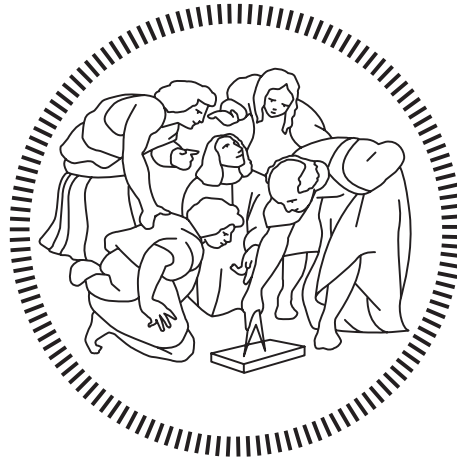


Politecnico di Milano

Scuola di Ingegneria Industriale e dell'Informazione
Corso di Laurea Specialistica in Ingegneria Biomedica



Monitoraggio della corsa e del salto in soggetti con disabilità intellettiva mediante sensori inerziali indossabili

Relatore

Prof. Carlo Albino FRIGO

Tesi di laurea di:

Maria COLOMBO – 927871

Cecilia GRASSI – 920299

Anno accademico 2019/2020

Indice dei contenuti

Sommario III

Abstract VIII

1	Introduzione.....	1
1.1	Obiettivo dello studio.....	1
1.2	L'analisi del movimento umano	1
1.2.1	Strumenti di misura	2
1.2.2	Sistemi ottici.....	2
1.2.3	Sensori inerziali	4
1.3	Il cammino	7
1.3.1	Le fasi del cammino	7
1.3.2	La biomeccanica del cammino	8
1.4	La corsa.....	11
1.4.1	Le fasi della corsa.....	11
1.4.2	La biomeccanica della corsa.....	13
1.5	Il salto	15
1.6	L'analisi del movimento per individui con disabilità intellettive	17
2	Materiali e metodi.....	19
2.1	I sensori inerziali.....	19
2.1.1	Il sistema <i>OPAL</i>	19
2.1.2	Il sistema <i>G-WALK</i>	22
2.1.3	Confronto fra i sensori.....	24
2.2	Il protocollo.....	25
2.2.1	La popolazione	25
2.2.2	Il protocollo di sperimentazione	26
2.3	L'algoritmo	27
2.3.1	Analisi della corsa	27
2.3.2	L'analisi dei salti	41
2.4	Validazione del calcolo del rapporto armonico e dell'entropia approssimativa...	42
2.5	Analisi statistica.....	43
2.5.1	Prove di simmetria con carichi alle caviglie.....	43
2.5.2	Prove di corsa	44
2.5.3	Prove di salto	44
3	Risultati	45
3.1	Confronto fra sensore <i>OPAL</i> e sensore <i>G-WALK</i>	45

3.1.1	Risultati con soggetto fisso e oggetto rigido in movimento	45
3.1.2	Risultati con oggetto rigido fisso e soggetto in cammino	47
3.2	Validazione del calcolo del rapporto armonico e dell'entropia approssimativa...	49
3.3	Analisi della corsa.....	51
3.3.1	Analisi intersoggettiva	51
3.3.2	Analisi intrasoggettiva	58
3.4	Analisi dei salti	69
4	Discussione	71
4.1	Confronto fra sensore <i>OPAL</i> e sensore <i>G-WALK</i>	71
4.1.1	Risultati con soggetto fisso e oggetto rigido in movimento	71
4.1.2	Risultati con oggetto rigido fisso e soggetto in cammino	71
4.2	Validazione del calcolo del rapporto armonico e dell'entropia approssimativa...	72
4.3	Analisi della corsa.....	73
4.3.1	Analisi intersoggettiva	73
4.3.2	Analisi intrasoggettiva	77
4.4	Analisi dei salti	81
5	Conclusione e sviluppi futuri	82
6	Bibliografia.....	85
7	Appendice A: Validazione del calcolo del rapporto armonico e dell'entropia approssimativa – soggetto normodotato.....	88
8	Appendice B: Dati analitici relativi alla corsa dei soggetti	90
9	Appendice C: Risultati dettagliati dell'analisi statistica intrasoggettiva	105
10	Appendice D: Durata dei salti	124
11	Ringraziamenti	125

Sommario

L'analisi del movimento è una disciplina scientifica finalizzata alla raccolta di informazioni sulla biomeccanica del sistema muscolo-scheletrico durante un atto motorio. Questa disciplina, in ambito clinico e sportivo, può essere applicata ad atti eseguiti comunemente, come la corsa e il cammino, al fine di evidenziare la presenza di deficit motori in un individuo. Ciò può essere particolarmente utile in presenza di individui con fragilità specifiche, non solo motorie ma anche intellettive. Per i soggetti con disabilità intellettive, infatti, determinati atti motori possono risultare più difficili e meno immediati rispetto a quanto avviene per i normodotati e l'analisi del movimento può essere efficacemente impiegata per correggere eventuali difetti d'esecuzione che potrebbero portare ad infortuni. Ciononostante, gli studi su questi soggetti sono ancora in numero estremamente limitato a causa, in particolare, della difficoltà degli individui nel comprendere i compiti assegnati.

Il presente studio si è in primo luogo occupato di sviluppare un algoritmo in ambiente *Matlab* per poter estrarre parametri relativi alla corsa e al salto da sensori inerziali indossati in vita tramite apposite cinture. In seguito, l'algoritmo sviluppato è stato applicato ai dati raccolti analizzando la corsa e il salto di un gruppo di ragazzi affetti da varie tipologie di disabilità intellettive. I ragazzi sono stati selezionati grazie alla collaborazione del centro sportivo *PlayMore*, presso cui si allenano una volta a settimana nella corsa. Le prove con i sensori sono state eseguite il giorno del loro allenamento, sia prima che dopo la seduta di allenamento per tener conto di eventuali differenze dovute alla stanchezza. In seguito, le prove sono state effettuate nuovamente dopo un mese con le stesse modalità, per verificare eventuali miglioramenti dovuti all'allenamento costante sostenuto.

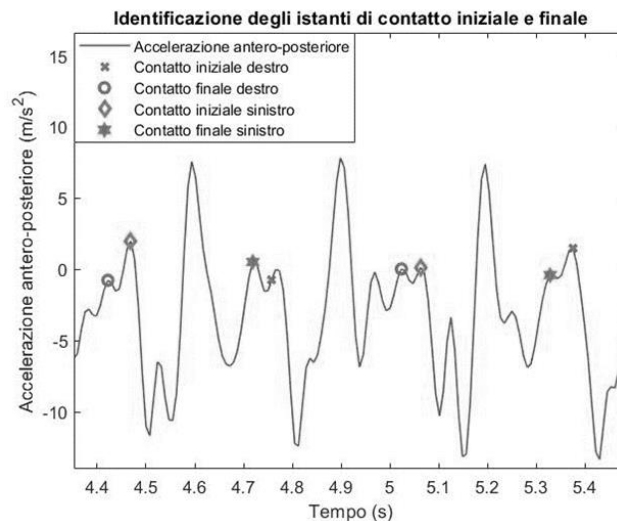
Per raccogliere i dati sono state utilizzate due diverse tipologie di sensori inerziali: il sensore *OPAL* e il sensore *G-WALK*. Per verificare se i dati estratti dai due diversi sensori fossero confrontabili sono state effettuate delle prove di validazione legando entrambi i sensori ad uno stesso oggetto rigido, prima in movimento oscillatorio in mano ad un soggetto fisso, poi fermo in mano al soggetto in movimento.

Da questo confronto si è concluso che, utilizzando lo stesso algoritmo sui dati ricavati dai due diversi sensori, è possibile utilizzare i due sensori indifferentemente. Infatti, escludendo la prima prova di confronto effettuata, inconclusiva a causa del posizionamento errato dei sensori, con la seconda prova si sono ottenuti andamenti molto simili e valori di scarto quadratico medio bassi.

In seguito, le prove si sono svolte seguendo un preciso protocollo: i soggetti, dopo aver effettuato un salto in alto statico e un salto in alto con contromovimento, hanno percorso un tragitto predefinito lungo 130 m.

In seguito, è stato elaborato il segnale relativo all'accelerazione nelle tre direzioni sia per la corsa che per il salto.

Per la corsa, l'algoritmo sviluppato ha consentito in primo luogo l'identificazione degli istanti di contatto iniziale e finale del piede al terreno. Gli istanti di contatto iniziale sono stati identificati come i picchi positivi dell'accelerazione antero-posteriore immediatamente precedenti ad un picco negativo, mentre gli istanti di contatto finale sono stati identificati come il punto in cui l'accelerazione verticale discendente raggiunge il valore dell'accelerazione gravitazionale.



L'identificazione di questi eventi ha consentito di ricavare i parametri spazio-temporali d'interesse, cioè il tempo del passo semplice, il tempo di volo e il tempo di appoggio. Le distribuzioni ottenute per questi parametri sono state confrontate fra le diverse situazioni di corsa per studiarne l'andamento nel tempo.

Sono in seguito stati calcolati gli altri parametri di interesse, elencati di seguito:

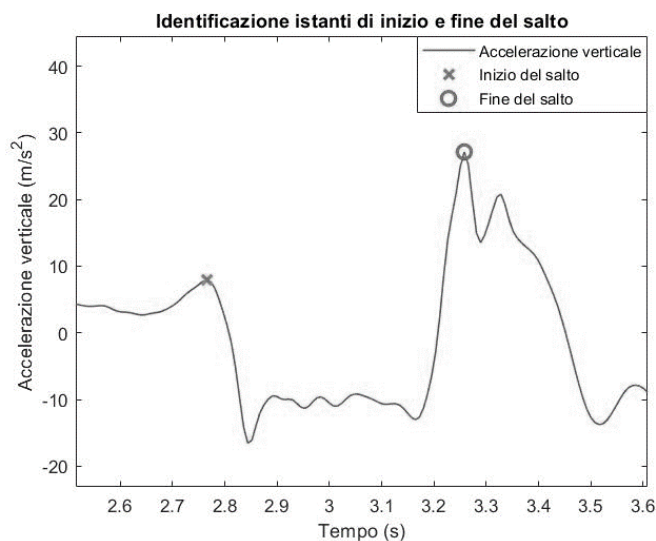
- La percentuale di tragitto effettuata in corsa.
- L'indice di asimmetria, calcolato sia per il tempo del passo semplice che per il tempo di appoggio.
- La variabilità in ampiezza dell'accelerazione, della velocità e dello spostamento. Questa variabilità rappresenta la variabilità presente tra i singoli passi di un soggetto. I grafici di velocità e spostamento sono stati ottenuti a partire dal grafico dell'accelerazione per integrazioni successive con correzione manuale della deriva.
- Il rapporto armonico. Questo parametro è stato ricavato dalla trasformata di Fourier del segnale ed è stato calcolato per tutte e tre le direzioni.

- L'entropia approssimativa.

Gli ultimi due parametri calcolati, da letteratura, forniscono una stima rispettivamente della simmetria e della regolarità di un segnale. Poiché non sono mai stati utilizzati in precedenza in uno studio della corsa ma esclusivamente per il cammino, è stata svolta una validazione. Sono state quindi effettuate delle prove di corsa su un soggetto normodotato applicando un peso crescente alla caviglia destra, in modo tale da controllare la variazione della simmetria del segnale, e si è studiato l'andamento dei due parametri per deciderne l'utilizzabilità nello studio.

Effettuando tali prove, è stato possibile validare la procedura di calcolo del rapporto armonico per la corsa come una misura della simmetria del passo, ma non quella dell'entropia approssimativa. Infatti, i test statistici condotti (soglia di significatività $p=0.05$) hanno evidenziato differenze significative in tutte e tre le direzioni per le distribuzioni dei valori del rapporto armonico, riscontrando una diminuzione significativa del valore di questo parametro all'aumentare del peso applicato, che corrisponde ad un aumento dell'asimmetria del passo. Un andamento meno regolare è stato visto, invece, per le distribuzioni dell'entropia approssimativa, in cui le differenze tra le tre situazioni di carico non sono sempre significative e in un caso, in direzione medio-laterale tra la situazione senza carico e quella con il peso di un chilogrammo applicato, è presente una differenza significativa in verso opposto a quello atteso: i valori diminuiscono all'aumentare del peso. Si è deciso quindi di considerare, come indicatore della simmetria della corsa per le prove di questo studio, solo il parametro del rapporto armonico e di escludere quello dell'entropia approssimativa.

Per quanto riguarda l'analisi dei salti, studiando il segnale di accelerazione in direzione verticale sono stati identificati l'inizio e la fine di ciascun salto. Per fare ciò, sono stati considerati i picchi positivi posti rispettivamente prima e dopo la fase di volo, caratterizzata nel segnale da un'accelerazione verticale circa costante e pari al valore dell'accelerazione gravitazionale.



A partire dagli istanti così identificati, è stata calcolata la durata di ciascun salto. Le durate dei salti sono poi state confrontate nelle diverse situazioni, tenendo conto del fatto che, in un salto in alto, l'altezza raggiunta è proporzionale in modo quadratico alla sua durata secondo la relazione $\Delta y = \frac{1}{2}g \cdot t^2$, in cui Δy è l'innalzamento, t è il tempo necessario a raggiungere il punto massimo della traiettoria (pari alla metà del tempo di volo) e g è l'accelerazione gravitazionale.

Per quanto riguarda le prove di corsa, è stata effettuata un'analisi statistica intersoggettiva su tutti i soggetti dello studio per verificare se ci fossero andamenti riconoscibili nei parametri analizzati, spiegabili con quanto noto dalla teoria. Tuttavia, visti i risultati non sempre significativi e giustificabili ottenuti, si è deciso di procedere anche ad un'analisi statistica intrasoggettiva, per evidenziare eventuali comportamenti anomali nel singolo soggetto e provare a darne una spiegazione.

Dai test statistici effettuati è stato riscontrato, per la maggior parte dei soggetti e dopo entrambi gli allenamenti considerati, un aumento del tempo di appoggio e, di conseguenza, una diminuzione della velocità, probabilmente a causa della stanchezza accumulata. Inoltre, è stata evidenziata una diminuzione nell'affaticamento dopo un mese di esercizio; infatti, nella maggior parte dei casi, il rallentamento è stato meno marcato durante la seconda prova analizzata. Tale miglioramento nella resistenza alla fatica, dopo un mese di allenamento, è confermato dall'analisi intersoggettiva svolta.

Il fatto che la velocità di alcuni soggetti fosse maggiore alla fine della sessione di prova è stato spiegato considerando il tempo di riposo che, per loro, è intercorso tra la fine dell'allenamento e l'inizio della prova di corsa. Infatti, avendo a disposizione un numero limitato di sensori, alcuni soggetti dovevano aspettare che altri terminassero la prova. Un'altra ipotesi è che questa accelerazione fosse causata dall'alternarsi, per alcuni soggetti, di tratti in cammino a tratti in corsa.

L'andamento della variabilità dell'accelerazione è stato riscontrato, nella maggior parte dei casi, in linea con quello della velocità del soggetto: più l'andatura della corsa è veloce, maggiore è la variabilità dell'accelerazione. Per quanto riguarda la variabilità della velocità e dello spostamento, è stata riscontrata una maggiore casualità negli andamenti, dovuta probabilmente ad errori di integrazione. Anche per il parametro dell'oscillazione verticale non è stato trovato un andamento che rispecchiasse quello della velocità, sempre a causa di possibili errori nella doppia integrazione effettuata.

In accordo con la premessa fatta di utilizzare il rapporto armonico come parametro che indicasse la simmetria della corsa, è stato notato come, nella maggior parte dei casi, questo parametro variava coerentemente con l'indice di asimmetria. Studiando l'andamento del parametro, a distanza di un mese, non si è riscontrato un miglioramento nella simmetria della corsa.

Anche per le prove di salto è stata effettuata un'analisi statistica, non trovando nessuna differenza significativa tra la durata dei salti analizzati all'inizio e alla fine del periodo di allenamento considerato. Tale assenza di significatività può essere dovuta alla

difficoltà nel far comprendere ad alcuni dei soggetti le diverse modalità di salto (e quindi alla variabilità dell'esecuzione), al basso numero di salti analizzati, e ad un'effettiva mancanza di effetti positivi sulla durata e sull'altezza dei salti di un solo mese di allenamento nella corsa.

Per migliorare lo studio e ottenere risultati più attendibili e completi si dovrebbe aumentare la numerosità dei soggetti presi in esame e considerare un gruppo più omogeneo dal punto di vista della disabilità. Inoltre, si dovrebbe fare in modo di effettuare le prove di questo studio subito dopo la fine degli allenamenti considerati, per non lasciare il tempo ai soggetti di riposare. Per fare ciò servirebbe un numero di sensori maggiore oppure scaglionare la partenza e l'arrivo dei soggetti.

Altri accorgimenti da prendere per ridurre alcuni errori sperimentali sono: legare le cinture dei sensori a contatto con la vita dei soggetti e non sopra diversi strati di vestiti; far correre i soggetti individualmente per non influenzare la velocità della corsa; dedicare più tempo alle spiegazioni su come effettuare le due modalità di salto e verificare l'apprendimento con dei salti di prova.

Inoltre, allungare il tempo di monitoraggio permetterebbe di evidenziare meglio eventuali cambiamenti significativi nell'abilità motoria dei soggetti, di svolgere prove ulteriori e di ottenere un numero maggiore di dati su ciascun soggetto.

Le prove di questo studio sono state svolte durante l'emergenza sanitaria per il coronavirus SARS-CoV-2. Si sottolinea che non tutti i soggetti sono riusciti ad allenarsi con continuità nel corso del mese preso in esame e questo potrebbe aver portato a problematiche nell'analisi dei risultati.

Abstract

Movement analysis is a scientific discipline with the aim of collecting information on the biomechanics of the musculoskeletal system during a motor act. In the clinical and sport fields, this discipline can be applied to commonly performed acts, such as running and walking, in order to highlight the presence of motor deficits in an individual. This can be particularly useful for people with specific kinds of frailties, both motor and intellectual. In fact, people with intellectual disabilities can find certain common tasks more difficult and less immediate than non-disabled people do, and movement analysis can be effectively used to correct any execution errors that could lead to injuries. Nevertheless, studies on these subjects are few, due especially to the difficulty of these individuals in understanding the assigned tasks.

This study started with the development of an algorithm in the *Matlab* environment, with the aim of extracting the main parameters of running and jumping from inertial sensors worn on the waist through dedicated belts. Then, the developed algorithm was applied to data collected on a group of individuals suffering from various types of intellectual disabilities. The study subjects were selected thanks to the collaboration of the *PlayMore* sports centre, where they practice running weekly. The tests were performed on their usual practice day, both before training and afterwards, in order to take into account any possible differences due to fatigue. Then, tests were performed with the same procedure after a month, in order to check if a constant practice could lead to any improvement.

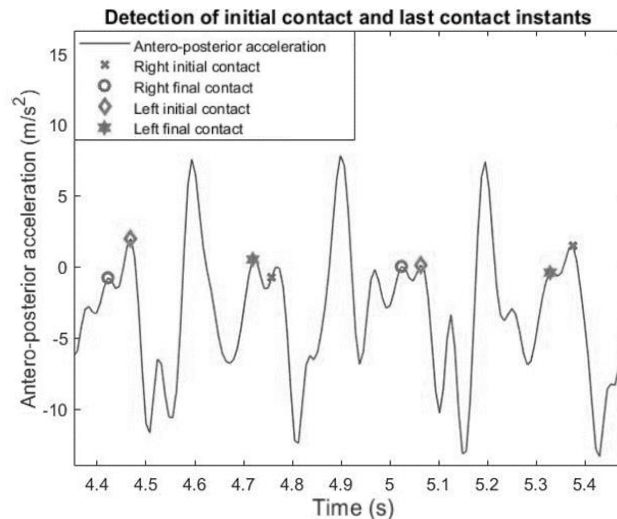
In order to collect data, two different inertial sensors were used: the *OPAL* sensor and the *G-WALK* sensor. To assess if the data extracted from the two kind of sensors were comparable, validation tests were performed by fixing both sensors to a same rigid object; the object was initially moved in an oscillatory motion and then held still in the hands of a walking subject.

This comparison leads to say that, using the same algorithm on the extracted data, the two sensors can be used indifferently. In fact, excluding the first performed test, which was inconclusive due to the incorrect positioning of the sensors, very similar trends and low standard deviation values were obtained using the second test.

Afterwards, tests were performed following a specific protocol: the subjects, after performing a static jump and a counter-movement jump, had to run along a 130-meter-long predetermined route.

Subsequently, the acceleration signals in all directions were processed, both for running and jumping.

The algorithm developed to analyse the running signal allowed as a first thing to detect the initial contact and last contact instants of the foot on the ground. The initial contact instants were identified as the antero-posterior acceleration's positive peaks located just before a negative peak, while the last contact instants were identified as the instants when the descending vertical acceleration reaches the value of gravitational acceleration.



The detection of these events allowed to derive the spatiotemporal parameters of interest, namely the step time, the swing time, and the stance time. The distributions obtained for these parameters were then compared among the different running situations to study their trend over time.

