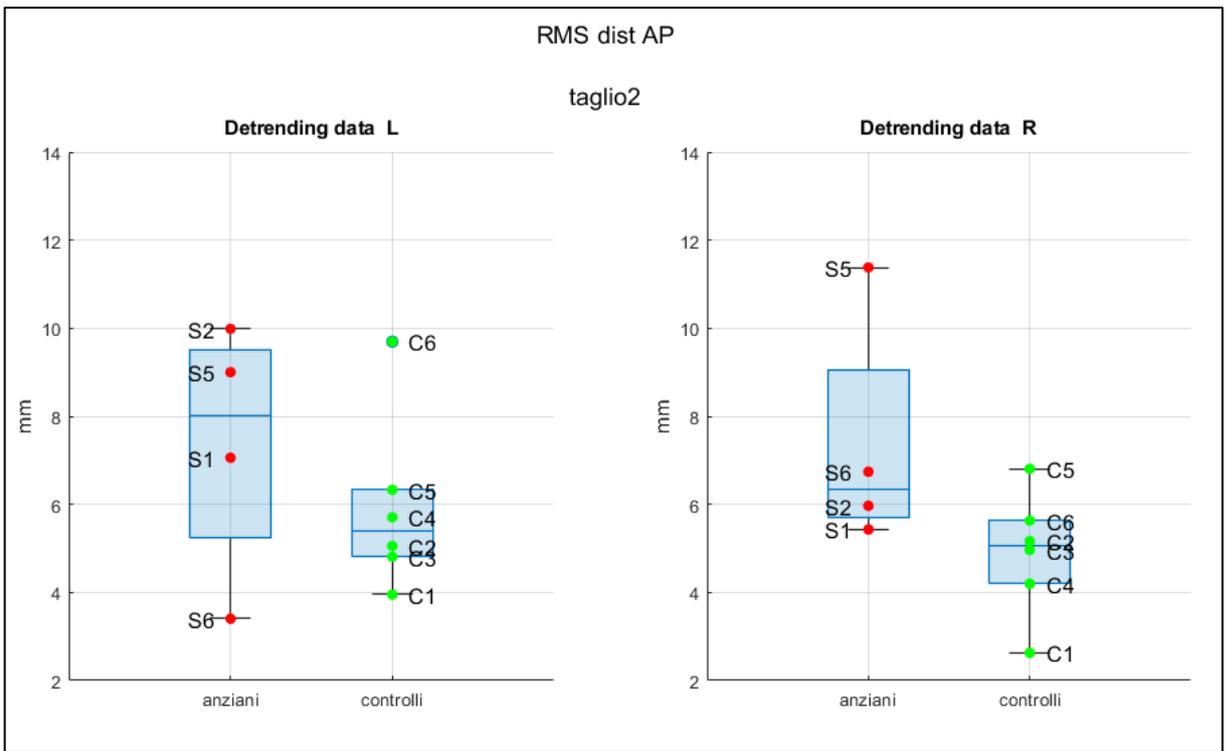
Figure 4.18: Mean distance ML



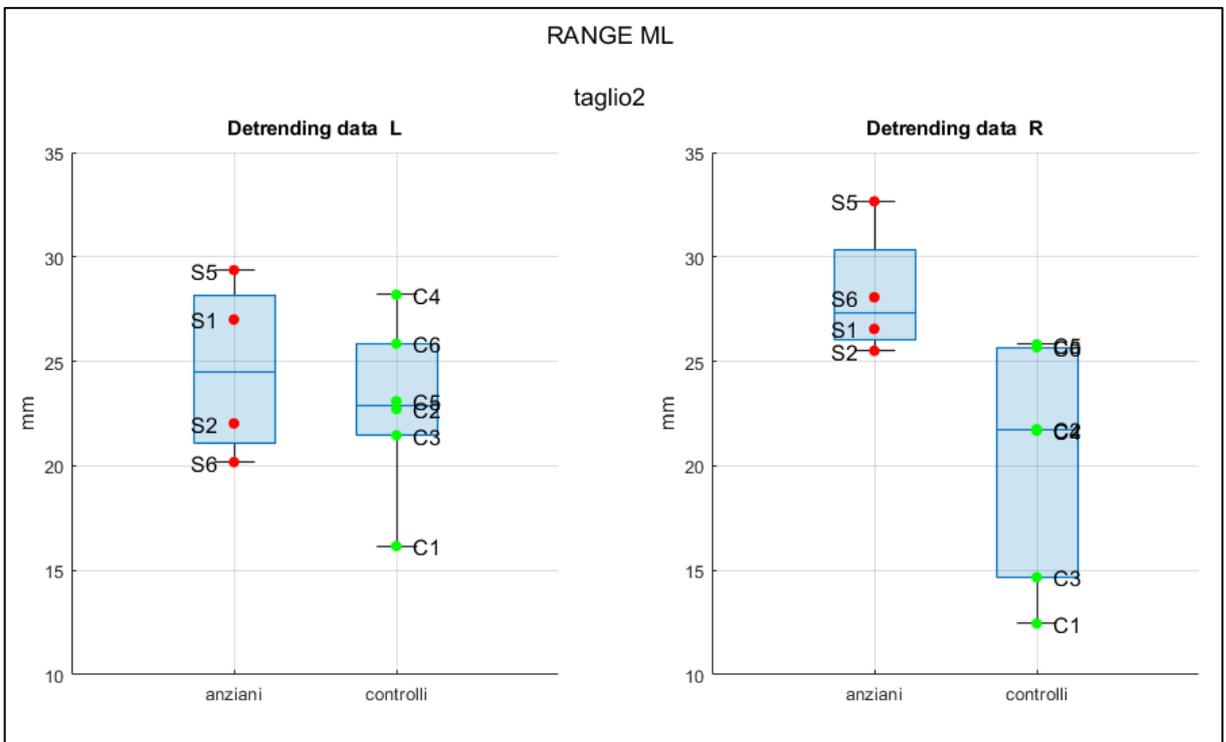
**Figure 4.19: Mean distance AP**



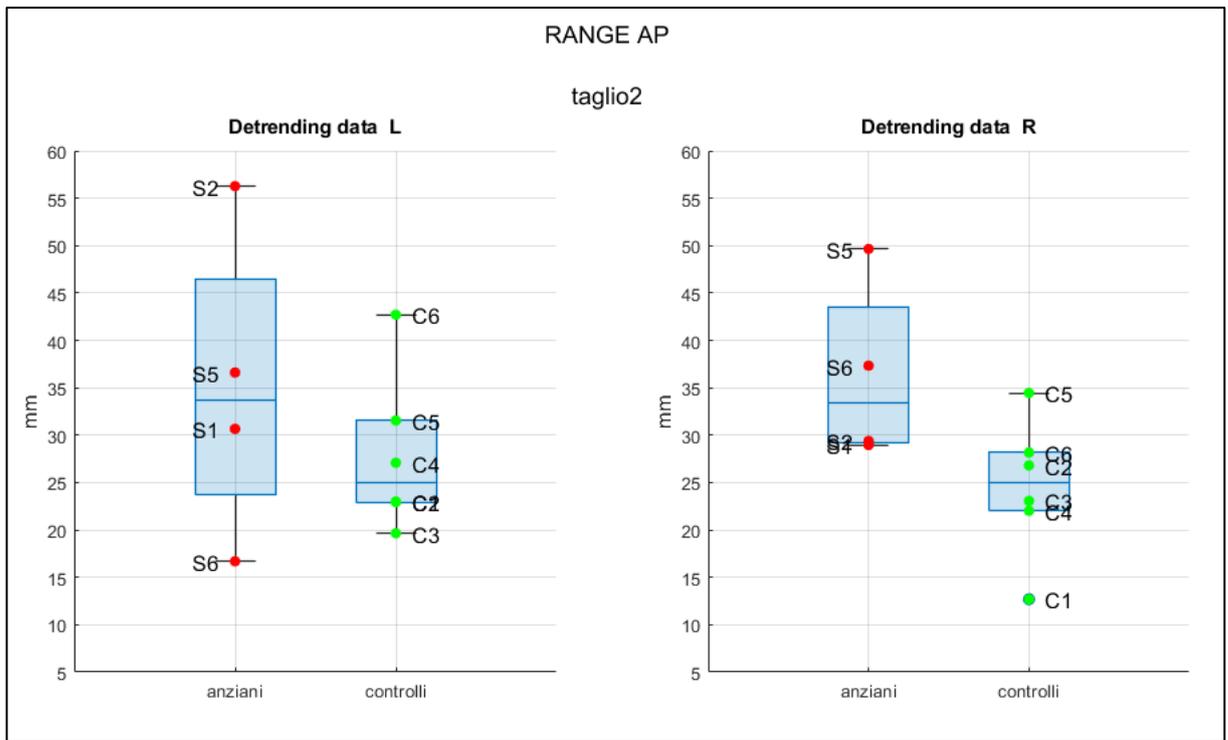
**Figure 4.20: RMS displacement ML**



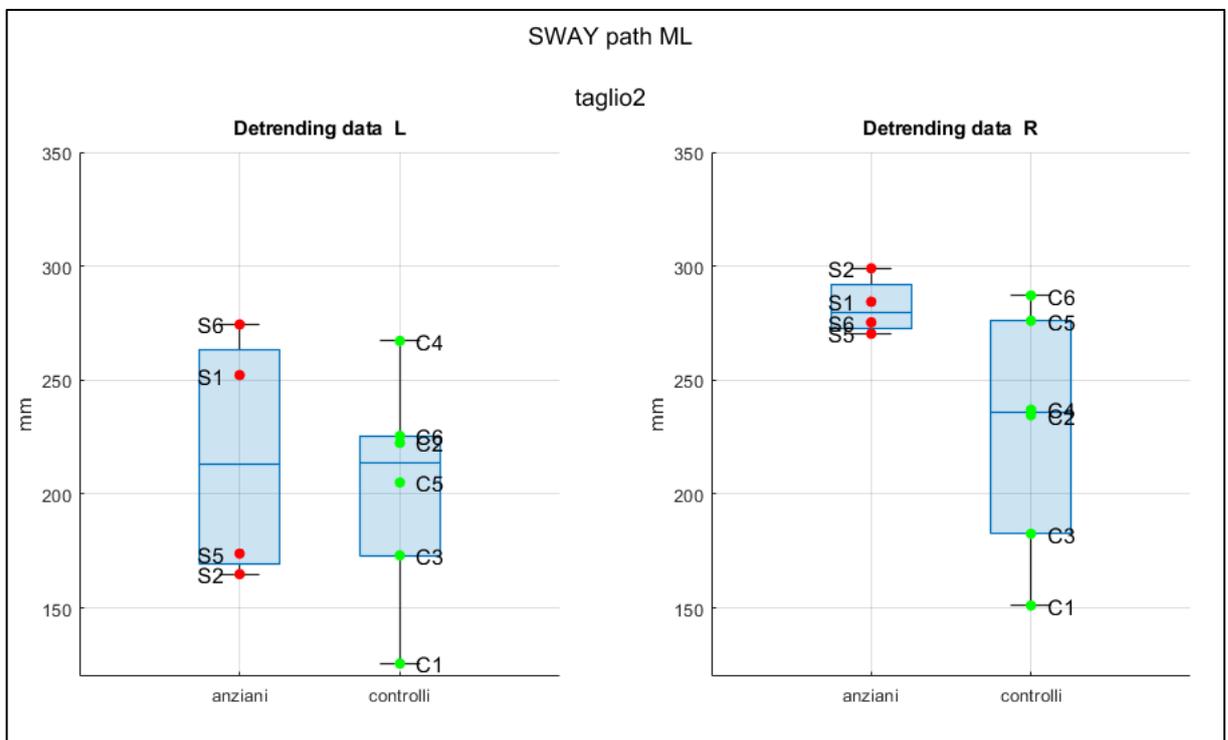
**Figure 4.21: RMS displacement AP**



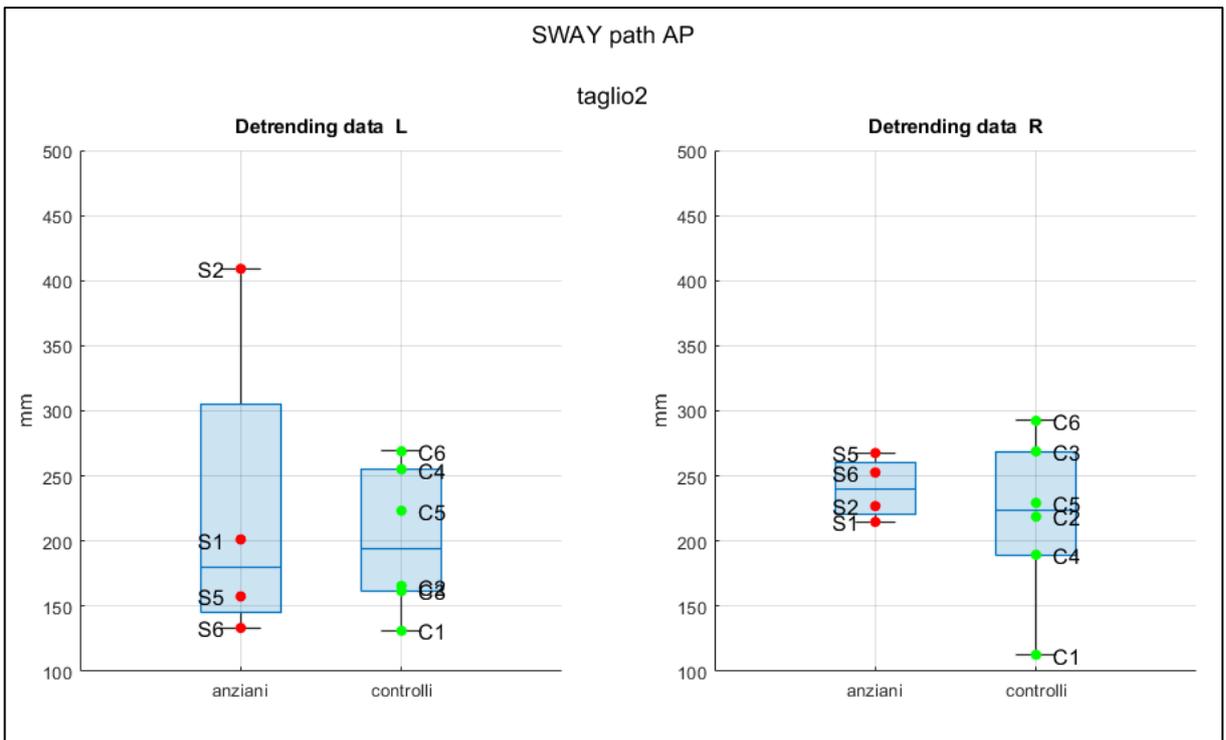
**Figure 4.22: Range ML**



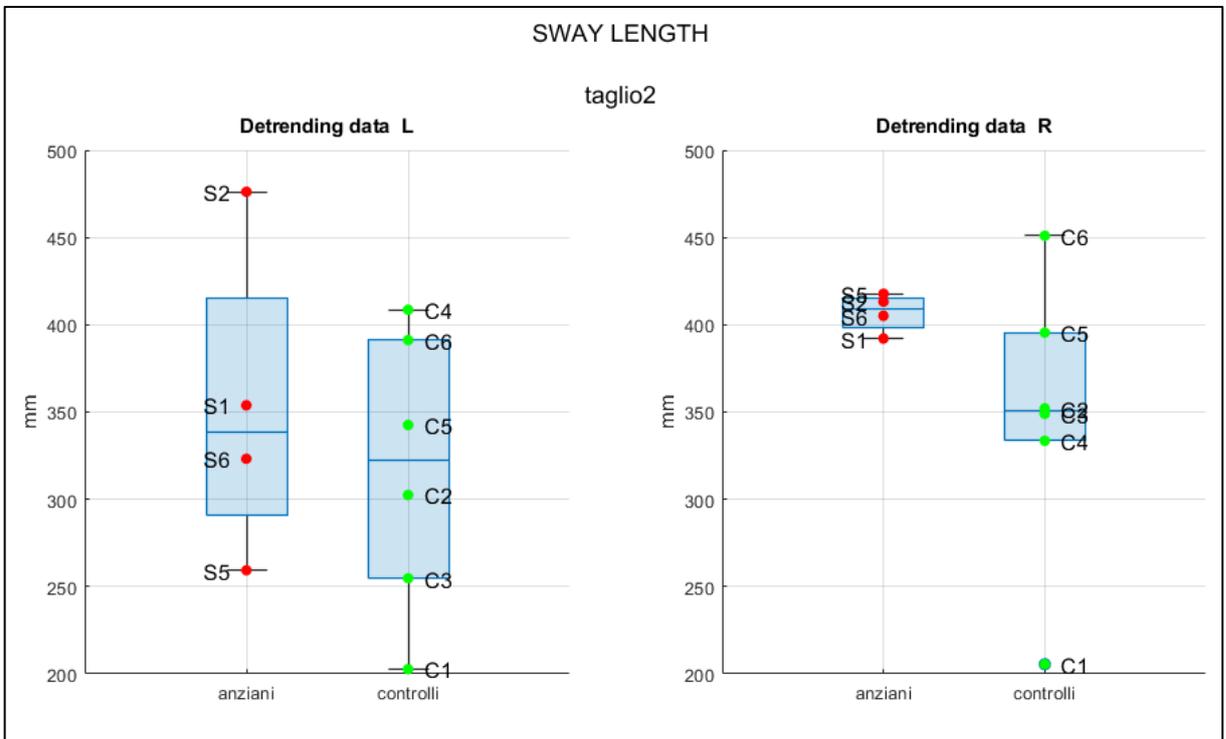
**Figure 4.23: Range AP**



**Figure 4.24: Sway path ML**



**Figure 4.25:** *Sway path AP*



**Figure 4.26:** *Sway length*

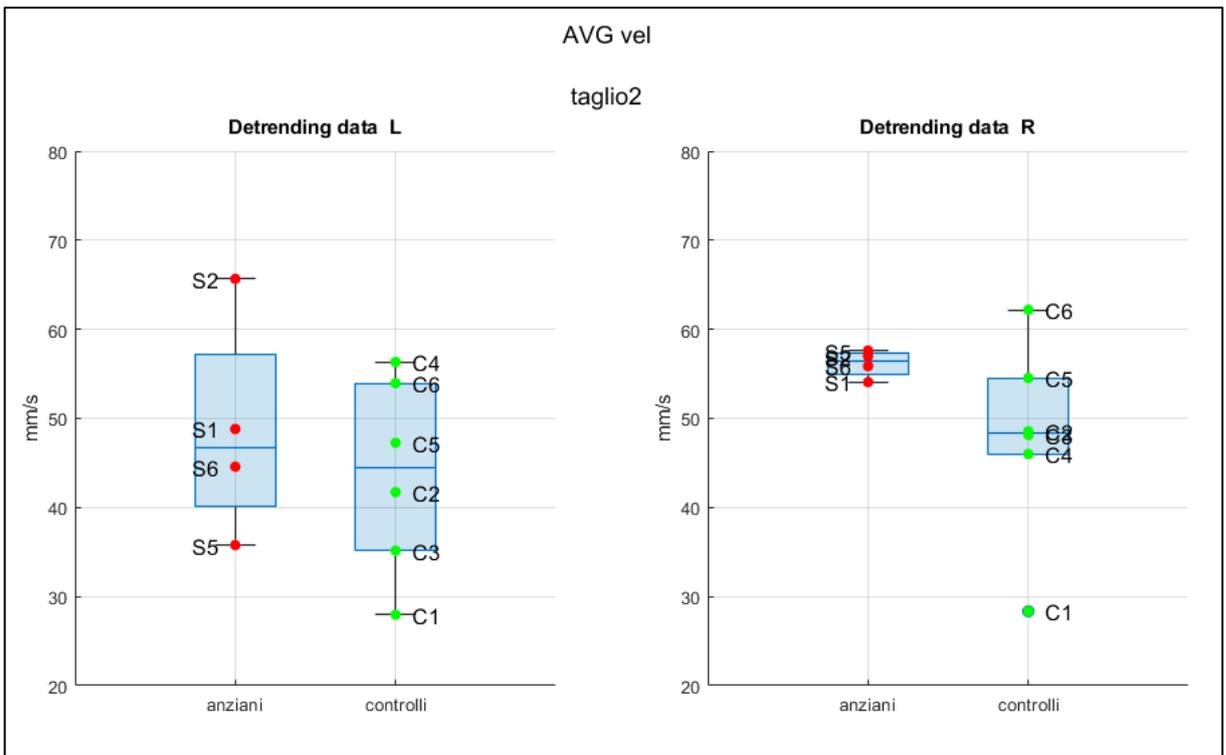


Figure 4.27: Average velocity

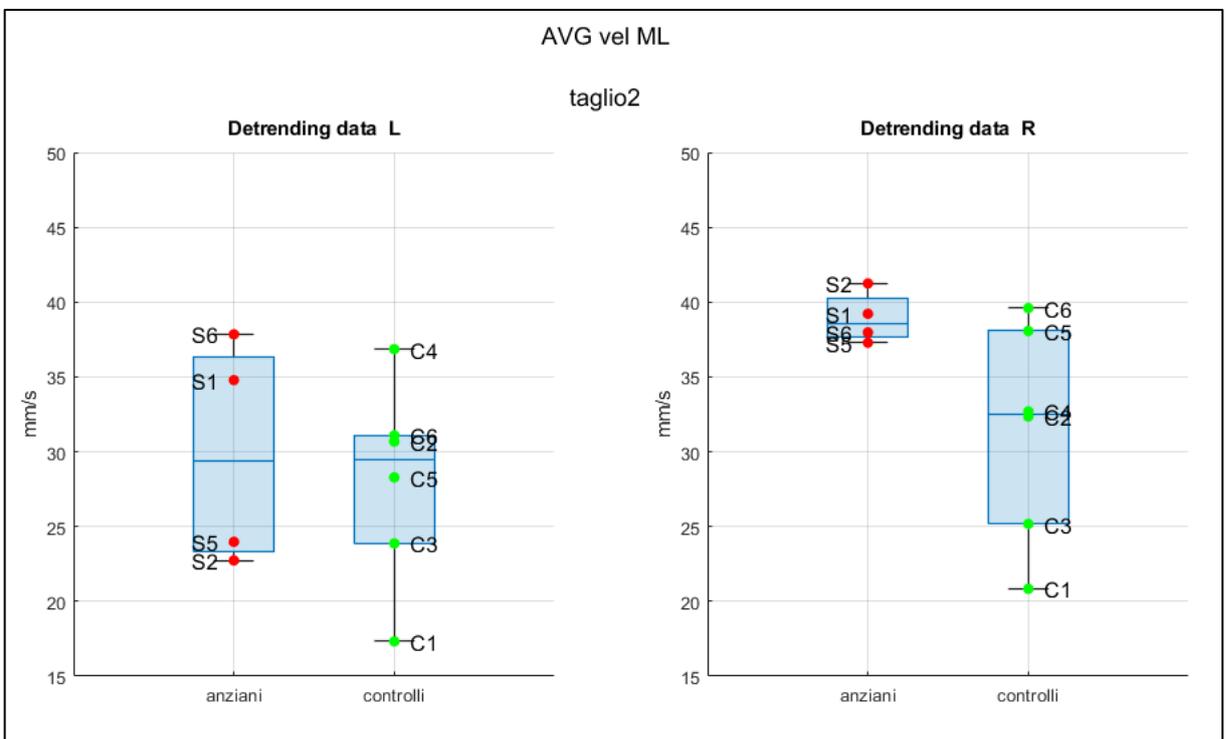


Figure 4.28: Average velocity ML