Then, other parameters of interest were computed, as listed below:

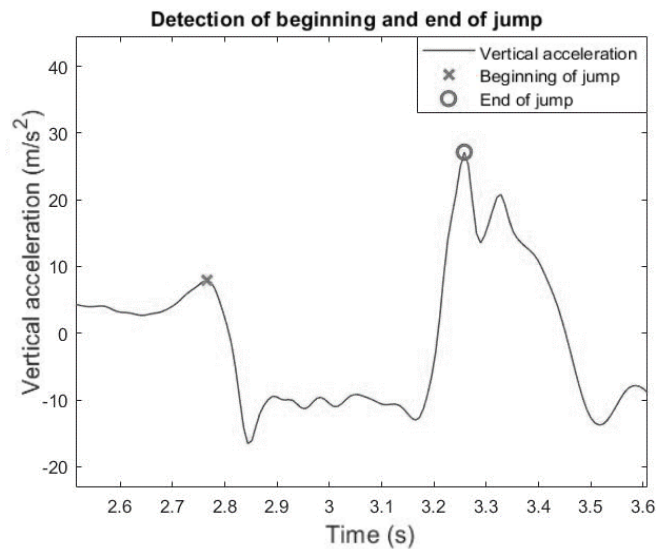
- The percentage of the route performed while running.
- The asymmetry index, computed for both the step time and the stance time.
- The amplitude variability of the acceleration, the velocity, and the displacement. These parameters provide the variability among the individual steps of a same subject. The velocity and displacement signals were obtained from subsequent integrations of the acceleration signal with manual correction of the drift.
- The Harmonic Ratio. This parameter was obtained from the Fourier transform and it was computed for all three directions.
- The Approximate Entropy.

The last two computed parameters, according to literature, provide an estimate of the symmetry and regularity of a signal. Since they were never previously applied to running gait, but only to walking gait, they needed validation. Tests were thus performed by applying increasingly heavier weights to the right ankle, in order to control the variation

of the symmetry of the signal; the trend of the two parameters was then studied in order to assess whether or not they could be used in this study.

By carrying out these tests, the procedure for the calculation of the harmonic ratio for running gait was validated as a measure of the symmetry of the step; contrariwise for the approximate entropy. In fact, the statistical tests performed (significance threshold $p=0.05$) showed significant differences in all three directions for the distributions of the harmonic ratio values, highlighting a significant decrease in the value of this parameter as the applied load increases, which corresponds to an increase in the asymmetry of the step. On the contrary, the approximate entropy distributions had a less regular trend, in fact the differences between the three load situations are not always significant. Moreover, in one case, while comparing the unloaded situation and the situation with a one-kilogram weight applied for the medio-lateral direction, there is a significant difference in the opposite direction of what expected: the values decrease as the load increases. Therefore, only the harmonic ratio was considered as an indicator of the symmetry of the running gait for the tests of this study, and the approximate entropy was ignored.

For the jump analysis, the beginning and the end of each jump were identified on the vertical acceleration signal. In order to do so, the positive peaks respectively before and after the swing phase were considered. The swing phase is characterized, in the signal, by a vertical acceleration approximately constant and equal to the value of gravitational acceleration.



From the thus identified instants, the length of each jump was obtained. The jump lengths were then compared among the different situations, taking into account the fact that, in a high jump, the reached height is proportional to the time length squared, following the relationship $\Delta y = \frac{1}{2}g \cdot t^2$, where Δy is the elevation, t is the time necessary to reach the highest point of the trajectory (which is equal to half of the flight time) and g is the gravitational acceleration.

For the running tests, an intersubjective statistical analysis was carried out on all the subjects of the study to check if there were any recognizable trends in the analysed parameters which could be explained in light of the literature search. However, the results obtained were not always significant and justifiable, therefore an intrasubjective statistical analysis was performed to highlight any unusual behaviour in a single subject and try to give an explanation.

From the statistical tests performed it was found that, for most of the subjects and after both the considered training sessions, the stance time increases and, consequently, the speed decreases, probably due to accumulated fatigue. In addition, a decrease in fatigue was highlighted after one month of exercise; in fact, in most of the cases, the slowdown was less marked during the second test performed. This improvement in fatigue resistance, after one month of training, is confirmed by the intersubjective analysis.

The reason why some subjects' velocity was higher after the training session can be explained by considering the resting time that, for them, elapsed between the end of the training session and the start of the running test, due to the limited number of available sensors. Another hypothesis could be that this acceleration was caused, for some subjects, by the alternation of walking and running.

The trend of the amplitude variability of the acceleration was, in most cases, in line with the trend of the subject's speed: the faster is the running, the greater is the variability of the acceleration. On the contrary, the amplitude variability of speed and displacement showed more random trends, probably due to integration errors. The vertical oscillation parameter also didn't show a trend in line with the speed variation, always due to possible errors in the double integration performed.

It was found that, in most of the cases, the harmonic ratio varied consistently with the asymmetry index, in accordance with the assumption made of using this parameter as an index of the symmetry of the running gait. Studying the trend of this parameter, it was found that after one month there was no improvement in the symmetry of the running gait.

A statistical analysis was carried out also for the jump tests, but no significant difference was found between the duration of the analysed jumps. This lack of significance may be due to the difficulty in understanding, for some subjects, the difference between the two jumps considered. Other problems could be the low number of jumps analysed and an actual lack of positive effects on the jump's duration and elevation after only one month of running training.

To improve the study and to obtain more reliable results, the number of subjects examined should be increased and a group with more homogeneous disabilities should be considered. In addition, the tests should be carried out immediately after the end of the training session, in such a way as to not allow the subject to rest. In order to do this, a greater number of sensors would be needed, or the start and the end of the subjects training sessions should be staggered.

Other tips to reduce experimental errors could be: tie the sensor belts tighter directly on the waist of the subjects and not over several layers of clothing; the subjects should run individually so as not to influence the speed of the running gait; more time should be spent to explain how to perform the two different kinds of jump and the comprehension should be verified with some preliminary jump tests.

Furthermore, extending the monitoring time would allow to better highlight any significant changes in the subjects' motor ability, to carry out further tests and to obtain more data on each subject.

The tests of this study were carried out during the health emergency caused by the COVID-19 pandemic. For this reason, not all subjects were able to train continuously during the month under examination and this could have led to problems in the analysis of the results.

1 Introduzione

1.1 Obiettivo dello studio

Questo studio è stato effettuato in collaborazione con l'ortopedia *Orthesys* e con *PlayMore*, un'organizzazione sportiva non profit attiva sul territorio di Milano. L'obiettivo è quello di determinare, tramite sensori inerziali indossabili e un algoritmo sviluppato in ambiente *Matlab*, le caratteristiche della corsa e del salto nei ragazzi con disabilità intellettiva che ogni settimana si allenano nella corsa presso l'associazione, e confrontarle a distanza di un mese per individuare eventuali miglioramenti nell'esecuzione dell'attività motoria grazie all'allenamento sostenuto. Si è cercato quindi di monitorare nel tempo l'abilità motoria dei soggetti anche per individuare eventuali modalità di esecuzione scorrette, che potrebbero comportare rischi di danno al sistema muscoloscheletrico. Lo studio, inoltre, potrebbe essere utile per impostare modalità e tecniche di allenamento più efficaci e personalizzate per ciascun soggetto, al fine di migliorarne le criticità nell'esecuzione dei movimenti della corsa.

1.2 L'analisi del movimento umano

L'analisi del movimento è una disciplina scientifica finalizzata alla raccolta di informazioni riguardo alla biomeccanica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di un atto motorio. Tali informazioni riguardano il movimento del centro di massa, la cinematica articolare, i carichi trasmessi ai vari segmenti corporei, le forze scambiate con l'esterno e le variazioni di energia e lavoro muscolare [1]. I fini di questa raccolta sono il miglioramento della prestazione motoria in ambito sportivo e, in ambito medico, una più approfondita conoscenza della fisiologia umana per migliorare la capacità di riconoscere e trattare infortuni. Inoltre, l'analisi del movimento può aiutare ad evidenziare eventuali errori di esecuzione, simmetria o postura che, ripetuti nel tempo, potrebbero portare a danni al sistema muscolo-scheletrico; la capacità, in ambito sportivo, di prevedere quali atleti potrebbero andare incontro ad infortunio ed agire quindi con fine di prevenzione è infatti importante tanto quanto la riabilitazione [2].

La biomeccanica è una disciplina che si occupa dello studio della meccanica dei sistemi biologici e degli effetti sul movimento e sulla struttura corporea delle forze interne ed esterne a cui i sistemi biologici sono sottoposti. Il movimento umano è infatti un risultato di fattori sia esterni, come la forza di gravità o le forze di reazione del terreno, che interni,

come la forza generata dai muscoli e l'interazione meccanica fra ossa, muscoli, legamenti e articolazioni. Si tratta di un sistema altamente coordinato, e ogni lesione o errore nell'esecuzione di un movimento porta ad un cambiamento dell'interazione meccanica che può causare degradazione e instabilità [3]. Comprendere nel dettaglio il funzionamento del corpo umano è un compito estremamente difficile proprio a causa della sua estrema complessità. Ogni segmento corporeo presenta diverse unità muscolo-tendinee, e non è semplice determinare quali unità sono coinvolte nell'esecuzione di un movimento[4][5].

È fondamentale, nell'analisi del movimento umano, lo studio della cinematica, cioè delle proprietà del movimento (spostamenti, velocità, accelerazioni) indipendentemente dalle sue cause, di cui si occupa, invece, la dinamica. È possibile studiare la cinematica del corpo umano considerando lo spostamento nello spazio del suo centro di massa, oppure studiando la cinematica articolare, ossia il movimento relativo fra ossa adiacenti [6].

Negli anni, sono state sviluppate diverse tecniche per l'analisi della cinematica del movimento.

1.2.1 Strumenti di misura

La durata di un certo atto motorio è un parametro molto importante ai fini della valutazione funzionale del movimento. Il metodo più immediato per registrare la durata di un movimento è il **cronometro**. Come tutti i sistemi di misurazione del tempo, esso si basa sul conteggio di eventi periodici che si verificano in un intervallo di tempo definito da inizio e fine di un fenomeno. Tuttavia, la gestione diretta dei comandi da parte di un operatore porta ad errori di non facile e sicura quantificazione, dovuti al tempo di reazione umano. L'uso di dispositivi elettrici, per esempio le **fotocellule**, in grado di attivare tali comandi, riduce tali errori e migliora la ripetibilità della misura. Questi sistemi vanno posizionati con attenzione all'altezza del segmento corporeo di interesse per ridurre eventuali errori dovuti all'interruzione del raggio luminoso delle fotocellule da parte di altri segmenti corporei non di interesse. Questi errori saranno tanto più significativi quanto più ridotta è la distanza che separa le due fotocellule di inizio e fine percorso [6].

1.2.2 Sistemi ottici

Per poter procedere ad un'analisi cinematica completa del movimento non è però sufficiente registrarne il tempo, ma è necessario conoscere anche lo spostamento. I sistemi più utilizzati per registrare l'evoluzione nel tempo della posizione di segmenti corporei sono i metodi ottici, ovvero quei metodi che prevedono il campionamento di immagini ad intervalli costanti. La maggior parte dei movimenti umani può essere studiata con l'acquisizione di 50-100 fotogrammi al secondo.

Per poter studiare lo spostamento nel tempo di un corpo attraverso metodi ottici è necessario prima di tutto procedere all'individuazione dei punti di repere anatomici, cioè particolari punti del corpo umano presi come riferimento. Ciò può essere fatto in diversi modi a seconda del metodo ottico utilizzato.

Se si procede con **metodi cinematografici**, ovvero con il semplice utilizzo di una telecamera con frequenze di acquisizione adeguate, sarà necessario effettuare un riconoscimento individuando manualmente i punti di repere su ogni fotogramma [7].

Un altro metodo, che rappresenta la soluzione tecnologica più diffusa per la stima del movimento umano, è costituito dai **sistemi optoelettronici** (Figura 1.1) [8][9]. Questi sistemi utilizzano telecamere che lavorano nella gamma del visibile o dell'infrarosso e garantiscono un'accuratezza elevata, nonostante forniscano solo una stima e non una misura diretta delle variabili cinematiche. Per individuare i punti di repere anatomici questi sistemi sfruttano caratteristiche geometriche (punti, linee, aree) localizzate da marcatori sulla superficie corporea del soggetto, e ne riconoscono la posizione. Questo metodo consente l'automazione dell'operazione di rilevamento della posizione dei marcatori, le cui immagini, acquisite da più telecamere, sono ricostruite in tre dimensioni. In questo modo si riducono anche i tempi di elaborazione del riconoscimento manuale.

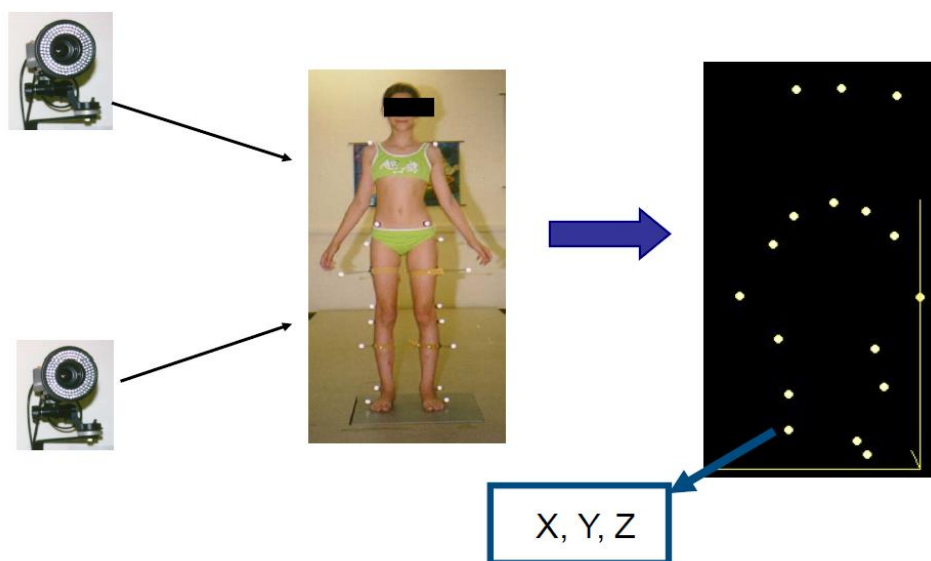


Figura 1.1: Schematizzazione di un sistema optoelettronico. Sul soggetto sono evidenziati in giallo i marcatori. La presenza di più telecamere consente un'acquisizione tridimensionale [6]

I marcatori possono essere attivi o passivi. I marcatori attivi emettono un segnale luminoso in sequenza, che viene individuato da particolari telecamere. Tramite questa sequenza di illuminazione forniscono una corrispondenza tra marcatore e segmento corporeo, consentendo un'etichettatura automatica dei punti di repere acquisendo di volta in volta il segnale di un singolo marcatore. Tuttavia, questi marcatori devono essere alimentati e necessitano quindi di cavi che possono ostacolare il movimento.

I più utilizzati in ambito clinico sono invece i marcatori passivi. Questi sono costituiti da materiali catarifrangenti che, colpiti da un fascio di luce incidente, la riflettono in grande percentuale nella stessa direzione da cui l'hanno ricevuta. La luce riflessa, infatti, viene registrata da telecamere coassiali [6].

1.2.3 Sensori inerziali

Benché i sistemi optoelettronici rappresentino lo standard per quanto riguarda l'analisi del movimento umano, essi necessitano di un ambiente di lavoro, ospedaliero o laboratoriale, attrezzato per poter svolgere le analisi. Per diverse attività sportive, che richiedono un ambiente di grandi dimensioni, ciò non è tuttavia possibile; inoltre, anche in ambito medico è essenziale poter acquisire informazioni riguardo all'attività motoria di un soggetto in ambiente esterno, in quanto il comportamento di un soggetto in laboratorio potrebbe non corrispondere al comportamento del soggetto nella sua quotidianità.

Per questo motivo assumono importanza i sensori inerziali indossabili. I sensori inerziali sono dispositivi in grado di misurare le variabili cinematiche del movimento di un oggetto o un segmento corporeo a cui sono fissati e permettono quindi di acquisire dati all'esterno di un laboratorio. I sensori inerziali sono principalmente di tre tipi: accelerometri, giroscopi e magnetometri.

Gli **accelerometri**, come suggerisce il nome, sono dei sensori che misurano l'accelerazione lineare del corpo a cui sono fissati, e sono i sensori inerziali più utilizzati nell'analisi del movimento [10]. Questi sensori utilizzano trasduttori di forza, cioè trasformano la forza in una grandezza elettrica; l'accelerazione viene quindi calcolata misurando la forza agente su una massa nota presente all'interno del sensore.

Ci sono diversi tipi di accelerometri, che si suddividono in base al loro funzionamento. I più utilizzati sono:

- **Accelerometri estensimetrici**, che misurano la forza agente sulla massa tramite l'utilizzo di estensimetri a trazione che variano la loro lunghezza se sottoposti ad una forza.
- **Accelerometri piezoelettrici**, che misurano la forza tramite trasduttori di forza piezoelettrici, che generano una differenza di potenziale quando sottoposti ad una deformazione meccanica.
- **Accelerometri induttivi**, che misurano la forza tramite la presenza di bobine in grado di rilevare lo spostamento della massa ferromagnetica.

Tutti questi accelerometri misurano l'accelerazione totale, quindi è necessario eliminare in seguito l'accelerazione gravitazionale [6].

Gli accelerometri possono essere mono-assiali, bi-assiali o tri-assiali in base al numero di assi su cui viene rilevata l'accelerazione. Quelli utilizzati in analisi del movimento

sono generalmente accelerometri tri-assiali, ottenuti tramite l'assemblaggio di tre accelerometri mono-assiali.

Dal segnale dell'accelerazione, tramite integrazioni successive, è possibile risalire alla velocità e alla posizione. Tuttavia, la presenza di errori di integrazione che si accumulano nel tempo porta ad un andamento non reale nei grafici della velocità e dello spostamento. È quindi necessario effettuare delle correzioni ai valori di velocità e spostamento. Queste sono possibili solo su brevi tratti e sotto l'ipotesi non vera che l'errore sia costante nel tempo [11][12]. Per questi motivi l'utilizzo degli accelerometri per calcolare velocità e spostamenti non dà risultati precisi (Figura 1.2).

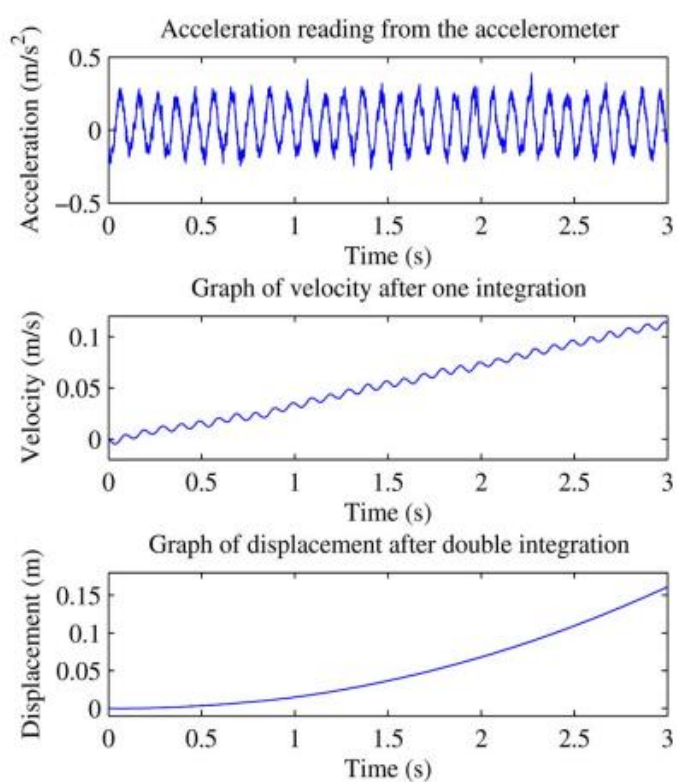


Figura 1.2: Esempi di errori nella velocità e nello spostamento che si ottengono integrando il segnale di un accelerometro. In alto, segnale dell'accelerazione in caso di movimento sinusoidale costante. In mezzo, segnale della velocità ottenuto integrando l'accelerazione, in cui è visibile una deriva verso l'alto. In basso, segnale dello spostamento ottenuto integrando la velocità, in cui è possibile vedere un andamento parabolico causato dall'integrazione della deriva della velocità [12]

Il **giroscopio** è il secondo tipo di sensore più usato in analisi del movimento, anche se molto meno impiegato rispetto all'accelerometro [10]. I giroscopi permettono di misurare la velocità angolare dei segmenti corporei a cui sono fissati. Come per l'accelerometro, ne esistono di diversi tipi: i più utilizzati sono i giroscopi ottici, i giroscopi meccanici o i giroscopi micro-elettronici (MEMS, *Micro-ElectroMechanical*

System). I giroscopi meccanici e ottici sono quelli più usati tradizionalmente per applicazioni in ambito aeronautico e di navigazione, ma sono troppo ingombranti per poter essere utilizzati nell'analisi del movimento. In questo ambito vengono invece usati i giroscopi MEMS a massa vibrante, che sono piccoli ed economici.

Questi tipi di giroscopi sfruttano il principio della forza di Coriolis, una forza apparente che causa una deviazione ad un oggetto in moto rotatorio se osservato da un sistema di riferimento solidale alla rotazione. Nei giroscopi è presente una massa a cui è imposto un movimento rotatorio di tipo vibrante; questa massa, in presenza di una velocità angolare perpendicolare al piano di rotazione, devia dal proprio piano di vibrazione sotto effetto di una forza di Coriolis, e la deviazione è proporzionale alla velocità angolare applicata [13].

Come gli accelerometri, i giroscopi possono essere mono-assiali, bi-assiali o tri-assiali. Questi ultimi si ottengono come combinazione di due o tre giroscopi mono-assiali.