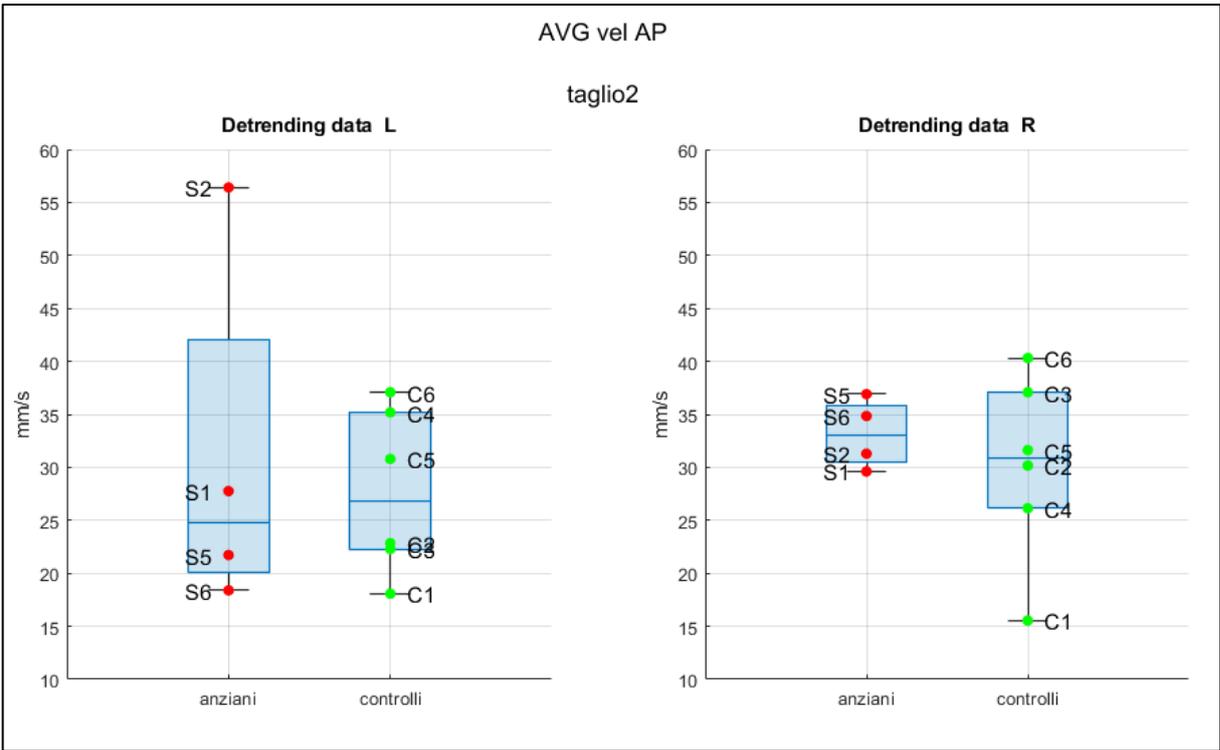


Figure 4.29: Average velocity AP

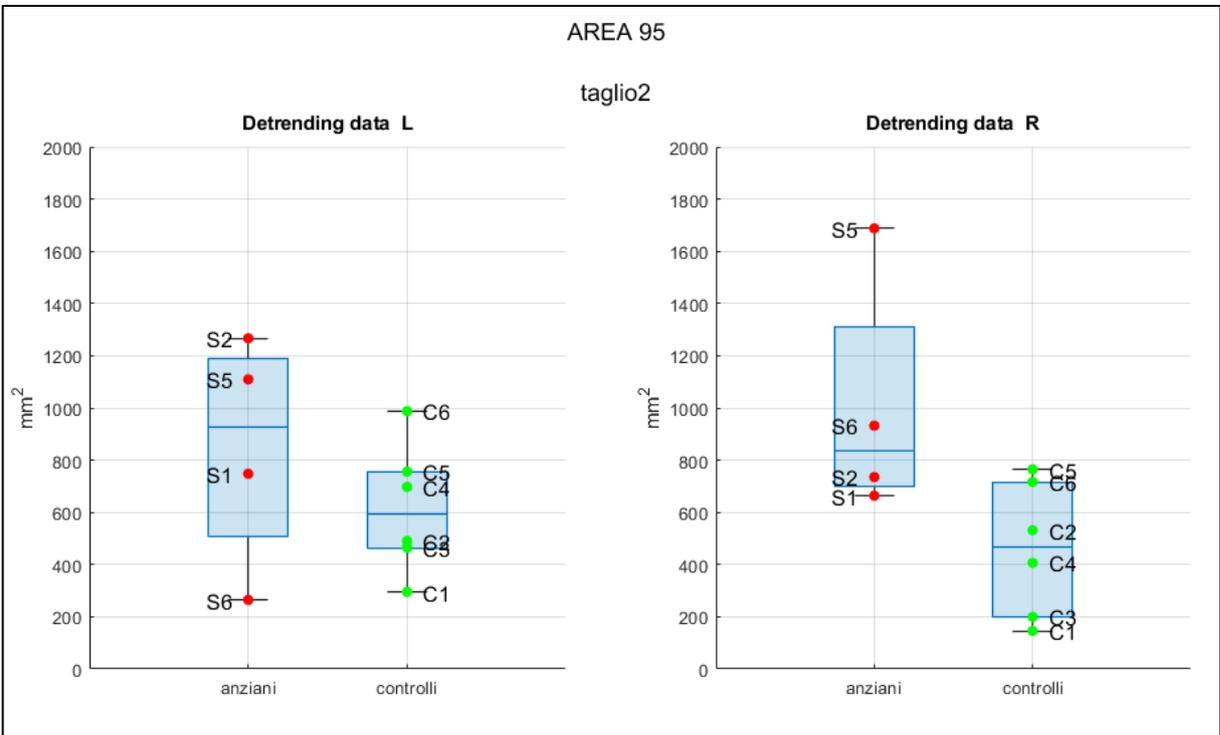


Figure 4.30: Area 95

I risultati raffigurati nei boxplot concordano con l'ipotesi formulata in partenza: essi evidenziano infatti un calo nelle prestazioni relative al controllo posturale con l'avanzare dell'età. [37]. I soggetti anziani presentano infatti valori più elevati rispetto ai soggetti giovani. Tale disparità si riscontra in modo particolare, per il campione di soggetti analizzato, nella prova di equilibrio in appoggio sulla gamba destra, dove i controlli mostrano valori inferiori in tutti i parametri analizzati, in modo particolare per l'*Area 95* e i parametri