I **magnetometri** sono usati molto di meno in analisi del movimento rispetto agli accelerometri e ai giroscopi, ma vi sono comunque esempi del loro utilizzo [10]. I magnetometri sono strumenti che misurano l'orientamento del campo magnetico terrestre grazie al fenomeno di induzione elettromagnetica in una bobina. Perché funzionino correttamente è però necessario essere lontani da materiali ferromagnetici e apparecchiature elettroniche.

La combinazione di accelerometri, giroscopi e magnetometri è alla base delle Unità di Misurazione Inerziale, dette IMU (*Inertial Measurement Unit*) (Figura 1.3), spesso utilizzate nell'analisi del movimento proprio grazie alla loro capacità di restituire dati integrati di più sensori diversi.

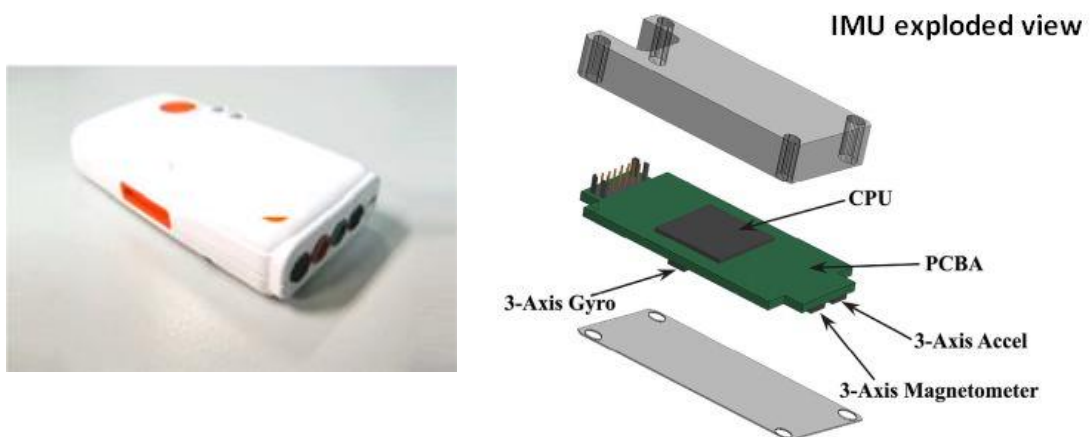


Figura 1.3: A sinistra, esempio di IMU indossabile [6]. A destra, schematizzazione dell'interno di una IMU (immagine tratta dal sito www.microcontrollertips.com)

1.3 Il cammino

L'analisi del cammino è una delle tipologie più diffuse di analisi del movimento.

Camminare è un'attività fondamentale nella vita di tutti i giorni, ed allo stesso tempo molto complessa, in quanto coinvolge diversi livelli del sistema nervoso, muscolo-scheletrico e cardio-respiratorio. Inoltre, il cammino di una persona è fortemente influenzato da diversi fattori, come l'età, l'umore, la personalità e gli obiettivi, oltre che da diverse patologie agenti su uno qualsiasi dei sistemi coinvolti. Lo studio della deambulazione risulta quindi fondamentale per avere un riscontro sul controllo cognitivo ed esecutivo di un individuo, e prevenire in questo modo cadute e lesioni di varia natura che possono avere un impatto negativo sulla qualità di vita dell'individuo, limitandone l'indipendenza personale [14].

1.3.1 Le fasi del cammino

Qualunque sia la strumentazione usata, il primo passo per l'analisi del cammino è l'identificazione degli istanti di contatto iniziale e finale del piede con il terreno. Identificare questi istanti temporali è necessario per segmentare il cammino nelle sue diverse fasi.

Il ciclo del passo (Figura 1.4) si divide in [15]:

- **Fase di appoggio**, in cui il piede è a contatto con il terreno. Questa fase si può a sua volta dividere in cinque sottofasi:
 - **La fase di contatto iniziale**. Questa fase dura dal contatto iniziale, che, in condizioni fisiologiche, avviene sempre con il tallone, fino a che il piede non è interamente a contatto con il terreno. In questa fase il piede controlaterale è ancora a contatto con il terreno, e ci si trova perciò in una situazione di doppio appoggio.
 - **La risposta al carico**, o *loading response*, inizia nell'istante in cui l'intera pianta del piede è a contatto con il terreno e avviene in corrispondenza di una flessione del ginocchio che serve ad assorbire l'urto. Con questa fase termina il doppio appoggio.
 - **Il pieno appoggio**, o *mid-stance*, si verifica all'inizio della situazione di appoggio singolo; in questa fase il piede rimane piatto sul terreno e il ginocchio comincia ad estendersi in vista della successiva propulsione.
 - **L'appoggio finale**, o *terminal stance*, in cui il tallone comincia a sollevarsi dal terreno.
 - **La fase di pre-oscillazione**, o *pre-swing*, che precede la fase di volo. In questa fase la punta del piede comincia a staccarsi dal terreno e allo stesso tempo avviene il contatto iniziale del piede controlaterale, riportando la

situazione ad una fase di doppio appoggio. La fase di appoggio termina in seguito con il contatto finale.

- **Fase di volo.** Questa fase inizia circa al 60% del ciclo del passo e si suddivide a sua volta in tre sottofasi:
 - **Oscillazione iniziale**, o *initial swing*. Questa fase va dal contatto finale fino al momento di massima estensione del ginocchio.
 - **Piena oscillazione**, o *mid-swing*. Questa fase va dal momento di massima estensione del ginocchio fino all'istante in cui la tibia è perpendicolare al terreno.
 - **Oscillazione finale**, o *terminal swing*. Questa fase va dall'istante in cui la tibia è verticale al terreno fino al contatto iniziale del piede al terreno.

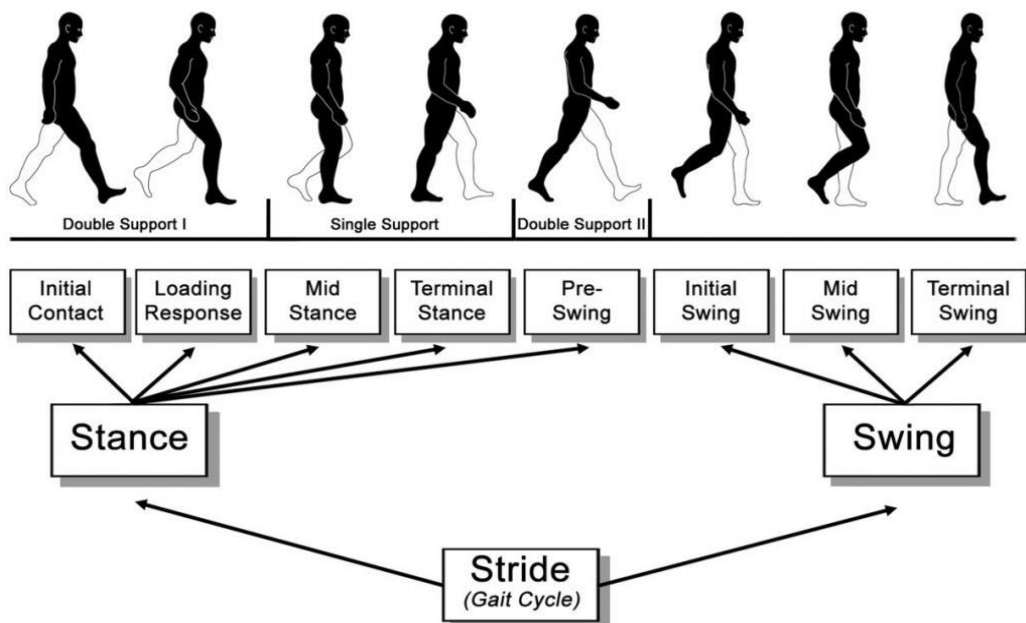


Figura 1.4: Fasi del ciclo del passo. Il passo (*Stride*) si divide in appoggio (*Stance*) e volo (*Swing*). L'appoggio a sua volta si divide in contatto iniziale (*Initial Contact*), risposta al carico (*Loading Response*), pieno appoggio (*Mid Stance*), appoggio finale (*Terminal Stance*) e pre-oscillazione (*Pre-Swing*). Il contatto iniziale e la risposta al carico fanno parte della prima fase di doppio appoggio (*Double Support I*), il pieno appoggio e l'appoggio finale fanno parte della fase di supporto singolo (*Single Support*) e la fase di pre-oscillazione coincide con la seconda fase di doppio appoggio (*Double Support II*). La fase di volo si divide in oscillazione iniziale (*Initial Swing*), piena oscillazione (*Mid Swing*), e oscillazione finale (*Terminal Swing*) [15]

1.3.2 La biomeccanica del cammino

Per capire i movimenti del centro di massa durante la deambulazione, un modello utile è il modello del pendolo inverso (Figura 1.5)[16]. In tale modello, la gamba è semplificata come un segmento rigido rettilineo, che connette il centro di pressione (ovvero il punto in cui si concentra la pressione esercitata dal piede sul terreno) al centro di massa del corpo, e il corpo è rappresentato come una massa puntiforme posizionata nel centro di massa. Il movimento che la gamba effettua durante la fase di appoggio può essere quindi

assimilato al movimento di un pendolo visto al contrario. Tramite questo modello si può constatare che in pieno appoggio la velocità del centro di massa è minima e l'altezza massima; poiché l'energia cinetica è proporzionale al quadrato della velocità e l'energia potenziale gravitazionale è proporzionale all'altezza del centro di massa, ne consegue che le due tipologie di energia sono sfasate di 180° l'una rispetto all'altra (Figura 1.6).

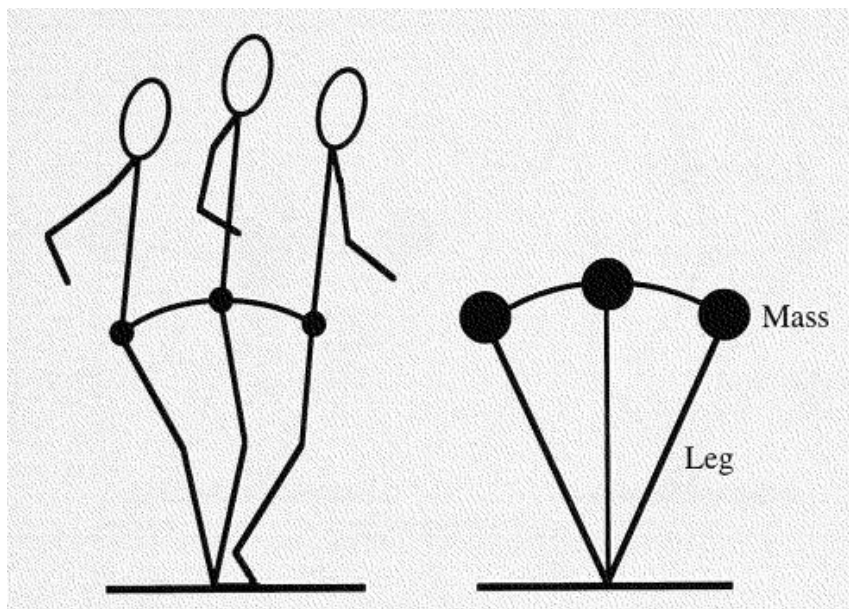


Figura 1.5: Modello del pendolo inverso per il cammino. Sono rappresentati gli istanti di contatto iniziale, appoggio intermedio e contatto finale [4]

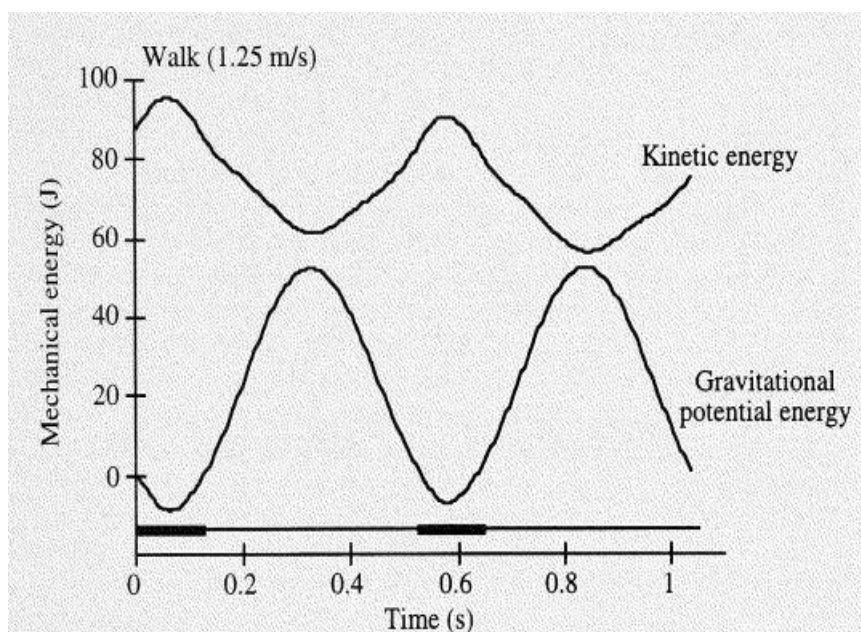


Figura 1.6: Andamento fuori fase dell'energia cinetica e dell'energia potenziale gravitazionale nel cammino. Sull'asse dei tempi sono evidenziate le due fasi di doppio appoggio. L'energia cinetica (sopra) raggiunge il suo minimo durante la fase di appoggio intermedia, mentre l'energia potenziale gravitazionale (sotto) raggiunge il suo massimo nello stesso punto [4]

Il fatto che la velocità sia minima nell'istante intermedio della fase di appoggio si può spiegare studiando l'andamento della componente antero-posteriore della forza di reazione del terreno. Nel momento dell'impatto, infatti, il piede tenderebbe a muoversi in avanti e la forza di reazione del terreno è quindi negativa e causa un rallentamento; nella fase di propulsione, invece, il piede esercita una forza negativa sul terreno e la forza di reazione del terreno è quindi positiva, causando un'accelerazione in avanti del centro di gravità (Figura 1.7) [17].

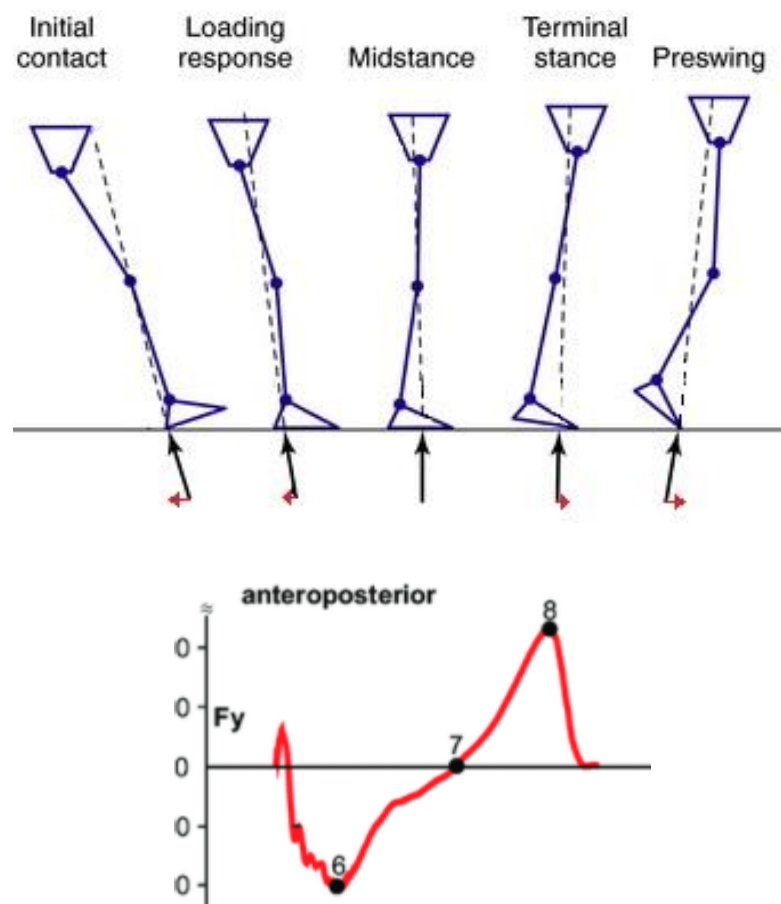


Figura 1.7: Sopra, illustrazione delle sottofasi della fase di appoggio con la rispettiva forza di reazione del terreno. Ne è evidenziata in rosso la componente antero-posteriore, negativa durante le fasi di contatto iniziale e risposta al carico e positiva durante le fasi di appoggio finale e pre-oscillazione (immagine presa dal sito www.musculoskeletalkey.com e modificata). Sotto, grafico che mostra l'andamento della componente antero-posteriore della forza di reazione del terreno durante la fase di appoggio [17]

L'opposizione di fase tra l'energia potenziale gravitazionale e l'energia cinetica, durante il cammino dimostra che avviene un trasferimento di energia tra le due forme: parte dell'energia cinetica presente nell'istante di contatto iniziale viene convertita in energia potenziale gravitazionale, e l'opposto avviene durante la fase di propulsione. Un simile scambio di energia avviene nel movimento del pendolo, motivo per cui questo modello viene chiamato del pendolo inverso.

Dal punto di vista teorico, dovrebbe essere possibile conservare con questo scambio continuo tutta l'energia necessaria al cammino. In realtà, invece, a causa di dissipazioni di energia e di un'eccessiva semplificazione dell'arto inferiore nel modello considerato, la massima conservazione di energia è circa del 70% e diminuisce sostanzialmente per velocità superiori o inferiori a quella ottimale. La velocità ottimale di cammino varia a seconda dell'individuo e dipende principalmente dalle dimensioni del corpo (circa 0.6 m/s per i bambini e circa 1.6 m/s per gli adulti) [4].

1.4 La corsa

Sebbene il cammino e la corsa possano sembrare, come prima impressione, simili, i cicli che li contraddistinguono presentano delle importanti differenze. Prima di tutto, la corsa presenta velocità più elevate, e sono più elevate anche le forze di reazione del terreno. Il ciclo della corsa richiede inoltre delle maggiori contrazioni muscolari e dipende in misura maggiore dalle variazioni della velocità di movimento; l'aumento della velocità porta infatti ad un abbassamento della traiettoria del centro di gravità a causa di un aumento del raggio di movimento degli arti inferiori [18].

1.4.1 Le fasi della corsa

La principale differenza fra il ciclo della corsa e il ciclo del cammino è data dalla presenza, nella corsa, della fase di doppia sospensione, che sostituisce la fase di doppio appoggio. Nel cammino quest'ultima risultava dalla sovrapposizione delle fasi di appoggio dei due piedi. Nella corsa è invece la fase di volo che si sovrappone, portando ad una fase di doppia sospensione in cui entrambi i piedi sono staccati dal terreno.

Come avviene per il cammino, il ciclo della corsa si può dividere in diverse fasi (Figura 1.10):

- **La fase di appoggio, o fase portante**, in cui il piede è a contatto con il suolo. Essa è suddivisa a sua volta in tre fasi:
 - La prima fase è quella di **contatto iniziale o ammortizzazione**. Mentre nel cammino il contatto iniziale avviene, in condizioni fisiologiche, sempre con il tallone, nella corsa esso può avvenire in tre diversi modi: con il tallone, con l'avampiede o con l'intera pianta del piede (Figura 1.8). In questa fase si ha l'ammortizzazione dell'impatto del corpo col terreno tramite flessione del ginocchio, come avviene per il cammino nella fase di risposta al carico; la

flessione, in questo caso, è però molto più accentuata. Inoltre, i muscoli immagazzinano energia elastica da usare durante la fase di propulsione.

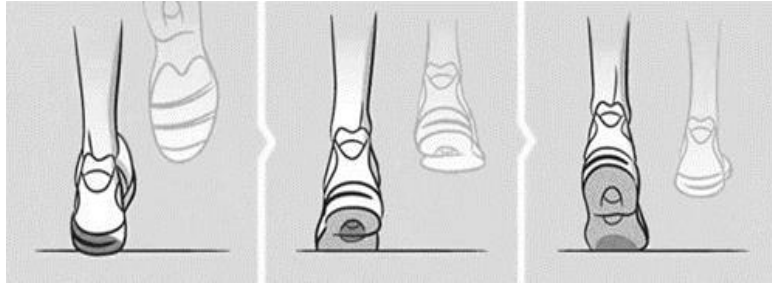


Figura 1.8: I tre diversi modi in cui può avvenire il contatto del piede al terreno. Da sinistra, abbiamo il contatto con il tallone, il contatto con l'intera pianta, e il contatto con l'avampiede (immagine tratta dal sito www.fisioterapiavco.it)

- La fase di appoggio intermedia è quella di **supporto singolo** o **pieno appoggio** (*mid-stance*). Durante questa fase il ginocchio è al punto di massima flessione e il bacino prosegue lo spostamento in avanti.
- La fase finale è quella di **propulsione**. Durante questa fase le articolazioni si distendono e rilasciano l'energia elastica immagazzinata durante la fase di ammortizzazione per spingere il corpo in avanti e verso l'alto. Una corretta fase di ammortizzazione è essenziale anche per la propulsione, in quanto maggiore è la quantità di energia elastica immagazzinata dai muscoli, minore è l'energia che i muscoli devono generare in questa fase.
- **La fase di volo, o fase oscillante**, in cui il piede è distaccato dal terreno. La fase di volo inizia con l'istante di contatto finale. Il distacco dal terreno si verifica generalmente prima del 50% dell'intero ciclo della corsa. Infatti, mentre nel cammino l'appoggio costituisce circa il 60% dell'intero ciclo e il volo costituisce il 40%, queste percentuali sono invertite nella corsa. Inoltre, le percentuali cambiano con la velocità: la fase di appoggio ha una durata maggiore durante una corsa lenta e una durata minore durante una corsa veloce. I velocisti di alto livello si distaccano dal terreno anche al 22% del ciclo della corsa (Figura 1.9) [19].