calcolati lungo la direzione mediolaterale, in cui raggiungono valori visibilmente minori rispetto ai soggetti anziani.

## Conclusioni

Le differenze nel controllo posturale e nel mantenimento dell'equilibrio appaiono piuttosto marcate tra soggetti anziani e controlli, in entrambe le condizioni di *bipedal* e *single leg stance*: risulta evidente come l'invecchiamento influenzi negativamente la stabilità dell'individuo, causando un aumento dell'oscillazione del corpo che si riflette in valori maggiori ottenuti dai soggetti anziani nei parametri derivanti dallo studio del COP.

Per i test effettuati in appoggio bipede, tale disparità si riscontra soprattutto nella condizione ad occhi chiusi, che risulta quindi particolarmente utile per testare l'equilibrio e le differenze nel controllo della postura in relazione all'età. [38]. Nel campione di soggetti analizzato, tutto ciò risalta in modo particolare nella prova in appoggio su superficie instabile, in condizione di occhi chiusi, che costituisce, tra i quattro test effettuati in appoggio bipede, quello di difficoltà maggiore. In questa condizione, il netto peggioramento della prestazione nei soggetti anziani è visibile soprattutto nei parametri in direzione anteroposteriore, quali *average velocity*, *sway path*, *RMS displacement* e *range*, oltre che nel parametro *Area 95*.