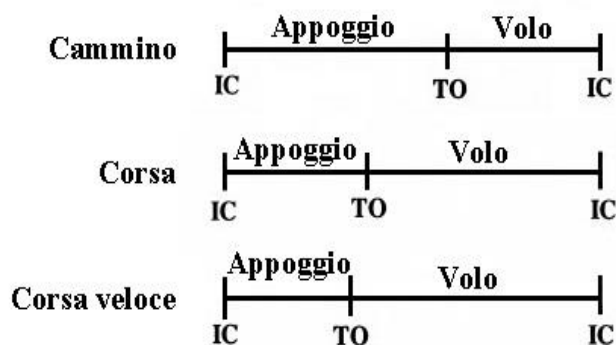


Figura 1.9: Confronto delle proporzioni fra le fasi di appoggio e di volo nel cammino, nella corsa, e nella corsa veloce. IC rappresenta l'istante di contatto iniziale (*Initial Contact*) e TO rappresenta l'istante di contatto finale (*Toe Off*) [19]

Oltre alla suddivisione in oscillazione iniziale, piena oscillazione e oscillazione finale presente anche nel cammino, nella fase di volo della corsa possono essere identificate le seguenti tre fasi:

- Una prima fase di **doppia sospensione**, in cui entrambi i piedi sono distaccati dal terreno, che dura circa il 10% dell'intero ciclo della corsa.
- Una **fase intermedia** in cui la gamba sospesa oscilla in avanti per prepararsi ad assorbire l'impatto. Questa fase corrisponde alla fase di appoggio dell'arto controlaterale e costituisce circa il 40% dell'intero ciclo della corsa.
- Una seconda fase di **doppia sospensione**.

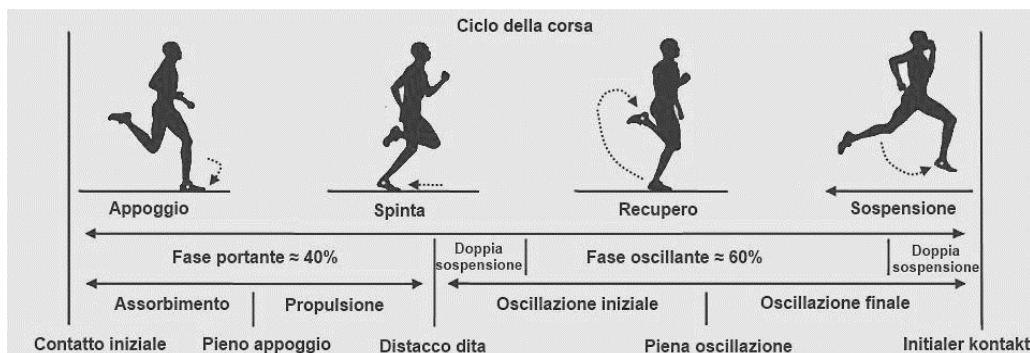


Figura 1.10: Il ciclo della corsa e le sue fasi (immagine tratta dal sito www.fisioterapiavco.it)

1.4.2 La biomeccanica della corsa

Il sostanziale risparmio di energia che avviene nel cammino grazie allo sfasamento fra l'andamento dell'energia cinetica e quello dell'energia potenziale gravitazionale non può verificarsi nella corsa.

Per poter descrivere i movimenti dell'arto nella corsa, infatti, non si può schematizzare la gamba come un segmento rigido, ma bisogna introdurre un elemento elastico per

rappresentare la flessione del ginocchio, trascurabile durante il cammino ma sostanziale nella corsa. La presenza di questo elemento elastico fa sì che il centro di massa raggiunga un'altezza minima, e non massima, nell'istante medio della fase di appoggio (Figura 1.11).

L'abbassamento del centro di massa durante la fase di appoggio è più accentuato a velocità minori. A velocità diverse, la flessione della gamba (e quindi la rigidità della molla nel modello considerato) tende a non cambiare: quello che cambia è l'angolo che la gamba forma con la verticale al terreno nel momento di impatto e di distacco. Questo comporta che la variazione dell'altezza del centro di massa durante la fase di appoggio sia più accentuata quando la velocità è bassa e l'angolo formato con la verticale al terreno è inferiore (Figura 1.12).

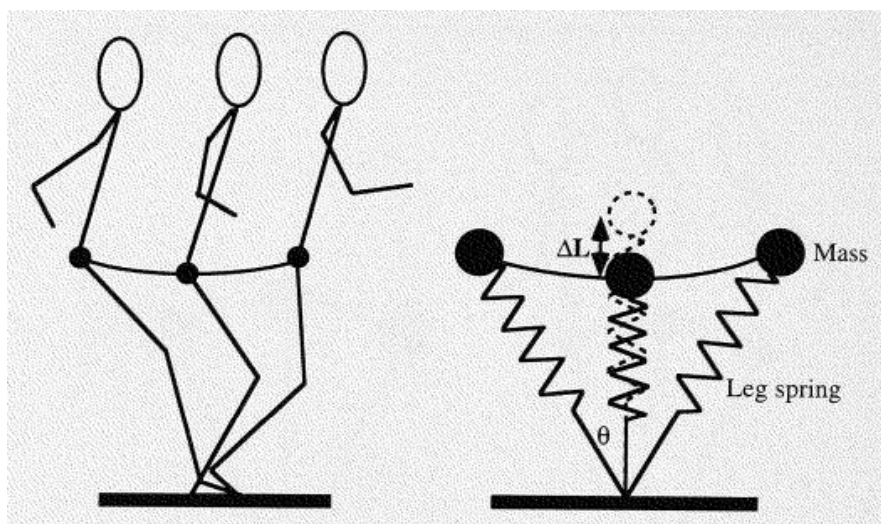


Figura 1.11: Movimento del centro di massa nella corsa. Rispetto a quanto accadeva durante il cammino, nel punto medio della fase di appoggio l'altezza del centro di massa si abbassa di un valore ΔL [4]

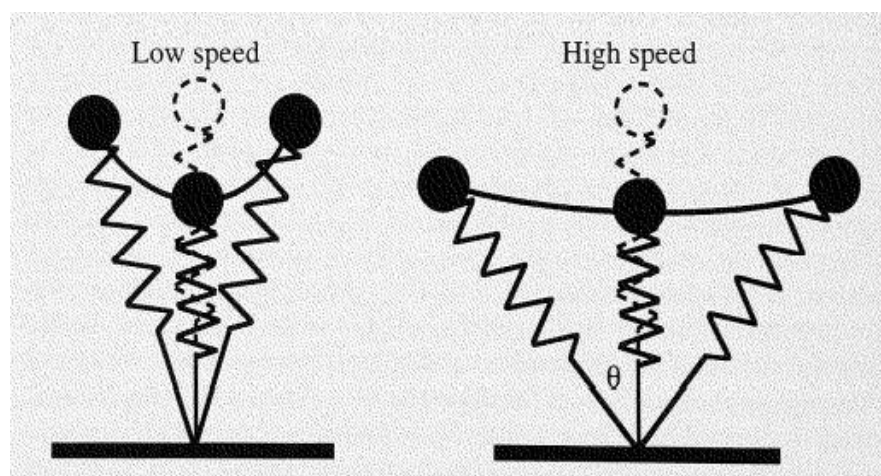


Figura 1.12: Variazione della posizione del centro di massa durante la fase d'appoggio della corsa a varie velocità [4]

Poiché l'altezza del centro di massa presenta un andamento opposto nel cammino rispetto alla corsa, anche l'andamento dell'energia potenziale gravitazionale sarà opposto; invece, poiché le forze di reazione del terreno hanno, in direzione antero-posteriore, un andamento simile sia nel cammino che nella corsa, la velocità del centro di massa, e quindi l'energia cinetica, raggiungeranno ancora il valore minimo nell'istante medio della fase di appoggio. Ne consegue che energia cinetica ed energia potenziale sono in fase (Figura 1.13).

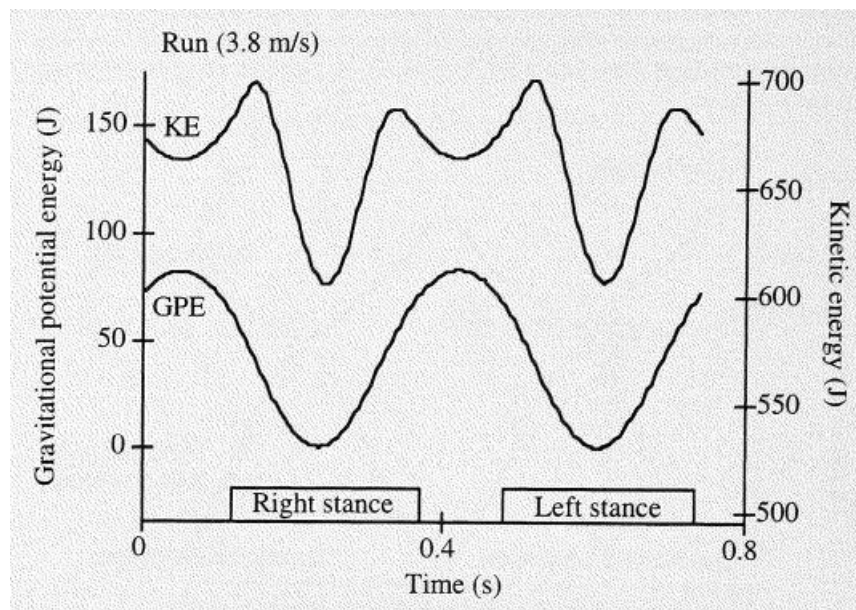


Figura 1.13: Andamento dell'energia cinetica (sopra) e dell'energia potenziale gravitazionale (sotto) del centro di massa durante la corsa [4]

Per questo motivo durante la corsa non si può avere lo stesso scambio di energia che si ha durante il cammino e si avrà maggiore produzione di energia da parte dei muscoli, anche se parte dell'energia viene comunque immagazzinata e restituita grazie alla presenza dei tessuti elastici [4][19].

1.5 Il salto

Benché l'analisi del salto sia meno utilizzata in ambito medico rispetto a quella del cammino e della corsa, essa viene frequentemente svolta in ambito sportivo. Infatti, il salto non solo è un movimento fondamentale nella pratica di molti sport, come la pallacanestro e la pallavolo, ma la prestazione nel salto è stata collegata anche alla capacità di compiere altre tipologie di movimenti improvvisi come il cambiamento repentino di direzione o lo *sprinting* nella corsa [20].

Per quanto riguarda i salti, le analisi più effettuate sugli sportivi sono le analisi del salto verticale con contromovimento e del salto verticale statico [21][22][23]. La differenza fra queste due tipologie risiede principalmente nella posizione di partenza: nel salto verticale con contromovimento, quello di cui si ha maggior riscontro nella vita quotidiana e nelle attività sportive, si parte da normale posizione eretta e si effettua un iniziale movimento verso il basso precedente al salto vero e proprio. Nel salto statico, o *squat jump*, si parte invece da una posizione accucciata e non si ha quindi un contromovimento precedente alla distensione delle gambe (Figura 1.14).

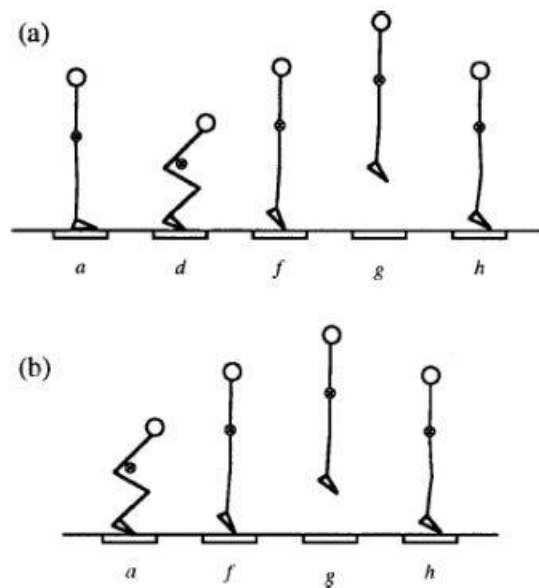


Figura 1.14: Tipologie di salto verticale analizzabili. Sopra, il salto verticale con contromovimento; sotto, il salto verticale statico. I due salti sono illustrati con una successione di momenti chiave durante il salto. La lettera *a* rappresenta l'inizio del salto, la lettera *d* rappresenta il momento in cui si raggiunge il punto più basso durante il contromovimento, la lettera *f* rappresenta l'istante di distacco dal terreno, la lettera *g* rappresenta il punto più alto della traiettoria e la lettera *h* rappresenta l'istante di atterraggio. Il simbolo \otimes indica il centro di massa [21]

Il salto verticale con contromovimento beneficia del cosiddetto ciclo stiramento-accorciamento. Questo ciclo è presente in un numero rilevante di gesti sportivi; oltre al salto ne sono esempi la corsa e il lancio di un oggetto. È frequente che tutti questi movimenti siano infatti preceduti da un movimento nella direzione opposta, che causa uno stato di pre-stiramento nel muscolo che verrà poi accorciato nel movimento vero e proprio. Il pre-stiramento e la corrispondente azione muscolare eccentrica garantiscono più tempo per generare la forza che verrà poi impiegata nell'azione muscolare concentrica, permettendo una prestazione migliore; inoltre, con il pre-stiramento si immagazzina anche una certa quantità di energia elastica nei muscoli e nei tendini, il che contribuisce ulteriormente a migliorare la prestazione [23]. Per questo motivo, i salti con contromovimento permettono di raggiungere altezze maggiori anche di 2-4 cm [21].

Le strumentazioni utilizzate per l'analisi dei salti verticali sono prevalentemente le piattaforme di forza [24][25], ma è frequente anche l'utilizzo di sistemi optoelettronici o di semplice videoregistrazione per l'identificazione sia degli istanti iniziali e finali del salto sia dell'altezza raggiunta [25][26]. Più raro è invece l'utilizzo di sensori inerziali [27].

I dati ricavabili di cui è stata dimostrata l'affidabilità sono principalmente l'altezza raggiunta e l'energia generata durante il salto [24]. Per ottenere questo secondo parametro è necessario avere una piattaforma di forza, mentre l'altezza raggiunta può essere ottenuta, in modo diretto o indiretto, con tutte le strumentazioni elencate. Per ottenerla in modo diretto è necessario utilizzare un sistema optoelettronico con marcatori posizionati su specifici segmenti corporei per poter poi calcolare l'altezza massima raggiunta; per ottenerla in modo indiretto è sufficiente avere uno strumento capace di registrare gli istanti di inizio e fine del salto e ricavare l'elevazione a partire dalla durata, applicando le leggi del moto parabolico ad accelerazione costante (accelerazione di gravità).

1.6 L'analisi del movimento per individui con disabilità intellettive

L'analisi del movimento è uno strumento importante per tutte quelle fasce di popolazione che presentano un qualche tipo di fragilità, sia essa fisica o, come nel presente studio, intellettiva. Infatti, sono ampiamente riconosciuti gli effetti positivi che l'attività fisica ha a livello cognitivo per tutta la popolazione, e anche in soggetti con disabilità intellettive lievi, moderate o gravi tali benefici sono stati comprovati da più studi [28][29]. Tuttavia, gli individui con disabilità intellettiva possono riscontrare difficoltà nell'esecuzione dell'attività motoria non presenti nei normodotati; l'analisi del movimento può quindi essere utile per individuare eventuali modalità di esecuzione scorrette e prevenire danni, oltre a evidenziare fragilità specifiche su cui intervenire.

La maggior parte degli individui con disabilità intellettiva, sia essa congenita od acquisita, presenta un ritardo nel raggiungimento di determinati atti motori di base durante lo sviluppo, oltre ad uno scarso controllo del movimento, difficoltà motorie specifiche, una scarsa comprensione delle attività motorie da svolgere e una bassa capacità di attenzione [30]. Alcune tipologie di disabilità intellettive sono accompagnate anche da caratteristiche fisiche tipiche che possono creare ostacoli al movimento, come ipermobilità, lassità dei legamenti, ipotonia muscolare ed obesità, ma è certo che le difficoltà motorie derivino anche dal ritardo intellettivo.

Considerando l'esempio classico dell'analisi del cammino, è stato più volte dimostrato che il cammino non richiede solo risorse motorie ma anche intellettive, a causa della necessità di integrare attenzione, pianificazione, memoria e percezione dell'ambiente circostante; per questo motivo le persone con disabilità intellettiva vengono messe più alla prova dei normodotati anche in compiti all'apparenza semplici come può essere una

camminata. Diversi studi hanno infatti dimostrato che in pazienti con disabilità intellettiva, in particolare se moderata o grave, i parametri spazio-temporali variano, i tempi del passo si allungano, la cadenza e la velocità diminuiscono, e la variabilità intra-soggettiva fra un passo e l'altro aumenta [29][31].

È stato però anche dimostrato che l'allenamento motorio in questi soggetti non ottimizza soltanto la capacità dell'individuo di svolgere una particolare attività motoria in modo più efficiente, ma contribuisce anche al miglioramento di funzionalità intellettive utili allo svolgimento di attività necessarie alla vita di tutti i giorni: ad esempio, aiuta a migliorare il tempo di reazione e la memoria di lavoro, entrambe caratteristiche essenziali per svolgere le cosiddette funzioni esecutive, cioè per adattare il proprio comportamento in funzione di un obiettivo da raggiungere [32].

Ciononostante, gli studi effettuati su tali individui non sono numerosi a causa di varie difficoltà nello svolgimento generate da un errato posizionamento dei marcatori o dei sensori, da una scarsità di collaborazione o da difficoltà dell'individuo nel comprendere i compiti assegnati [29].

2 Materiali e metodi

2.1 I sensori inerziali

Per questo studio sono stati utilizzati due diversi tipi di sensori inerziali indossabili: i sensori *OPAL* (APDM, Inc., Portland) in dotazione al Politecnico di Milano, e i sensori *G-WALK* (BTS, S.p.A., Milano), in dotazione all'ortopedia *Orthesys*.

2.1.1 Il sistema *OPAL*

Gli *OPAL* sono dispositivi di piccole dimensioni (43.7 x 39.7 x 13.7 mm) e leggeri (< 25 g con batterie incluse), perciò poco ingombranti; per questo motivo possono essere fissati a diversi segmenti corporei senza creare un ostacolo al movimento. Nel presente studio, i dispositivi *OPAL* sono stati legati alla pelvi dei soggetti mediante specifiche cinture.

Gli *OPAL* sono realizzati con alluminio 6061 anodizzato e plastica ABS e offrono due possibili modalità di utilizzo: streaming wireless, in cui i sensori trasmettono i dati al computer in radiofrequenza, quindi senza fili, e monitoraggio offline, in cui i sensori immagazzinano i dati in una memoria interna permettendo poi di scaricarli successivamente. Gli *OPAL* sono infatti dotati di una memoria interna di 8 Gb, corrispondente ad una capacità di immagazzinamento dati pari a 450 ore. La durata della batteria è di 8 ore per lo streaming wireless, mentre per la modalità offline dura fino a 16 ore.

La connessione wireless utilizzata dai sensori *OPAL* è una connessione a ultra-bassa potenza (*Nordic Semiconductor nRF101 + radio*), necessaria per consentire una buona durata della batteria e allo stesso tempo garantire la banda necessaria alla trasmissione dei dati. La memoria di 8 Gb viene usata anche come memoria di transito per garantire la corretta acquisizione dei dati anche nel caso in cui venga interrotta la trasmissione del sensore.

Ogni *OPAL* è calibrato secondo un sistema di riferimento cartesiano solidale allo stesso e allineato al suo interno (Figura 2.1):

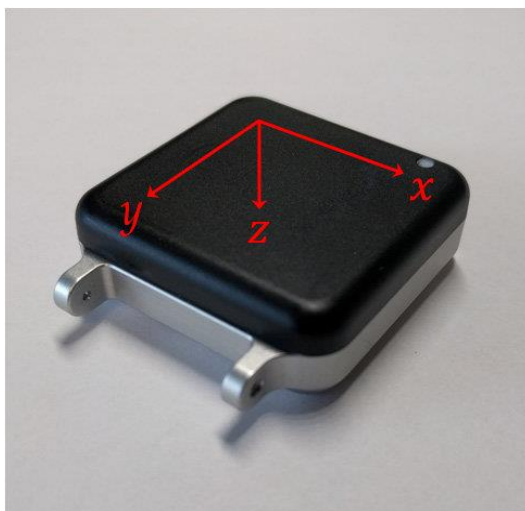


Figura 2.1: Sistema di riferimento cartesiano solidale al sensore *OPAL*

Ogni *OPAL* contiene tre sensori inerziali triassiali: un accelerometro, un giroscopio e un magnetometro. I sensori presentano le seguenti caratteristiche (Tabella 2.1):

Tabella 2.1: Caratteristiche dei sensori inerziali *OPAL*; *g* rappresenta l'accelerazione gravitazionale

	Accelerometro	Giroscopio	Magnetometro
Intervallo di misura	$\pm 16g, \pm 200g$	$\pm 200 \text{ deg/s}$	$\pm 8 \text{ Gauss}$
Densità di rumore	$120 \mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}},$ $5 \text{ mg}/\sqrt{\text{Hz}}$	$0.025 \text{ deg/s}/\sqrt{\text{Hz}}$	$2 \text{ mGauss}/\sqrt{\text{Hz}}$
Frequenza di campionamento	20-128 Hz	20-128 Hz	20-128 Hz
Banda	50 Hz	50 Hz	32.5 Hz
Risoluzione	14 bit, 17.5 bit	16 bit	12 bit

Il software utilizzato per l'acquisizione si chiama *Motion Studio*, viene fornito insieme ai sensori e consente la configurazione avanzata degli stessi, oltre all'acquisizione, la visualizzazione in tempo reale, e la gestione dei dati acquisiti.

Per la configurazione e l'acquisizione dei dati sono necessarie due ulteriori componenti: la *docking station* e l'*access point*. La *docking station* (Figura 2.2) serve per caricare le

batterie dei sensori, configurare i sensori e scaricare i dati, e va collegata sia alla corrente elettrica, sia al computer. Fino a 24 *docking station* possono essere collegate tra loro.



Figura 2.2: *Docking station*

L'*access point* è il fulcro della comunicazione wireless fra i sensori e il computer (Figura 2.3). I sensori trasmettono i dati acquisiti all'*access point*, e da qui i dati vengono scaricati sul computer. Inoltre, l'*access point* trasmette ai sensori dei segnali periodici (*clock*) permettendone la sincronizzazione.

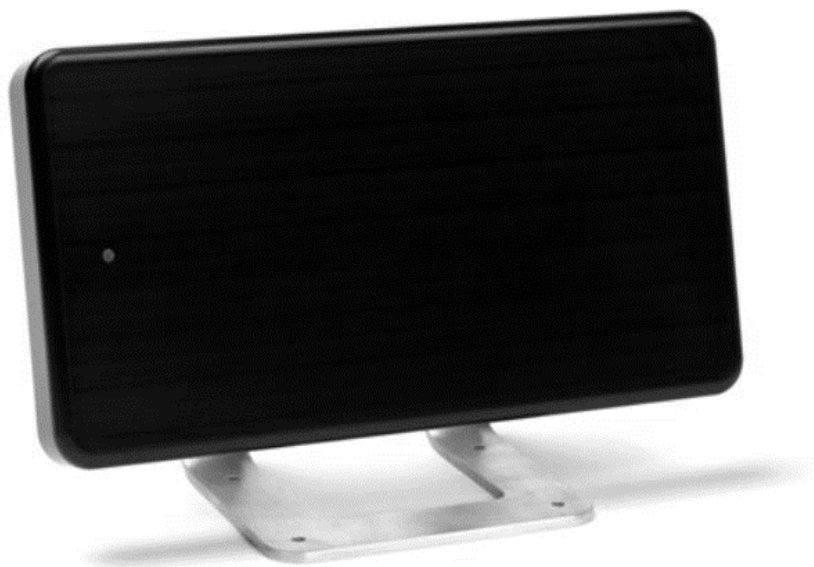


Figura 2.3: *Access point*

Per quanto riguarda la sincronizzazione, l'azienda APDM fornisce tre diversi protocolli:

- **Sincronizzazione Master.** Nella sincronizzazione Master, un *access point* diventa la sorgente degli istanti di sincronia per l'intera durata dell'acquisizione e invia i dati relativi al *clock* a tutti i sensori collegati.
- **Sincronizzazione Mesh.** Nella sincronizzazione Mesh non è presente un *access point*; invece, ogni dispositivo nella rete invia il proprio pacchetto di sincronizzazione agli altri dispositivi, permettendo a ciascuno di confrontare i propri *clock*.
- **Sincronizzazione con terza parte.** Nella sincronizzazione con terza parte è possibile sincronizzare l'*OPAL* con altri dispositivi per l'analisi del movimento, come sistemi ottici, pedane o elettromiografi, grazie ai connettori presenti sull'*access point*.

2.1.2 Il sistema *G-WALK*

Il secondo sensore utilizzato è il sensore *G-WALK*, prodotto da BTS Milano.

Il *G-WALK* (Figura 2.4) è un dispositivo di piccole dimensioni (70 x 40 x 18 mm) e leggero (37 g con batterie incluse), perciò, come per quanto avviene con l'*OPAL*, di facile applicazione sui segmenti corporei da analizzare senza ostacolare il movimento.



Figura 2.4: Sensore *G-WALK*

Il *G-WALK* va posizionato con un'apposita cintura alla pelvi del soggetto, in corrispondenza della seconda vertebra lombare (Figura 2.5):

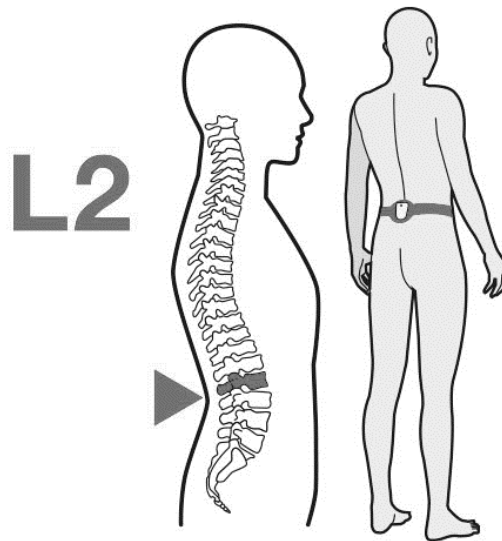


Figura 2.5: Posizionamento del dispositivo G-WALK in corrispondenza della seconda vertebra lombare

Il sistema *G-WALK* è dotato di tecnologia *Sensor Fusion*, ovvero è capace di elaborare i segnali dei vari sensori in modo integrato per avere risultati più completi. Al suo interno presenta quattro diverse piattaforme inerziali triassiali: oltre al giroscopio, al magnetometro e all'accelerometro, è anche dotato di un ricevitore GPS. È dotato anche di una memoria flash interna per consentire un'acquisizione continua. Questa memoria è di 256 Mb e garantisce 8 ore di acquisizione continua da parte di tutti i sensori.

Le caratteristiche dei sensori sono le seguenti (Tabella 2.2):

Tabella 2.2: Caratteristiche dei sensori inerziali *G-WALK*

	Accelerometro	Giroscopio	Magnetometro	GPS
Intervallo di misura	$\pm 2g, \pm 4g, \pm 8g, \pm 16g$	$\pm 250 \text{ deg/s},$ $\pm 500 \text{ deg/s},$ $\pm 1000 \text{ deg/s},$ $\pm 2000 \text{ deg/s}$	$\pm 1200 \mu T$	/
Frequenza di campionamento	4-1000 Hz	4-8000 Hz	100 Hz	10 Hz

La modalità di connessione wireless utilizzata è la connettività *bluetooth*. Tramite *bluetooth* i sensori trasmettono dati al software *G-STUDIO*, necessario per l'analisi e l'elaborazione dei dati. Il software consente l'esecuzione di vari test con la presenza di protocolli integrati, che consentono una rapida analisi per ricavare i dati di interesse. I protocolli di test integrati sono:

- *Timed Up and Go*

-
- *6 Minutes Walking Test*
 - *Walk+*
 - *Turn Test*
 - *Run*
 - *Jump*

Prima di ogni test è necessaria la calibrazione del sensore.

È anche possibile non seguire nessuno dei protocolli integrati e procedere ad un'acquisizione libera.

2.1.3 Confronto fra i sensori

Per confrontare i dati dei due sensori utilizzati (*OPAL* e *G-WALK*) e verificare se i risultati ottenuti sono confrontabili, i due sensori sono stati fissati tramite le apposite cinture ad uno stesso oggetto rigido, una scatola di cartone. Le cinture sono state posizionate come esemplificato in Figura 2.6:



Figura 2.6: Esempio del posizionamento dei due sensori sull'oggetto rigido. Nell'immagine sono rappresentate le due cinture, l'oggetto rigido (una semplice scatola) e l'asse trasversale dell'oggetto rigido

L'oggetto rigido, in seguito, è stato mosso con due diverse modalità:

- Mantenendo fermo tra le mani l'oggetto rigido con i sensori fissati e camminando ad andatura normale.
- Rimanendo fermi ma facendo roteare il suo asse trasversale (Figura 2.6) in un moto doppio-conico intorno al suo centro (Figura 2.7).

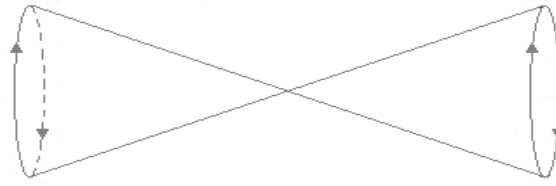


Figura 2.7: Movimento doppio-conico impresso manualmente all'asse trasversale dell'oggetto rigido

L'andamento delle accelerazioni ottenuto dai due sensori è quindi stato confrontato e ne è stato calcolato lo scarto quadratico medio.

2.2 Il protocollo

2.2.1 La popolazione

Ai fini della raccolta dati sono stati analizzati 7 diversi soggetti con età e disabilità differenti. Le caratteristiche dei soggetti sono illustrate di seguito (Tabella 2.3):

Tabella 2.3: Caratteristiche dei soggetti analizzati

Soggetto	Sesso	Età	Peso (Kg)	Altezza (cm)	Disabilità
1	Maschio	29	61	175	Disarmonia evolutiva con tratti autistici
2	Maschio	51	51	161	Deficit neurologico generale con ipoacusia
3	Femmina	38	79	168	Oligofrenia di grado medio non riconducibile a patologia
4	Femmina	20	61	155	Disturbo dello spettro autistico
5	Femmina	15	50	159	Deficit dello sviluppo cognitivo e socio-relazionale
6	Maschio	18	47	147	Sindrome di Down
7	Maschio	26	60	168	Sindrome dell'X fragile

2.2.2 Il protocollo di sperimentazione

Dopo aver fatto visionare e firmare ai soggetti o ai tutori legali il consenso informato alla partecipazione alla sperimentazione, ai soggetti è stato richiesto di seguire, sia all'inizio che al termine della loro normale seduta di allenamento, il seguente protocollo:

- Indossare in vita il sensore inerziale con l'apposita cintura.
- Stare fermi 5 secondi per attendere l'inizio delle acquisizioni.
- Effettuare un salto con contromovimento il più in alto possibile.
- Stare fermi 5 secondi.
- Effettuare un salto statico in alto possibile.
- Stare fermi 5 secondi.
- Correre per una lunghezza prefissata pari a 130 m alla velocità preferita.
- Stare fermi 5 secondi.
- Rimuovere la cintura.

Le pause di cinque secondi fra le varie prove sono state necessarie per poter facilitare la suddivisione del grafico dell'accelerazione nelle singole prove in fase di elaborazione dei dati.

Queste prove sono state eseguite per due volte su ciascun soggetto, a distanza di un mese (Figure 2.8 e 2.9).



Figura 2.8: Piazza in cui sono state svolte le acquisizioni. Il perimetro della piazza, evidenziato in rosso, è 130 m

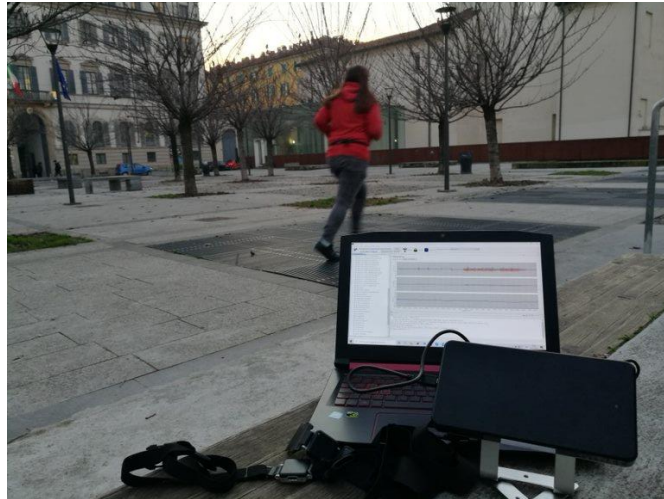


Figura 2.9: Set up sperimentale con sensori, corridore, calcolatore e access point

2.3 L'algoritmo

Tramite il software *Matlab* (versione *R2019a*) è stato scritto un algoritmo per identificare automaticamente gli istanti di contatto iniziale e contatto finale del piede con il terreno e calcolare i parametri di interesse sia per la corsa che per il salto.

2.3.1 Analisi della corsa

Per procedere all'analisi della corsa, prima di tutto i pattern di accelerazione sono stati filtrati con un filtro *Butterworth* di secondo ordine passabasso con frequenza di taglio a 60 Hz, scelta in seguito allo studio dello spettro delle frequenze del segnale tramite trasformata di Fourier.

In seguito, il grafico dell'accelerazione è stato suddiviso nelle fasi che lo contraddistinguono tramite identificazione degli istanti di contatto iniziale e finale.

Gli istanti di contatto iniziale del piede con il terreno sono stati ottenuti utilizzando il grafico dell'accelerazione in direzione antero-posteriore (Figura 2.10). Essi sono stati identificati come i picchi positivi dell'accelerazione antero-posteriore immediatamente precedenti ad un picco negativo. Tale picco negativo rappresenta infatti l'istante di massima decelerazione della corsa, che si verifica poco dopo l'impatto col piede al terreno. Questo metodo per l'identificazione del contatto iniziale è stato utilizzato in precedenza in diversi articoli [33][34].

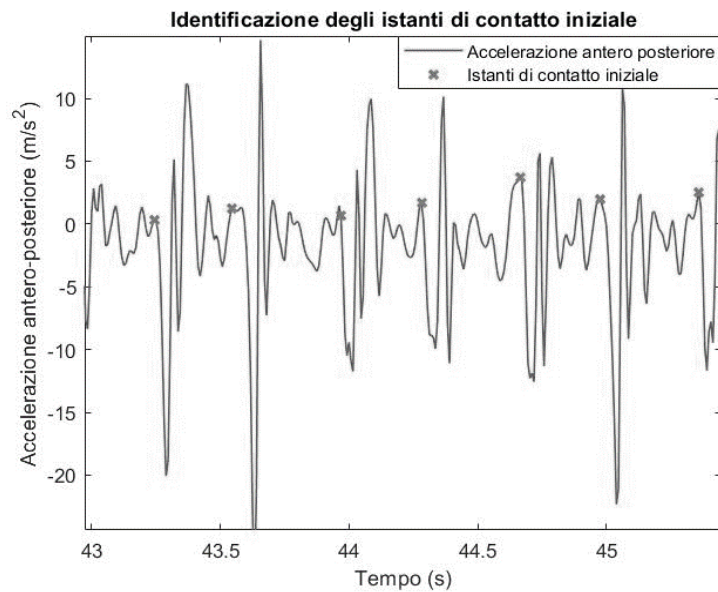


Figura 2.10: Identificazione degli istanti di contatto iniziale (evidenziati con una x) sul grafico dell'accelerazione antero-posteriore. La direzione anteriore ha ordinata positiva mentre quella posteriore ha ordinata negativa

Si può facilmente riscontrare visivamente che gli istanti di contatto iniziale così identificati si trovano al termine della fase di volo, fase in cui l'accelerazione antero-posteriore ha delle minime oscillazioni intorno allo zero.

Non è invece stato possibile identificare gli istanti di contatto finale del piede al terreno dal grafico dell'accelerazione antero-posteriore a causa di eccessive oscillazioni che non è stato possibile eliminare tramite filtraggio. Gli istanti di contatto finale sono stati perciò identificati a partire dal grafico dell'accelerazione verticale: sapendo che durante la corsa quando il piede è distaccato dal terreno l'unica accelerazione che agisce sul sensore è l'accelerazione gravitazionale, gli istanti di contatto finale sono stati identificati come il punto in cui l'accelerazione verticale discendente interseca il valore dell'accelerazione gravitazionale (Figura 2.11).

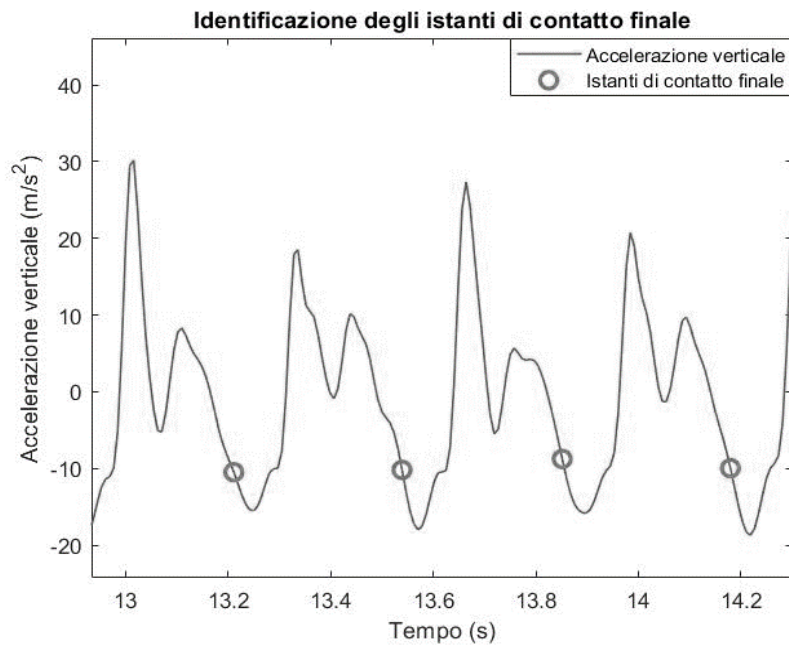


Figura 2.11: Identificazione degli istanti di contatto finale (evidenziati con un cerchio) sul grafico dell'accelerazione verticale

Tramite l'accelerazione medio-laterale, è stato possibile discriminare gli istanti di contatto iniziale destri e sinistri. Infatti, considerando l'orientamento del sensore, gli istanti di contatto in cui l'accelerazione medio-laterale risultava negativa sono stati identificati come quelli del piede sinistro e gli istanti di contatto in cui l'accelerazione medio-laterale risultava positiva sono stati identificati come quelli del piede destro (Figura 2.12).

In questo modo è stato possibile identificare correttamente tutti gli istanti di interesse per la segmentazione del ciclo della corsa. Gli istanti sono riportati nella Figura 2.13 sul grafico dell'accelerazione antero-posteriore.

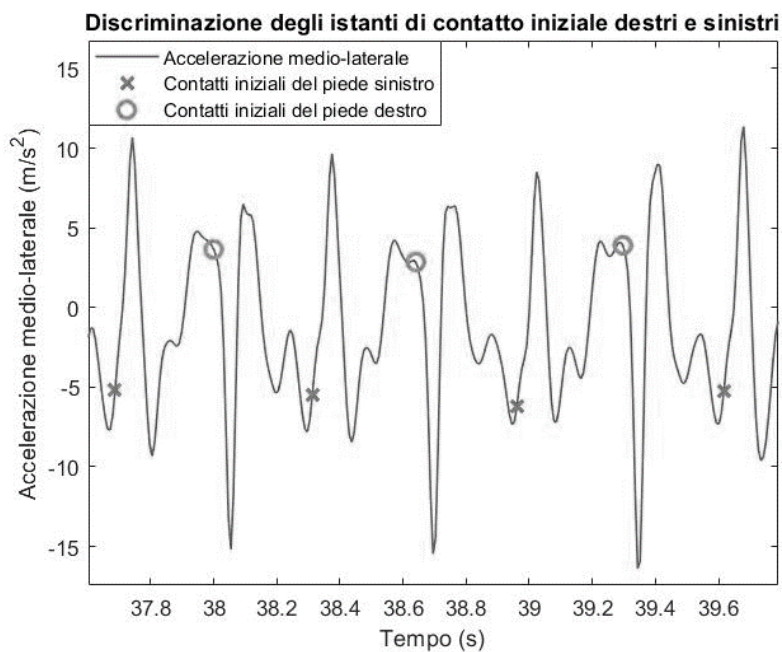


Figura 2.12: Discriminazione degli istanti di contatto iniziale destri e sinistri dal grafico dell'accelerazione medio-laterale

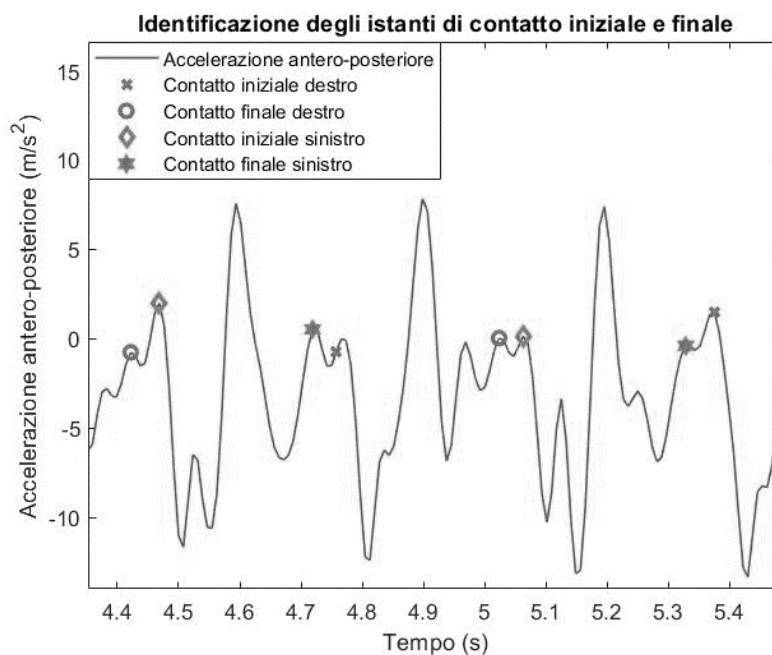


Figura 2.13: Esempio riassuntivo di istanti di contatto iniziale e finale destri e sinistri illustrati sul grafico dell'accelerazione antero-posteriore