Nelle prove effettuate in *single leg stance* invece, la differenza appare evidente per i test sostenuti in appoggio sulla gamba destra, dove i valori ottenuti dai soggetti anziani risultano nettamente superiori ai valori ottenuti dai controlli, per tutti i parametri considerati. L'appoggio sulla gamba sinistra evidenzia anch'esso una disparità tra i due gruppi, seppur con differenze generalmente meno marcate. In entrambe le condizioni di test i valori di *Area 95*, *sway path ML*, *average velocity ML* e *range ML* sottolineano in modo particolarmente evidente il peggioramento nella prestazione causato dall'avanzare dell'età.

L'analisi dell'energia del segnale COP, attraverso l'applicazione della trasformata wavelet discreta alle sole prove effettuate in appoggio bipede, evidenzia un maggior coinvolgimento, nei soggetti anziani rispetto ai controlli, dei tre sistemi sensoriali nell'esecuzione dei test. Il sistema somatosensoriale risulta essere il sistema maggiormente coinvolto nel controllo dell'equilibrio, in modo particolare nelle prove su superficie instabile, dove il contenuto di energia appare visibilmente maggiore, sia per anziani che per i controlli, rispetto alle prove su superficie rigida. Nelle tipologie di test effettuate in condizione di occhi chiusi, si assiste inoltre ad un calo deciso del contributo energetico dato dal sistema visivo, che viene utilizzato in maniera nettamente minore durante queste prove.

Le analisi svolte in questo studio permettono di delineare un quadro completo ed oggettivo delle prestazioni riportate dai due gruppi esaminati relativamente allo studio dell'equilibrio statico,

contribuendo ad una migliore comprensione dei cambiamenti, legati all'invecchiamento, nel controllo motorio e nella stabilità posturale. I risultati ottenuti mirano a fornire un valido contributo per lo sviluppo di strategie utili a migliorare la stabilità delle persone anziane, allo scopo di evitare, in modo particolare, episodi di caduta che possano influire negativamente sulla salute e sull'indipendenza funzionale dei soggetti.



## Bibliografia

- [1] T. Paillard, «Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience», *Neuroscience Biobehavioral Reviews*, vol. 72, pp. 129–152, 2017, issn: 0149-7634. doi: <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2016.11.015>.
- [2] A. Rizzato, M. Benazzato, M. Cognolato, D. Grigoletto, A. Paoli e G. Marcolin, «Different neuromuscular control mechanisms regulate static and dynamic balance: A center-of- pressure analysis in young adults», *Human Movement Science*, vol. 90, p. 103 120, 2023, issn: 0167-9457. doi: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2023.103120>.
- [3] G. C. Brech, T. G. Bobbio, K. de Negreiros Cabral et al., «Changes in postural balance associated with a woman’s aging process», *Clinics*, vol. 77, p. 100 041, 2022, issn: 1807- 5932. doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinsp.2022.100041>.
- [4] J. Tavares, D. Biasotto-Gonzalez, N. C. Boa Sorte Silva, F. Shiguemitsu Suzuki, P. Lu- careli e F. Politti, «Age-Related Changes in Postural Control in Physically Inactive Older Women», *Journal of Geriatric Physical Therapy*, vol. 42, p. 1, dic. 2017. doi: 10.1519/JPT.0000000000000169.
- [5] «Falls.» (2021), indirizzo: {<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/falls>}.
- [6] H. Qiu e S. Xiong, «Center-of-pressure based postural sway measures: Reliability and ability to distinguish between age, fear of falling and fall history», *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 47, pp. 37–44, 2015, issn: 0169-8141. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2015.02.004>.
- [7] M. Moghadam, H. Ashayeri, M. Salavati et al., «Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: Effects of postural task difficulty and cognitive load», *Gait Posture*, vol. 33, n. 4, pp. 651–655, 2011, issn: 0966-6362. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.016>.
- [8] S. Morrison, S. Colberg, H. Parson e A. Vinik, «Relation between risk of falling and postural sway complexity in diabetes», *Gait Posture*, vol. 35, n. 4, pp. 662–668, 2012, issn: 0966-6362. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.12.021>.
- [9] L. Dueñas, M. Balasch i Bernat, S. Mena del Horno, M. Aguilar-Rodríguez e E. Alcántara, «Development of predictive models for the estimation of the probability of suffering fear of falling and other fall risk factors based on posturography parameters in community-dwelling older adults», *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 54, pp. 131– 138, 2016, issn: 0169-8141. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2016.05.009>.

- [10] M. W. Hill, M. J. Duncan e M. J. Price, «The emergence of age-related deterioration in dynamic, but not quiet standing balance abilities among healthy middle-aged adults», *Experimental Gerontology*, vol. 140, p. 111–117, 2020, issn: 0531-5565. doi: <https://doi.org/10.1016/j.exger.2020.111076>.
- [11] S. Boyas, E. R. Medd, S. Beaulieu, A. Boileau, Y. Lajoie e M. Bilodeau, «Older and young adults adopt different postural strategies during quiet bipedal stance after ankle plantarflexor fatigue», *Neuroscience Letters*, vol. 701, pp. 208–212, 2019, issn: 0304-3940. doi: <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2019.02.044>.
- [12] K. Sabashi, S. Kasahara, H. Tohyama et al., «Changes in postural control strategy during quiet standing in individuals with knee osteoarthritis», *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, vol. 35, n. 3, pp. 565–572, 2022. doi: <https://doi.org/10.3233/BMR-200337>.
- [13] L. Chiari, L. Rocchi e A. Cappello, «Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement», *Clinical Biomechanics*, vol. 17, n. 9, pp. 666–677, 2002, issn: 0268-0033. doi: [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00107-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00107-9).
- [14] L. Tomasauskas Marques, N. Iosimuta, E. Angeluni et al., «Balance Evaluation of Prefrail and Frail Community-Dwelling Older Adults», *Journal of Geriatric Physical Therapy*, vol. 42, p. 1, set. 2017. doi: [10.1519/JPT.0000000000000147](https://doi.org/10.1519/JPT.0000000000000147).
- [15] F. Quijoux, A. Vienne-Jumeau, F. Bertin-Hugault et al., «Center of pressure displacement characteristics differentiate fall risk in older people: A systematic review with meta-analysis», *Ageing Research Reviews*, vol. 62, p. 101–117, 2020, issn: 1568-1637. doi: <https://doi.org/10.1016/j.arr.2020.101117>.
- [16] J. Howcroft, E. D. Lemaire, J. Kofman e W. E. McIlroy, «Elderly fall risk prediction using static posturography», *PLOS ONE*, vol. 12, pp. 1–13, feb. 2017. doi: [10.1371/journal.pone.0172398](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0172398).
- [17] R. Palmieri-Smith, C. Ingersoll, M. Stone e B. Krause, «Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control», *Journal of Sport Rehabilitation*, vol. 11, pp. 51–66, feb. 2002. doi: [10.1123/jsr.11.1.51](https://doi.org/10.1123/jsr.11.1.51).
- [18] J. Swanenburg, E. D. de Bruin, D. Uebelhart e T. Mulder, «Falls prediction in elderly people: A 1-year prospective study», *Gait Posture*, vol. 31, n. 3, pp. 317–321, 2010, issn: 0966-6362. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.013>.
- [19] F. Quijoux, A. Nicolăi, I. Chairi et al., «A review of center of pressure (COP) variables to quantify standing balance in elderly people: Algorithms and open-access code\*», *Physiological Reports*, vol. 9, n. 22, e15067, 2021. doi: <https://doi.org/10.14814/phy2.15067>.