L'algoritmo prosegue calcolando i parametri di interesse per l'analisi della corsa:

-
- **Percentuale del percorso effettuata in corsa.** Su una lunghezza di percorso predefinita, qualora il soggetto in analisi non sia stato in grado di effettuarla interamente in corsa, è stata calcolata la percentuale del percorso effettuata in corsa. I parametri elencati di seguito sono stati calcolati solo su questa parte del percorso.
 - **Tempo di appoggio.** Il tempo di appoggio è il tempo in cui il piede rimane a contatto con il terreno e viene perciò calcolato come l'intervallo di tempo che intercorre fra il contatto iniziale di un piede e il contatto finale dello stesso piede. Viene quindi calcolato separatamente per piede sinistro e piede destro.
 - **Tempo del passo semplice.** Il tempo del passo semplice viene calcolato come l'intervallo di tempo che intercorre fra il contatto iniziale di un piede e il contatto iniziale dell'altro piede. Anch'esso viene calcolato separatamente per piede sinistro e piede destro.
 - **Tempo del passo.** Il tempo del passo rappresenta la durata totale del passo e viene quindi calcolato come l'intervallo di tempo che intercorre fra due contatti iniziali consecutivi di uno stesso piede. Viene calcolato separatamente per piede sinistro e piede destro a seconda di quale piede viene preso in considerazione per il contatto iniziale.
 - **Tempo di volo.** Il tempo di volo è il tempo in cui nessun piede è appoggiato al terreno ed è rappresentato dalla somma dei due intervalli di tempo di doppia sospensione. Viene quindi calcolato come la somma dell'intervallo di tempo che intercorre fra il contatto finale del piede destro e il contatto iniziale del piede sinistro e fra il contatto finale del piede sinistro e il contatto iniziale del piede destro.
 - **Percentuale della fase d'appoggio.** Questa percentuale rappresenta la durata dell'appoggio di un singolo piede nel ciclo del passo. Viene quindi calcolata come il rapporto fra la durata della fase di appoggio e la durata totale del passo. Viene calcolata separatamente per piede sinistro e piede destro.
 - **Indice di asimmetria.** Questo indice fornisce una stima dell'asimmetria della corsa. Viene chiamato anche indice di Robinson dal nome di chi l'ha ideato [35] e ne è stata più volte provata la validità per valutare la simmetria nel cammino [36][37][38]. Il suo utilizzo è stato qui ampliato anche alla corsa. Viene calcolato con la seguente formula:

$$\frac{Parametro_{dx} - Parametro_{sx}}{0.5 \cdot (Parametro_{dx} + Parametro_{sx})} \cdot 100 \quad (2.1)$$

Dove $Parametro_{dx}$ rappresenta uno dei parametri considerati per la valutazione della simmetria calcolato sul piede destro e $Parametro_{sx}$ rappresenta l'equivalente per il piede sinistro. L'indice risulta uguale a zero quando i valori del parametro considerato si equivalgono per il piede destro e sinistro; ne consegue che si ha

simmetria massima in corrispondenza di un indice di asimmetria nullo e la simmetria diminuisce all'aumentare dell'indice. Questo indice è stato calcolato per la media dei tempi di appoggio e per la media dei tempi del passo semplice.

- **Velocità media.** Questo parametro è stato calcolato come il rapporto fra la lunghezza percorsa, già nota, e il tempo totale, stimato come la differenza fra l'istante dell'ultimo contatto finale considerato e l'istante del primo contatto iniziale considerato.
- **Cadenza.** Questo parametro è stato ottenuto come il rapporto fra il numero totale di contatti iniziali individuati e il tempo totale ed è stato espresso in passi al minuto.
- **Variabilità in ampiezza dell'accelerazione.** Questo parametro dà un'idea di quanto l'accelerazione vari in ampiezza nei diversi passi. Per calcolarlo, come prima cosa il grafico dell'accelerazione è stato suddiviso in singoli passi, tagliando in corrispondenza dei contatti iniziali del piede di partenza e normalizzando il segnale ottenuto sul tempo. Nella Figura 2.14 viene riportato un esempio relativo alla direzione antero-posteriore:

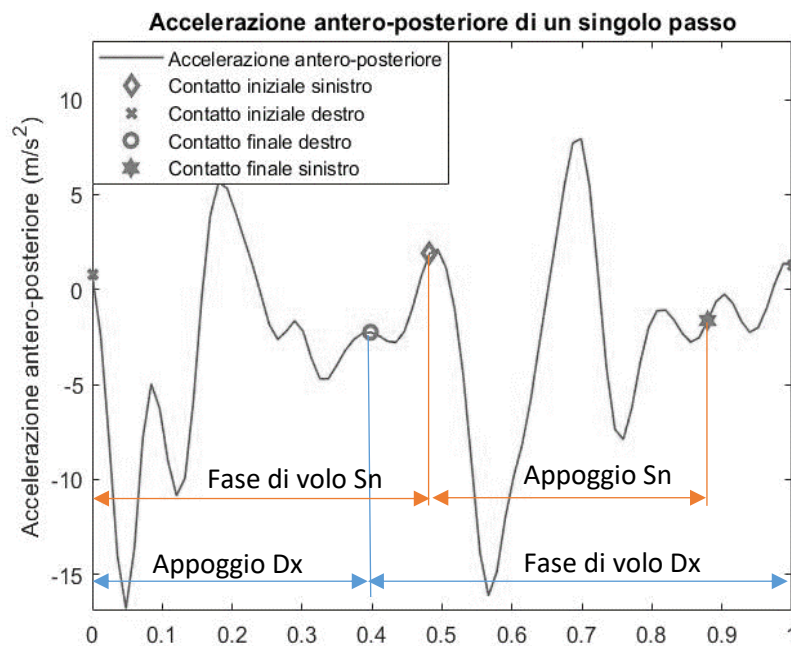


Figura 2.14: Accelerazione antero-posteriore relativa ad un singolo passo e normalizzata nel tempo

In seguito, sono stati sovrapposti i segnali relativi a ciascun singolo passo e ne è stata calcolata una media. Per fare ciò, sono stati interpolati i segnali dei singoli passi in modo tale che tutti avessero lo stesso numero di campioni. Il numero fisso di

campioni è stato stabilito come la media fra il numero massimo e il numero minimo di campioni del segnale relativo a tutti i passi del singolo soggetto. In seguito, per ogni campione è stata effettuata una media del valore corrispondente in tutti i passi (Figura 2.15).

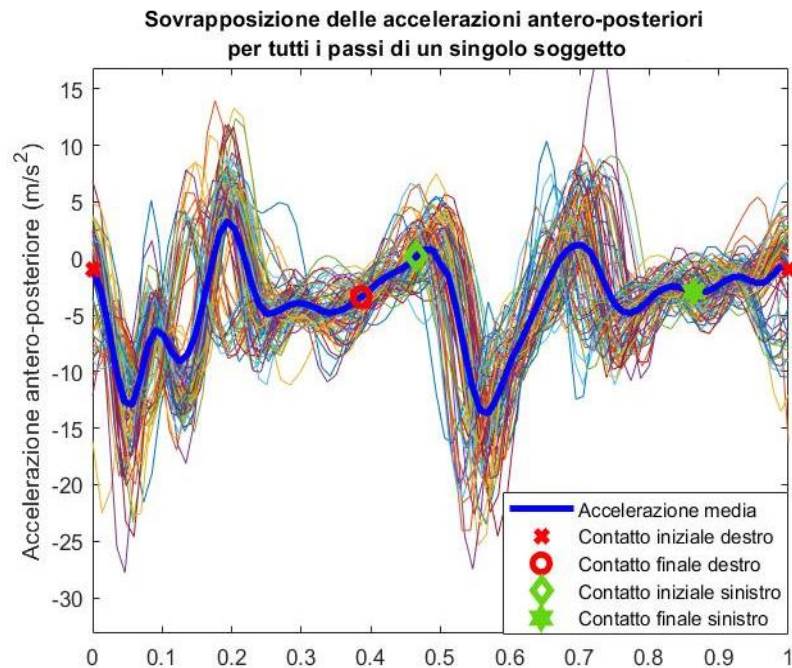


Figura 2.15: Sovrapposizione di tutti i segnali relativi all'accelerazione antero-posteriore per ciascun passo. È evidenziata in blu la media calcolata. Sulla media sono illustrati gli istanti di contatto iniziale e finale, calcolati come una media degli istanti di contatto iniziali e finali per ciascun passo

Per ciascun campione temporale è stata calcolata anche la deviazione standard; la variabilità in ampiezza dell'accelerazione è stata poi calcolata per ogni soggetto facendo la media delle deviazioni standard di tutti i campioni. Questo parametro è stato calcolato per tutte e tre le direzioni considerate (antero-posteriore, verticale e medio-laterale) ed è stato chiamato variabilità in quanto simile ad un parametro con tale nome calcolato in studi precedenti per il cammino [39].

- **Variabilità in ampiezza della velocità.** Per calcolare questo parametro è stato prima di tutto necessario ottenere dal segnale dell'accelerazione il corrispondente segnale della velocità. Per fare ciò, dopo aver suddiviso il segnale nei singoli passi come visto in precedenza, si è effettuata un'integrazione nel tempo del segnale relativo a ciascun passo utilizzando la funzione di *Matlab cumtrapz*. Tale funzione non tiene conto della presenza di un offset nel segnale di partenza, motivo per cui esso viene integrato e la velocità ottenuta presenta una deriva. Nella Figura 2.16 viene illustrato un esempio relativo alla velocità antero-posteriore.

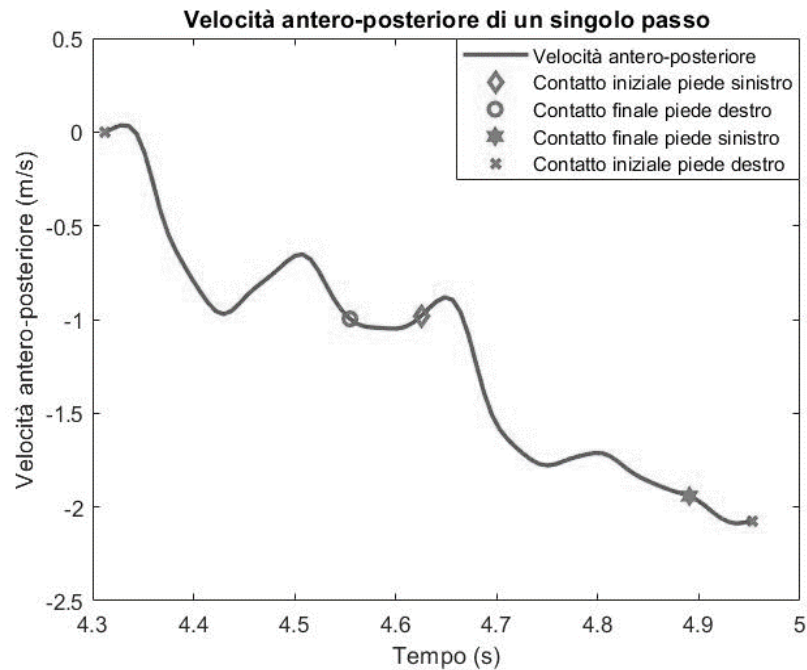


Figura 2.16: Velocità antero-posteriore di un passo ottenuta integrando il segnale di accelerazione. Si può vedere una deriva dovuta all'integrazione di un offset

Per correggere questa deriva è stato necessario effettuare delle ipotesi. Per la direzione antero-posteriore e quella medio-laterale è stata fatta l'ipotesi che la velocità in corrispondenza dei contatti iniziali del piede di partenza (il destro nell'esempio considerato) fosse sempre la stessa. Inoltre, per quanto riguarda la direzione antero-posteriore il grafico è stato traslato verso l'alto in modo tale da rispettare la velocità media calcolata empiricamente, mentre per la velocità medio-laterale è stata supposta una velocità media nulla. Per la direzione verticale, invece, sapendo che la velocità in tale direzione deve essere nulla nel punto più alto della traiettoria, la deriva è stata corretta ponendo uguale a zero la velocità nel punto medio fra il contatto finale di un piede e quello iniziale dell'altro piede. Nella Figura 2.17 è riportato un esempio di velocità con correzione della deriva per la direzione antero-posteriore. Gli andamenti delle velocità così ottenuti sono stati in seguito normalizzati temporalmente e sovrapposti e per ogni campione sono state calcolate media e deviazione standard come descritto per gli andamenti delle accelerazioni (Figura 2.18). La variabilità in ampiezza della velocità è stata calcolata come la media fra le deviazioni standard corrispondenti ad ogni campione.

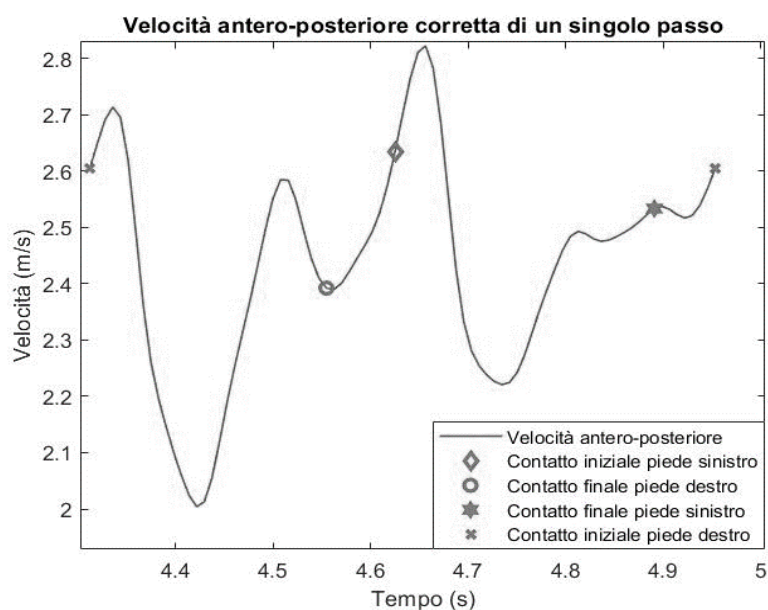


Figura 2.17: Velocità antero-posteriore di un singolo passo in seguito a correzione della deriva e traslazione

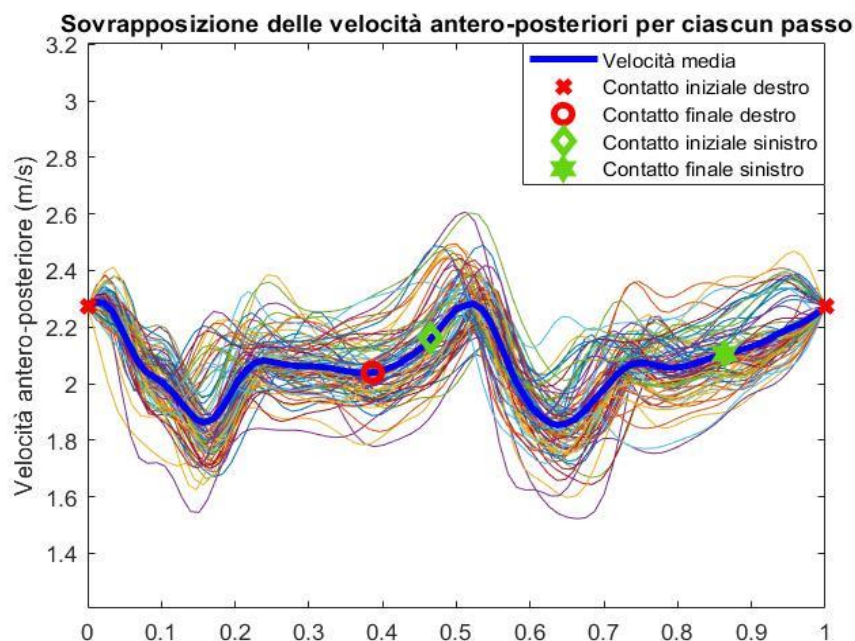


Figura 2.18: Sovrapposizione di tutti i segnali relativi alle velocità antero-posteriori per ciascun passo. È evidenziata in blu la media calcolata. Sulla media sono illustrati gli istanti di contatto iniziale e finale

Anche questo parametro è stato calcolato per tutte e tre le direzioni considerate.

- **Variabilità in ampiezza dello spostamento.** Per calcolare questo parametro è stato prima necessario ottenere dal segnale della velocità il corrispondente segnale dello spostamento. Anche questo è stato calcolato per ciascun passo ed è stato ottenuto

sfruttando la funzione di *Matlab cumtrapz*. Una volta ottenuto lo spostamento relativo a ciascun passo, gli andamenti risultanti sono stati normalizzati temporalmente e sovrapposti come visto in precedenza, e per ogni campione sono state calcolate media e deviazione standard (Figura 2.19). La variabilità in ampiezza dello spostamento è stata calcolata come la media fra le deviazioni standard corrispondenti ad ogni campione. Per lo spostamento in direzione verticale e medio-laterale, è stato nuovamente necessario correggere una deriva causata da errori di integrazione supponendo sempre uguale la posizione del sensore in corrispondenza del contatto iniziale del piede di inizio.

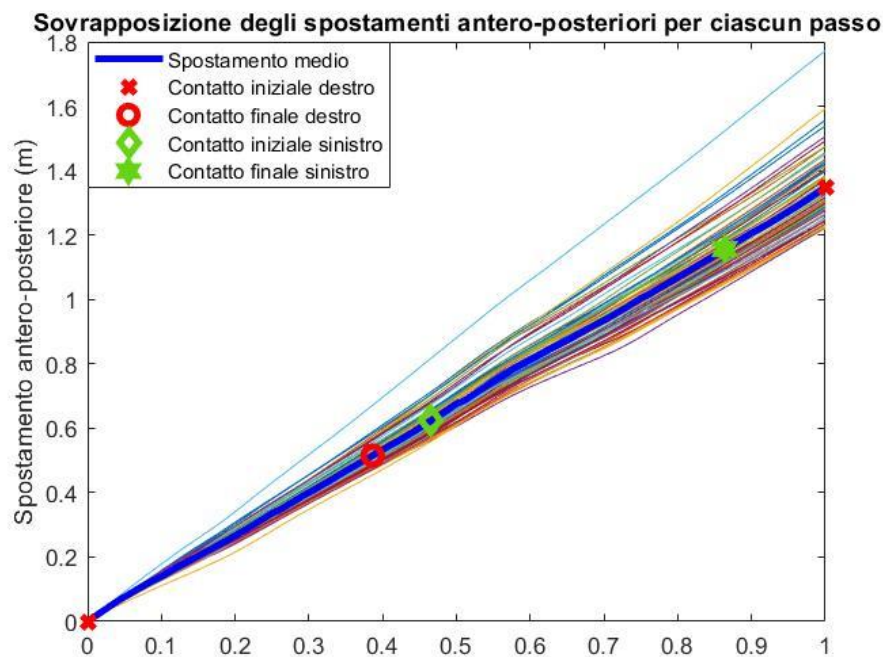


Figura 2.19: Sovrapposizione di tutti i segnali relativi agli spostamenti antero-posteriori per ciascun passo. È evidenziata in blu la media calcolata. Sulla media sono illustrati gli istanti di contatto iniziale e finale

- **Oscillazione verticale.** In linea con quanto riscontrato in un precedente studio [40], è stata individuata l'oscillazione verticale del bacino durante la corsa calcolando lo spostamento in direzione verticale con il metodo indicato in precedenza (Figura 2.20):

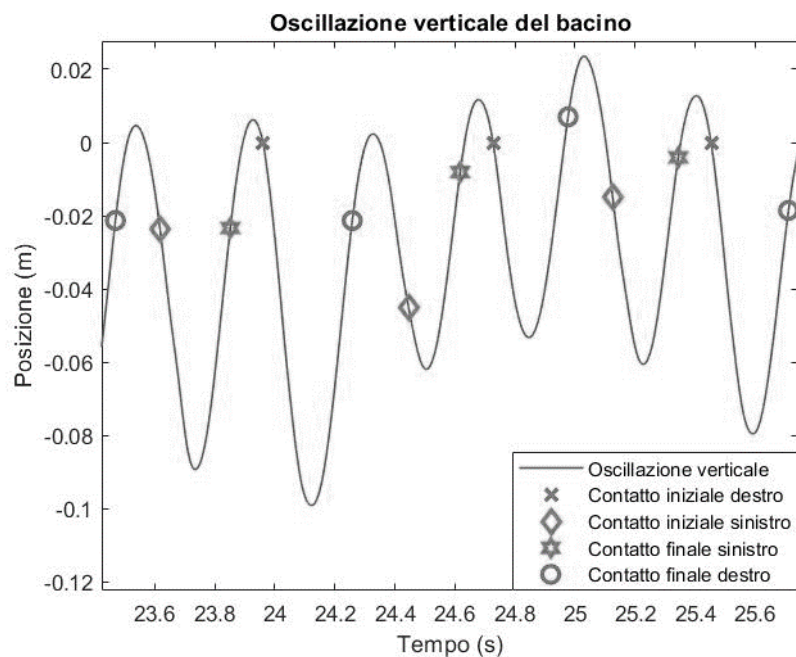


Figura 2.20: Oscillazione verticale del bacino ricavata integrando due volte il segnale dell'accelerazione. Lo zero rappresenta la posizione del sensore nell'istante di contatto iniziale del piede d'inizio, assunta uguale per tutti i passi

Con il parametro dell'oscillazione verticale è stata indicata l'escursione massima misurata fra l'altezza massima e l'altezza minima raggiunta dal bacino (Figura 2.21):

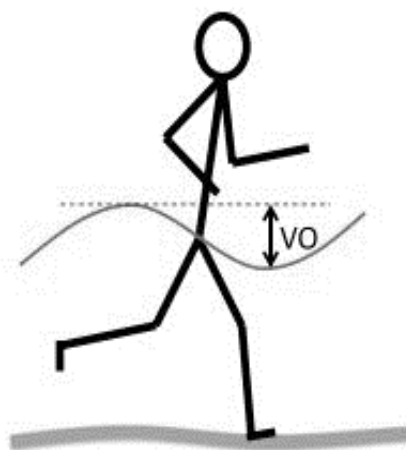


Figura 2.21: Oscillazione verticale durante la corsa. VO (*Vertical Oscillation*) indica l'escursione massima

Questo parametro può essere indicativo dell'efficienza della corsa del soggetto, in quanto un'oscillazione verticale eccessiva porta ad uno spreco di energia, andando a peggiorare la performance [41]. È stato anche riportato che l'oscillazione verticale tende ad aumentare quando il corridore è affaticato [42].

- **Area positiva e area negativa.** Dopo aver suddiviso l'accelerazione antero-posteriore nei singoli passi e averla integrata, come visto in precedenza, correggendo la deriva per ottenere l'andamento della velocità, sono stati considerati i passi semplici e per ciascun passo semplice è stata calcolata l'area sottesa al grafico in corrispondenza di valori di velocità antero-posteriore superiori (area positiva) e inferiori (area negativa) alla velocità calcolata nell'istante di contatto iniziale (Figura 2.22).

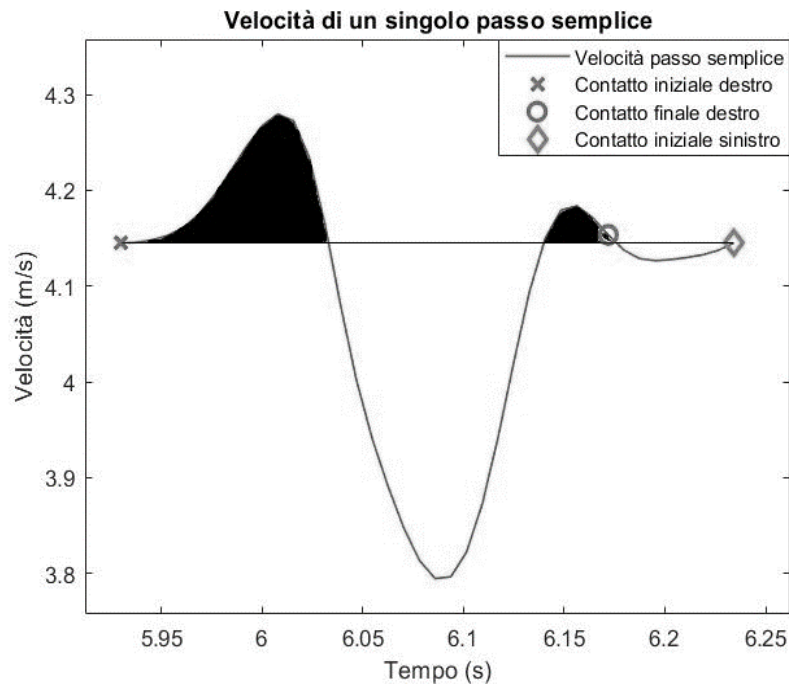


Figura 2.22: Velocità in direzione antero-posteriore di un singolo passo semplice. Viene colorata in nero l'area positiva, di molto inferiore a quella negativa

Questi integrali rappresentano lo spostamento effettuato (in metri) muovendosi ad una velocità superiore o inferiore a quella di contatto iniziale. Tenendo conto della biomeccanica della corsa [43], l'area negativa dovrebbe risultare superiore all'area positiva. Un andamento opposto a questo potrebbe essere indicativo di errori di acquisizione, rumore eccessivo nel segnale o imprecisioni nell'identificazione degli eventi temporali.

- Rapporto armonico (*Harmonic Ratio, HR*)**. Per il calcolo del rapporto armonico si sono tenuti in considerazione studi effettuati in precedenza sul calcolo del rapporto armonico per il cammino [44][45], e ne è stato ampliato l'utilizzo alla corsa. Per fare ciò, dopo aver ottenuto la trasformata di Fourier del segnale, ne sono state ricavate le ampiezze delle prime venti armoniche, usando come frequenza fondamentale la frequenza del passo. Questa operazione è stata effettuata per tutte e tre le direzioni. Per ricavare il rapporto armonico in direzione antero-posteriore e verticale è stato poi calcolato il rapporto fra la somma delle ampiezze delle armoniche pari e la somma delle ampiezze delle armoniche dispari, e viceversa per il rapporto armonico in direzione medio-laterale. Questo a causa dei diversi andamenti delle accelerazioni: l'accelerazione antero-posteriore e quella verticale hanno un andamento caratterizzato da una prevalenza della seconda armonica e conseguentemente delle armoniche pari (Figura 2.23), dovuto al fatto che all'interno del passo l'andamento di tali accelerazioni si ripete due volte, con una frequenza maggiore rispetto a quella del passo completo e uguale a quella del passo semplice; invece l'accelerazione medio-laterale ha un andamento con una ripetibilità regolata dalla frequenza del ciclo completo del passo, motivo per cui si ha una prevalenza delle armoniche dispari rispetto a quelle pari (Figura 2.24) [46]. Pur non avendo riferimenti sul valore atteso di questo parametro relativo alla corsa ma solo al cammino, si sa che un rapporto armonico più elevato è caratteristico di un andamento più regolare e ripetibile.

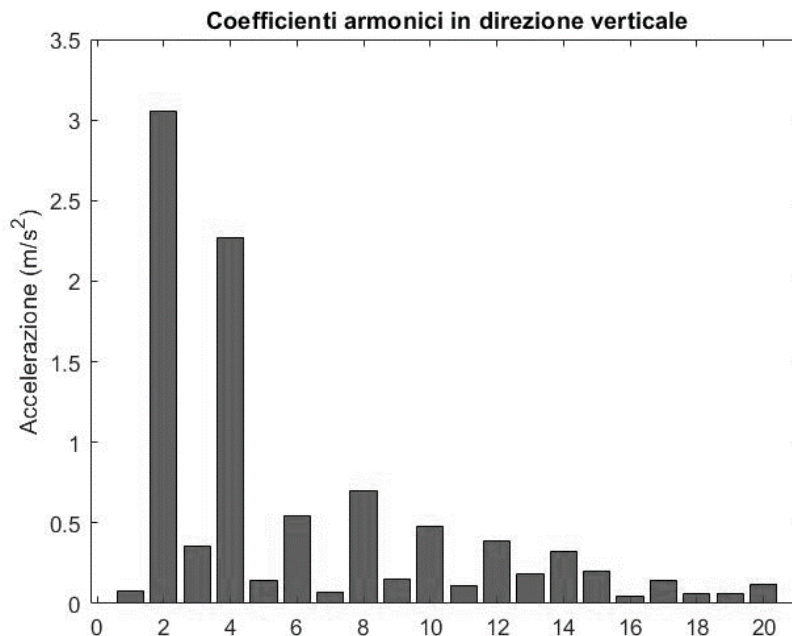


Figura 2.23: Primi venti coefficienti armonici relativi all'accelerazione verticale durante un esempio di corsa. Si può vedere chiaramente la prevalenza delle armoniche pari su quelle dispari

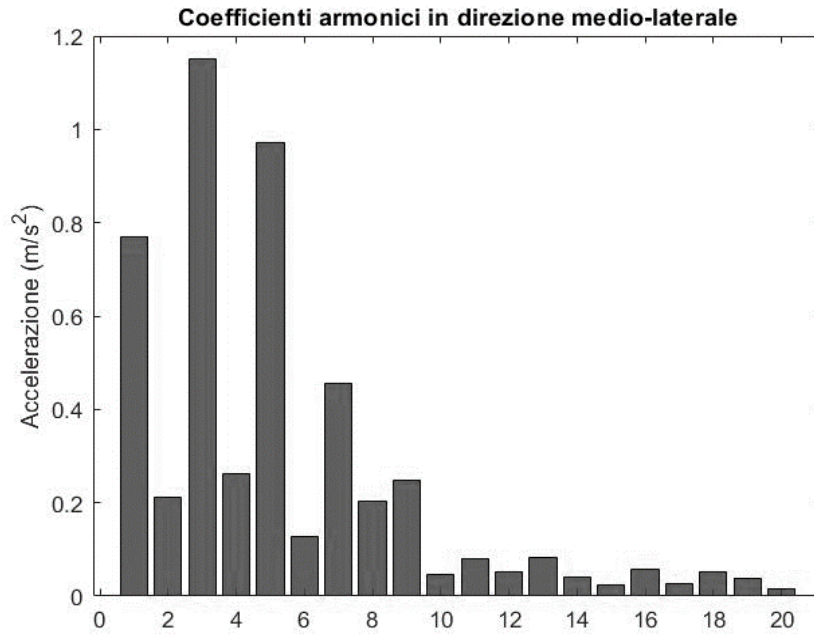


Figura 2.24: Primi venti coefficienti armonici relativi all'accelerazione medio-laterale durante un esempio di corsa. Si può vedere chiaramente la prevalenza delle armoniche dispari su quelle pari

Per poter effettuare un'analisi statistica sulla significatività di questo parametro è stato necessario definire anche una deviazione standard. Per fare ciò, sono stati estratti casualmente dal campione venti sotto-campioni con una lunghezza pari a venti volte il tempo medio del passo ed è stato effettuato anche su di essi il calcolo del rapporto armonico. Sull'insieme di valori ottenuti è stata poi calcolata la media e la deviazione standard.

- **Entropia approssimativa.** L'entropia approssimativa è un indicatore del grado di irregolarità e fluttuazioni del segnale [45][47]. Questo parametro calcola l'inverso della probabilità espressa in forma logaritmica che brevi sequenze di dati consecutivi si ripetano uguali all'interno di un segnale. Può assumere dei valori nel range fra 0 e 2; più il valore è basso, più il segnale è regolare. La formula per il calcolo è la seguente:

$$ApEn(N, m, r) = -\ln \frac{(N-m)^{-1} \sum_{i=1}^{N-m} \ln(c_i^{m+1}(r))}{(N-m+1)^{-1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln(c_i^m(r))} \quad (2.2)$$

Dove N è il numero di elementi del campione, m è la lunghezza del pattern che si ripete e r è la tolleranza; essa viene generalmente espressa come una percentuale della deviazione standard del campione originale di dati. Infine, c misura la somiglianza di tutti gli intervalli di lunghezza m contenuti all'interno del campione.

L'algoritmo per calcolarla è già implementato in un toolbox di *Matlab* (*Predictive Maintenance Toolbox*). La tolleranza utilizzata è pari al 20% della deviazione standard e per la lunghezza m è stata lasciata quella di default uguale ad 1, come riscontrato in precedenti studi [45][48]. Come per il rapporto armonico, anche l'entropia approssimativa è stata calcolata su venti sotto-campioni estratti casualmente dal segnale di partenza per poter ottenere una deviazione standard su cui effettuare l'analisi statistica.

2.3.2 L'analisi dei salti

Per quanto riguarda l'analisi dei salti, dopo aver filtrato i pattern di accelerazione con un filtro *Butterworth* di secondo ordine passabasso con frequenza di taglio a 60 Hz, il segnale è stato suddiviso nei due singoli salti. In entrambi i salti, è stato possibile identificare un intervallo in cui i valori dell'accelerazione verticale oscillano intorno al valore dell'accelerazione di gravità; questo intervallo costituisce la fase di volo del salto. L'istante di inizio del salto è stato identificato come il picco positivo dell'accelerazione verticale immediatamente precedente alla fase di volo, mentre l'istante di fine del salto è stato identificato come il picco positivo dell'accelerazione verticale immediatamente successivo alla fase di volo (Figura 2.25). In questo modo, è stato possibile calcolare la durata di ciascun salto.

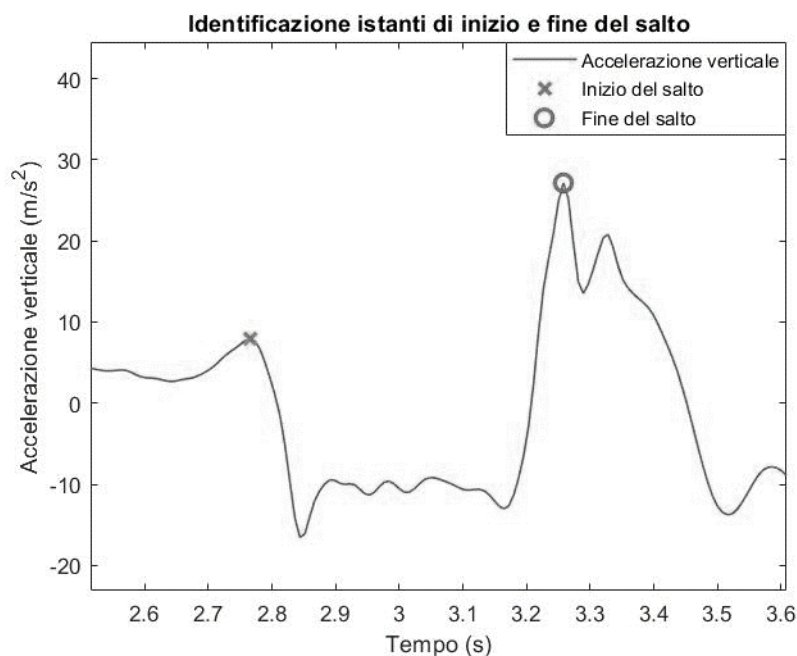


Figura 2.25: Identificazione degli istanti di inizio e di fine del salto sul grafico dell'accelerazione verticale

Poiché i salti erano esclusivamente verso l'alto, l'altezza raggiunta è proporzionale in modo quadratico alla durata del salto; infatti, secondo le formule del moto parabolico:

$$\Delta y = V_0 \cdot t + \frac{1}{2} a \cdot t^2 \quad (2.3)$$

$$V_f = V_0 + a \cdot t \quad (2.4)$$

Dove V_0 è la velocità iniziale, V_f è la velocità finale, a è l'accelerazione e t è il tempo. Poiché la velocità nel punto più alto della traiettoria del salto è nulla, la (2.4) diventa:

$$V_0 = -a \cdot t_f \quad (2.5)$$

Dove t_f è il tempo necessario per raggiungere il punto più alto della traiettoria. Sostituendo la (2.5) nella (2.3), si ottiene:

$$\Delta y = -\frac{1}{2} a \cdot t_f^2 \quad (2.6)$$

Poiché l'accelerazione è pari all'accelerazione di gravità ($a = -g$), la (2.6) diventa:

$$\Delta y = \frac{1}{2} g \cdot t_f^2 \quad (2.7)$$

Inoltre, per le leggi del moto parabolico, il tempo t_f necessario per raggiungere il punto più alto della traiettoria è pari esattamente a metà del tempo di volo. Quindi:

$$\Delta y = \frac{1}{2} g \cdot \left(\frac{t}{2}\right)^2 = \frac{1}{8} g \cdot t^2 \quad (2.8)$$

Dove t è la durata totale del salto. Fra tempo ed elevazione c'è perciò una proporzionalità di tipo quadratico a parità di accelerazione.

2.4 Validazione del calcolo del rapporto armonico e dell'entropia approssimativa

Non avendo riscontrato esempi sull'utilizzo del calcolo del rapporto armonico e dell'entropia approssimativa per la corsa, in quanto presente in letteratura solo per il

cammino, sono state effettuate delle prove per confrontare l'andamento di questi due parametri in corrispondenza ad un aumento dell'indice di asimmetria della corsa.

Per fare ciò, sono state effettuate da un soggetto normodotato delle prove di corsa in tre situazioni diverse, diminuendo ogni volta la simmetria della corsa e aumentando conseguentemente l'indice di asimmetria (Figura 2.26):

- Corsa normale con andatura preferita.
- Corsa normale con andatura preferita e peso di un chilogrammo legato alla caviglia destra.
- Corsa normale con andatura preferita e peso di due chilogrammi legato alla caviglia destra.

In tutte e tre le situazioni, la corsa è stata effettuata lungo un tragitto pari a 104 m.



Figura 2.26: A sinistra, fissaggio del peso da un chilogrammo alla caviglia destra. A destra, fissaggio del peso da due chilogrammi

In seguito, sono stati confrontati i dati relativi all'indice di asimmetria del passo e del passo semplice, al rapporto armonico nelle tre direzioni e all'entropia approssimativa nelle tre direzioni per ciascuna delle tre situazioni di corsa.

2.5 Analisi statistica

2.5.1 Prove di simmetria con carichi alle caviglie

Per quanto riguarda le prove di simmetria con i carichi alle caviglie, prima di tutto è stato effettuato un *Lilliefors* test sulle distribuzioni di dati ottenute per il rapporto armonico e l'entropia approssimativa in tutte le diverse situazioni e direzioni per verificare se la

distribuzione di valori risultava normale. In seguito, per verificare la presenza di differenze significative nelle diverse situazioni considerate, le distribuzioni di dati sono state confrontate con un *t-test*, nei casi in cui le distribuzioni erano normali, e con un *Wilcoxon* test quando non lo erano.

2.5.2 Prove di corsa

Anche per le prove di corsa è stato effettuato come prima cosa un *Lilliefors* test su tutte le distribuzioni di dati ottenute per verificare se la distribuzione di valori risultava normale. In seguito, su ogni soggetto è stata effettuata un'analisi intrasoggettiva; per verificare la presenza di differenze significative le distribuzioni di dati sono state confrontate con un test *ANOVA* ad una via, nei casi in cui le distribuzioni erano normali, e con un test *Kruskal-Wallis* quando non lo erano.

È stata inoltre effettuata un'analisi intersoggettiva; per verificare la presenza di differenze significative nelle diverse situazioni considerate, le distribuzioni di dati per ciascun parametro sono state confrontate con un test *Skillings-Mack*, equivalente del test di *Friedman* per distribuzioni di dati non bilanciate, cioè in cui ogni parametro ha un numero diverso di osservazioni.

2.5.3 Prove di salto

Per l'analisi statistica delle prove di salto, come prima cosa sono stati confrontati tutti i risultati relativi ai salti statici con tutti i risultati relativi ai salti con contromovimento, per verificare la presenza delle differenze in altezza anticipate dalla ricerca bibliografica. Questo confronto è stato effettuato utilizzando un'ANOVA ad una via per misure ripetute in caso di distribuzione normale e un test di *Friedman* in caso di distribuzione non normale. La normalità della distribuzione di dati è stata nuovamente determinata mediante un test di *Lilliefors*.

In seguito, utilizzando gli stessi test, è stato effettuato per entrambi i salti un confronto statistico fra i risultati ottenuti nelle quattro diverse situazioni di analisi.

3 Risultati

3.1 Confronto fra sensore *OPAL* e sensore *G-WALK*

3.1.1 Risultati con soggetto fisso e oggetto rigido in movimento

Poiché, a causa del loro posizionamento e del tipo di movimento impresso alla scatola, i due sensori hanno subito un movimento sincronizzato ma in verso opposto, uno dei due segnali è stato invertito di segno per poter effettuare il confronto.

Confrontando l'andamento delle accelerazioni ottenuto dai due sensori posti sull'oggetto rigido in movimento, si ottengono i seguenti grafici per le tre diverse direzioni (Figura 3.1, 3.2, 3.3).