- [20] T. Prieto, J. Myklebust, R. Hoffmann, E. Lovett e B. Myklebust, «Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults», *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 43, n. 9, pp. 956–966, 1996. doi: 10.1109/10.532130.
- [21] W. Bao, Y. Tan, Y. Yang, K. Chen e J. Liu, «Correlation of balance posturographic parameters during quiet standing with the berg balance scale in patients with parkinson's disease», *BMC Neurology*, vol. 23, ott. 2023. doi: 10.1186/s12883-023-03386-1.
- [22] C. Krewer, J. Bergmann, P. Gräfrath e K. Jahn, «Influence of foot position on static and dynamic standing balance in healthy young adults», *Hearing, Balance and Communication*, vol. 16, pp. 1–7, nov. 2018. doi: 10.1080/21695717.2018.1507576.
- [23] M. J. O'Malley, «Normalization of temporal-distance parameters in pediatric gait», *Journal of Biomechanics*, vol. 29, n. 5, pp. 619–625, 1996, issn: 0021-9290. doi: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00088-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00088-7).
- [24] T. Sim, H. Yoo, D. Lee et al., «Analysis of sensory system aspects of postural stability during quiet standing in adolescent idiopathic scoliosis patients», *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 15, giu. 2018. doi: 10.1186/s12984-018-0395-6.
- [25] J. Quek, J. Treleaven, R. Clark e S. Brauer, «An exploratory study examining factors underpinning postural instability in older adults with idiopathic neck pain», *Gait Posture*, vol. 60, nov. 2017. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.11.016.
- [26] N. Richer e Y. Lajoie, «Automaticity of Postural Control while Dual-tasking Revealed in Young and Older Adults», *Experimental Aging Research*, vol. 46, pp. 1–21, nov. 2019. doi: 10.1080/0361073X.2019.1693044.
- [27] L. Michaud, F. Laniel e Y. Lajoie, «Increasing Visual Biofeedback Scale Changes Postural Control Complexity», *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, pp. 1–9, gen. 2024. doi: 10.1007/s10484-023-09619-w.
- [28] G. St-Amant, T. Rahman, N. Polskaia, S. Fraser e Y. Lajoie, «Unveiling the cerebral and sensory contributions to automatic postural control during dual-task standing», *Human Movement Science*, vol. 70, p. 102 587, apr. 2020. doi: 10.1016/j.humov.2020.102587.
- [29] J. Quek, S. Brauer, R. Clark e J. Treleaven, «New insights into neck-pain-related postural control using measures of signal frequency and complexity in older adults», *Gait Posture*, vol. 39, apr. 2014. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.01.009.
- [30] X. Ning, Y. Kim, J. G. Ho et al., «Classification of the Factors Influencing Center of Pressure Using Machine Learning and Wavelet Analysis», in giu. 2023, pp. 395–401, isbn: 978981-99-1251-3. doi: 10.1007/978-981-99-1252-0\_52.

- [31] J. Chagdes, S. Rietdyk, J. Haddad et al., «Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis», *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, vol. 197, pp. 297-310, set. 2009. doi: 10.1007/s00221-009-1915-1.
- [32] K. Roemer e L. Raisbeck, «Temporal dependency of sway during single leg stance changes with age», *Clinical Biomechanics*, vol. 30, n. 1, pp. 66–70, 2015, issn: 0268-0033. doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.10.010>.
- [33] M. Novaes, A. Carvalho, J. Sauer, G. Brech, C. Helito e S. João, «Postural control during single leg stance in individuals with clinical indication for combined reconstruction of the anterior cruciate and the anterolateral ligaments of the knee: a cross-sectional study», *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 23, dic. 2022. doi: 10.1186/s12891-022-05347- 0.
- [34] E. Tanaka, P. Santos, J. da Costa, N. Iosimuta, R. Moraes e D. Abreu, «Is there a relationship between complaints of impaired balance and postural control disorder in community- dwelling elderly women? A cross-sectional study with the use of posturography», *Brazilian journal of physical therapy*, vol. 19, giu. 2015. doi: 10.1590/bjpt-rbf.2014. 0086.
- [35] A. King e Z. Wang, «Asymmetrical stabilization and mobilization exploited during static single leg stance and goal-directed kicking», *Human movement science*, vol. 54, pp. 182– 190, mag. 2017. doi: 10.1016/j.humov.2017.05.004.
- [36] D. Bzdúšková Abrahámová e F. Hlavacka, «Age-Related Changes of Human Balance during Quiet Stance», *Physiological research / Academia Scientiarum Bohemoslovaca*, vol. 57, pp. 957–64, dic. 2007. doi: 10.33549/physiolres.931238.
- [37] E. Kurz, O. Faude, R. Roth, L. Zahner e L. Donath, «Ankle muscle activity modulation during single-leg stance differs between children, young adults and seniors», *European Journal of Applied Physiology*, vol. 118, feb. 2018. doi: 10.1007/s00421-017-3764-0.
- [38] D. Roman-Liu, «Age-related changes in the range and velocity of postural sway», *Archives of Gerontology and Geriatrics*, vol. 77, pp. 68–80, 2018, issn: 0167-4943. doi: <https://doi.org/10.1016/j.archger.2018.04.007>.