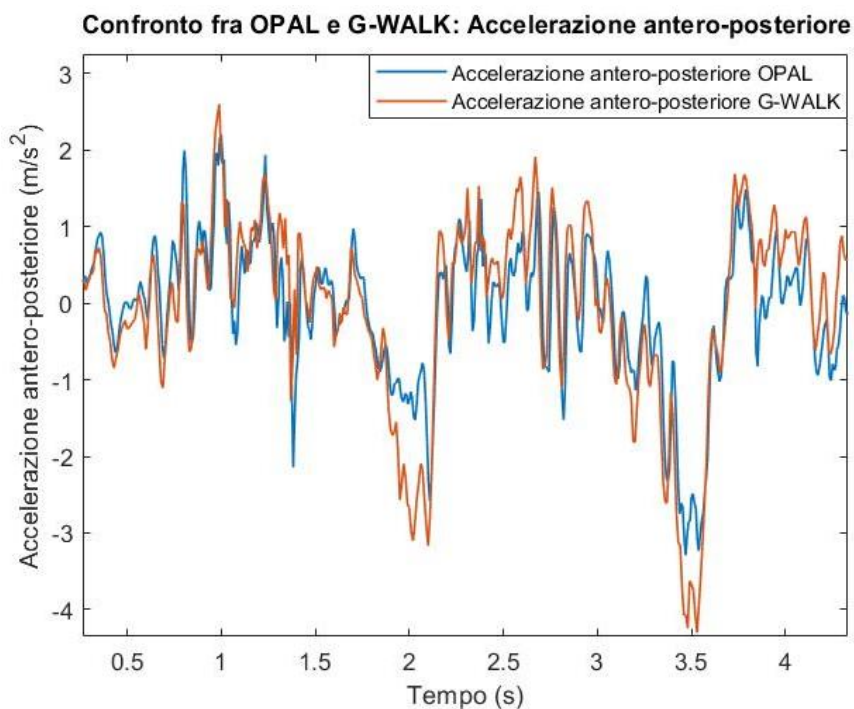


Figura 3.1: Grafico dell'accelerazione antero-posteriore dell'oggetto rigido mosso in un moto oscillatorio misurata dai due sensori. La direzione antero-posteriore coincide con l'asse passante per il centro dell'oggetto rigido e parallelo all'asse sagittale del soggetto che lo regge

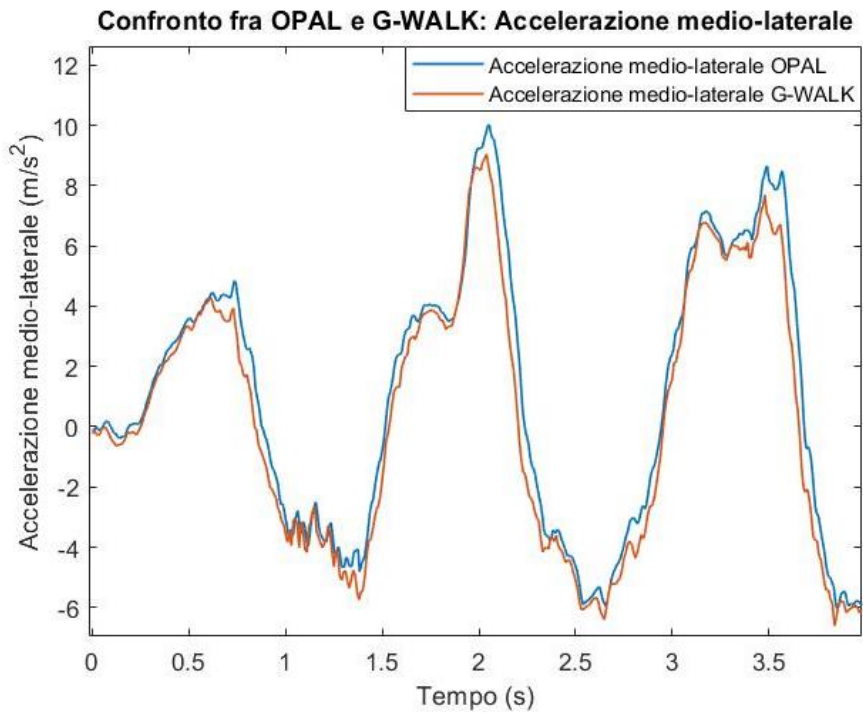


Figura 3.2: Grafico dell'accelerazione medio-laterale dell'oggetto rigido mosso in un moto oscillatorio misurata dai due sensori. La direzione medio-laterale coincide con l'asse passante per il centro dell'oggetto rigido e parallelo all'asse trasversale del soggetto che lo regge

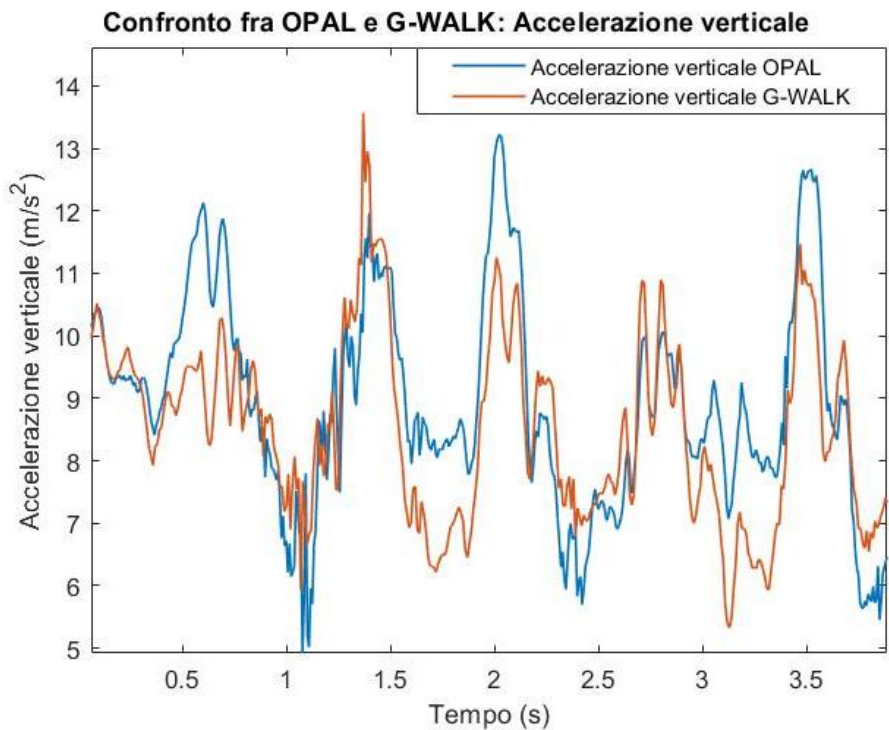


Figura 3.3: Grafico dell'accelerazione verticale dell'oggetto rigido mosso in un moto oscillatorio misurata dai due sensori. La direzione verticale coincide con l'asse passante per il centro dell'oggetto rigido e parallelo all'asse longitudinale del soggetto che lo regge

Da questi grafici è possibile vedere che i segnali registrati dai due sensori hanno un andamento simile, ma in certi punti i valori differiscono notevolmente. Di seguito è stato calcolato lo scarto quadratico medio per quantificare tale differenza (Tabella 3.1):

Tabella 3.1: Scarti quadratici medi relativi all'accelerazione nelle diverse direzioni nel caso dei due sensori posti sull'oggetto rigido in moto oscillante e con il soggetto fisso

Direzione	Scarto quadratico medio $\left(\frac{m}{s^2}\right)$
Antero-posteriore	0.5700
Medio-laterale	0.9439
Verticale	1.1660

3.1.2 Risultati con oggetto rigido fisso e soggetto in cammino

Confrontando, invece, l'andamento delle accelerazioni ottenuto dai due sensori posti sulla scatola fissa e con il soggetto in movimento con andatura normale, si ottengono i seguenti grafici per le tre diverse direzioni (Figura 3.4, 3.5, 3.6).

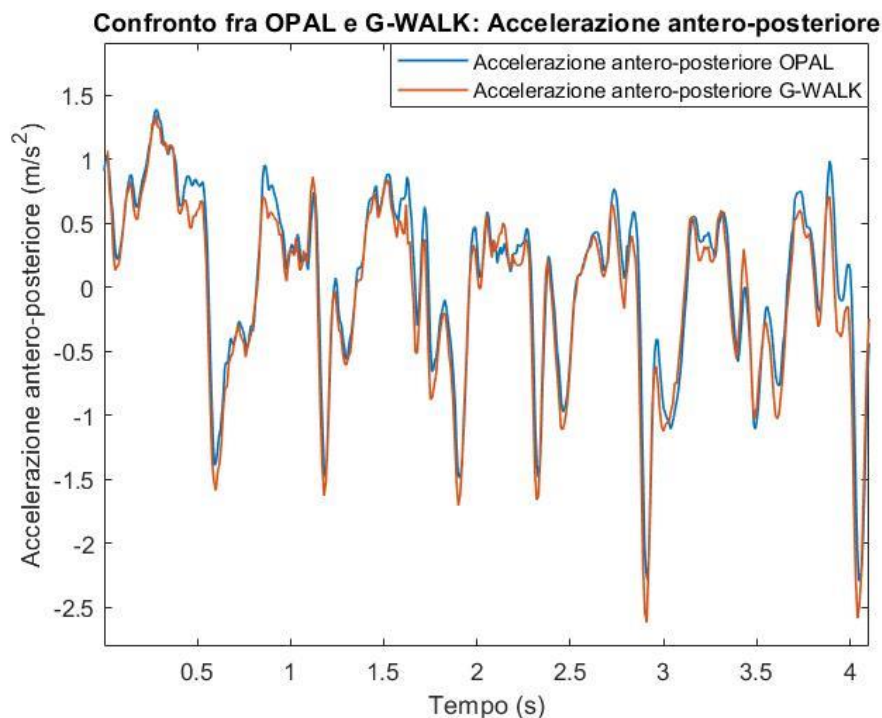


Figura 3.4: Grafico dell'accelerazione antero-posteriore dell'oggetto rigido fisso in mano ad un soggetto in movimento come misurata dai due sensori

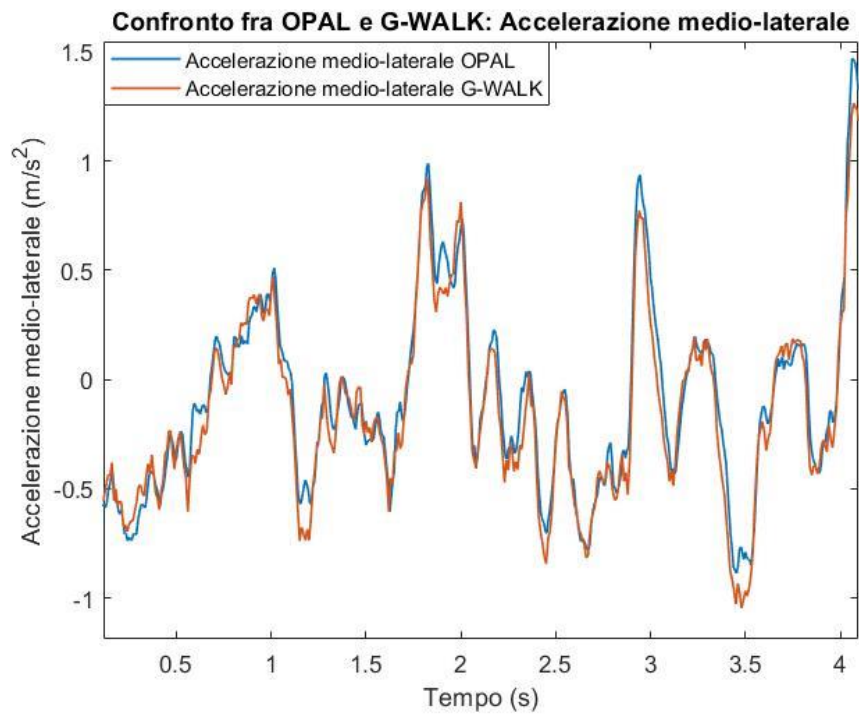


Figura 3.5: Grafico dell'accelerazione medio-laterale dell'oggetto rigido fisso in mano ad un soggetto in movimento come misurata dai due sensori

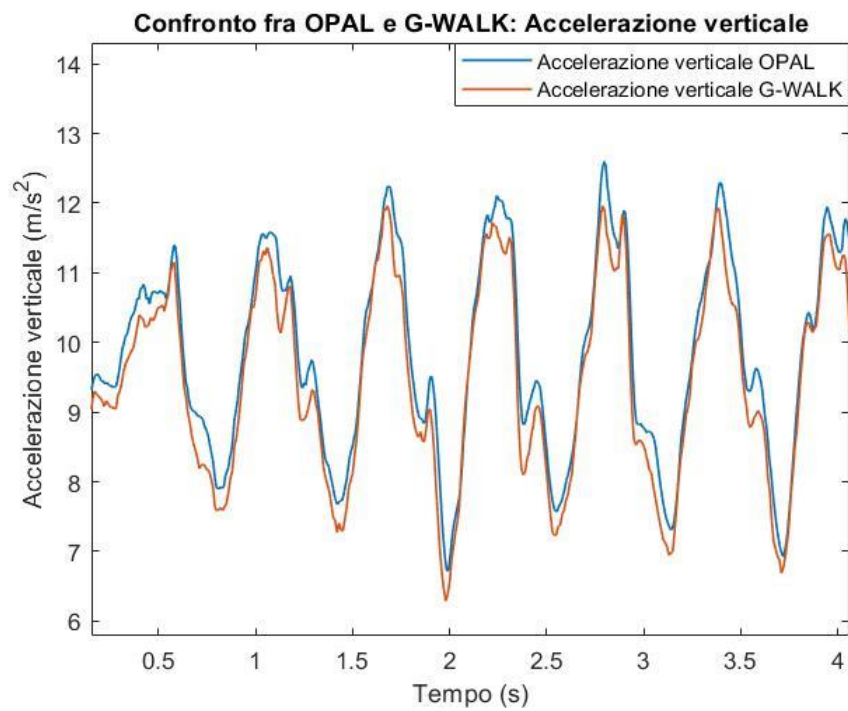


Figura 3.6: Grafico dell'accelerazione verticale dell'oggetto rigido fisso in mano ad un soggetto in movimento come misurata dai due sensori

Da questi grafici è possibile vedere che i due sensori registrano degli andamenti molto simili. Di seguito sono riportati i valori dello scarto quadratico medio (Tabella 3.2):

Tabella 3.2: Scarti quadratici medi relativi all'accelerazione nelle diverse direzioni come calcolata dai due sensori in caso di soggetto in cammino e oggetto rigido fisso

Direzione	Scarto quadratico medio $\left(\frac{m}{s^2}\right)$
Antero-posteriore	0.1951
Medio-laterale	0.1263
Verticale	0.2468

3.2 Validazione del calcolo del rapporto armonico e dell'entropia approssimativa

Di seguito sono riportati i *boxplot* degli indici di rapporto armonico in direzione medio-laterale nelle tre diverse situazioni di carico alla caviglia (Figura 3.7).

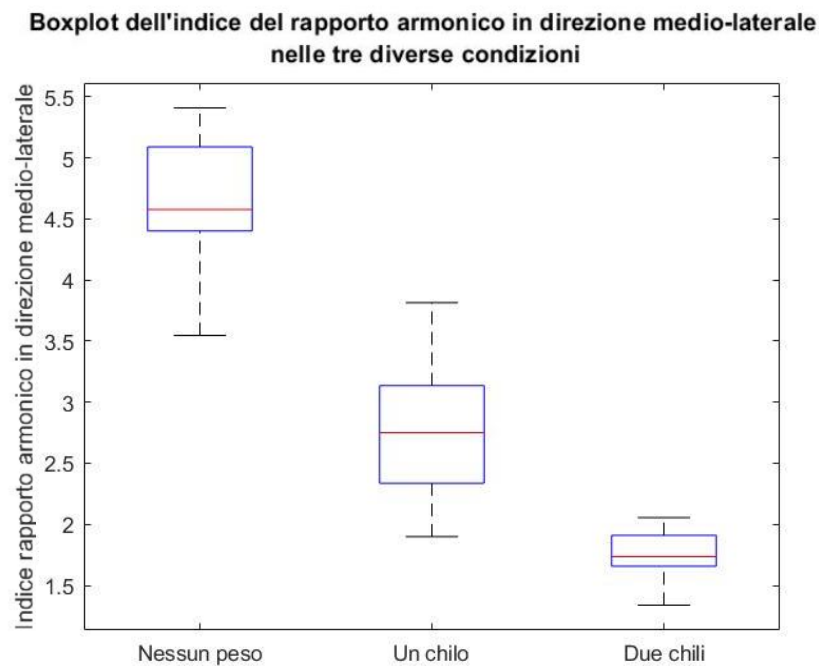


Figura 3.7: *Boxplot* delle distribuzioni dei rapporti armonici in direzione medio-laterale nelle tre situazioni di carico alla caviglia (nessun peso, un chilo, due chili)

Si può vedere che l'andamento del rapporto armonico in direzione medio-laterale è decrescente in modo regolare all'aumentare del peso applicato alla caviglia. Lo stesso vale per le altre due direzioni considerate.

In Tabella 3.3 sono indicati i valori dei *p-value* delle distribuzioni di rapporti armonici nelle tre direzioni e nelle tre diverse situazioni di carico alla caviglia.

Tabella 3.3: *p-value* delle distribuzioni di rapporti armonici nelle tre direzioni e nelle tre diverse situazioni di carico alla caviglia (0 Kg, 1 Kg, 2 Kg)

<i>p-value</i>	0 Kg – 1 Kg	1 Kg – 2 Kg	0 Kg – 2 Kg
Rapporto armonico verticale	<0.001	<0.001	<0.001
Rapporto armonico antero-posteriore	<0.001	<0.001	<0.001
Rapporto armonico medio-laterale	<0.001	<0.001	<0.001

Sono rappresentati, inoltre, i *boxplot* delle distribuzioni dell'entropia approssimativa nelle tre diverse situazioni di carico alla caviglia in direzione medio-laterale (Figura 3.8).

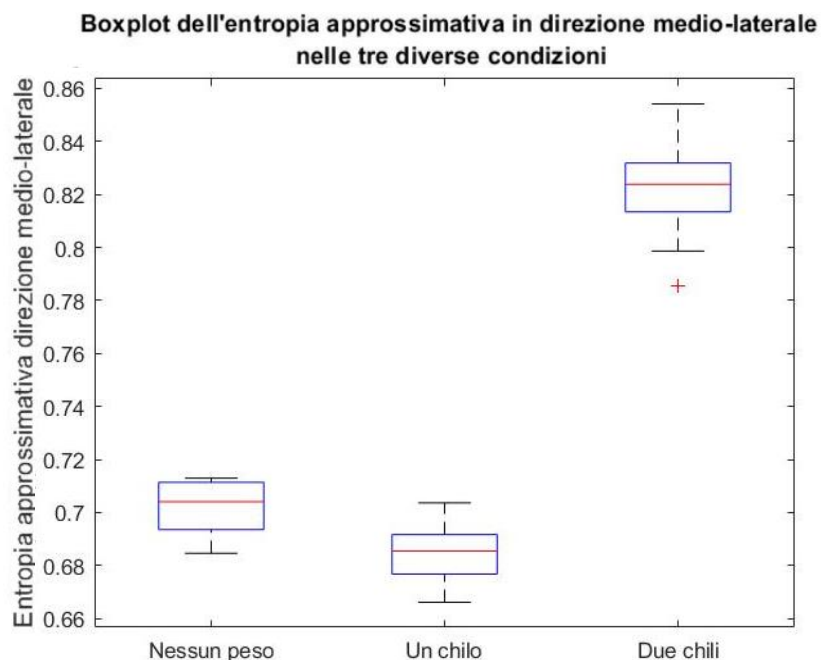


Figura 3.8: *Boxplot* delle distribuzioni dell'entropia approssimativa in direzione medio-laterale nelle tre situazioni di carico alla caviglia (nessun peso, un chilo, due chili)

Si può vedere che l'andamento dell'entropia approssimativa in direzione medio-laterale non ha un andamento regolare all'aumentare del peso applicato alla caviglia. Lo stesso vale per le altre due direzioni considerate.

In Tabella 3.4 sono indicati i valori dei *p-value* delle distribuzioni dell'entropia approssimativa nelle tre direzioni e nelle tre diverse situazioni di carico alla caviglia.

Tabella 3.4: *p-value* delle distribuzioni dell'entropia approssimativa nelle tre direzioni e nelle tre diverse situazioni di carico alla caviglia (0 Kg, 1 Kg e 2 Kg). Il simbolo – indica una differenza non significativa (*p-value* > 0.05)

<i>p-value</i>	0 Kg – 1 Kg	1 Kg – 2 Kg	0 Kg – 2 Kg
Entropia approssimativa verticale	–	–	<0.001
Entropia approssimativa antero-posteriore	<0.001	–	<0.001
Entropia approssimativa medio-laterale	<0.001	<0.001	<0.001

Nell'Appendice A sono riportati i risultati relativi alla validazione del calcolo del rapporto armonico e dell'entropia approssimativa per tutte le direzioni.

3.3 Analisi della corsa

3.3.1 Analisi intersoggettiva

I risultati analitici relativi alla corsa di ciascun soggetto sono riportati nell'Appendice B. Come prima cosa, il confronto fra l'area positiva e l'area negativa nell'analisi della velocità antero-posteriore in tutte e quattro le situazioni di corsa ha confermato che l'area negativa è superiore all'area positiva con una significatività maggiore del 99.9% (*p-value* < 0.001).

Di seguito sono elencati i risultati ottenuti dai soggetti nelle varie prove; per ciascun parametro sono illustrati i *p-value* ottenuti dall'analisi statistica intersoggettiva dei dati ricavati.

Tabella 3.5: Valori di media e deviazione standard (tra parentesi) di alcuni dei parametri ottenuti dai soggetti nelle quattro situazioni di corsa. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa

	1	2	3	4
Tempo di appoggio (s)	0.2535 (0.0241)	0.2644 (0.0244)	0.2521 (0.0229)	0.2581 (0.0254)
Tempo del passo semplice (s)	0.3252 (0.0224)	0.3283 (0.0247)	0.3272 (0.0213)	0.3268 (0.0207)

Tempo di volo (s)	0.1442 (0.0192)	0.1360 (0.0231)	0.1623 (0.0465)	0.1455 (0.0364)
Oscillazione verticale (cm)	7.25 (0.80)	7.00 (1.26)	7.89 (1.78)	7.15 (1.24)

Tabella 3.6: *p-value* relativi al confronto fra i tempi di appoggio nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Il simbolo – indica una differenza non significativa ($p\text{-value} > 0.05$). Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Tempo di appoggio	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	< 0.001	<
Confronto 1-3	–	–
Confronto 3-4	–	–
Confronto 2-4	< 0.001	>

Tabella 3.7: *p-value* relativi al confronto fra i tempi del passo semplice nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Tempo del passo semplice	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	< 0.001	<
Confronto 1-3	< 0.001	<
Confronto 3-4	< 0.001	>
Confronto 2-4	< 0.001	>

Tabella 3.8: *p-value* relativi al confronto fra i tempi di volo nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Il simbolo – indica una differenza non significativa ($p\text{-value} > 0.05$). Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Tempo di volo	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	0.049	>
Confronto 1-3	< 0.001	<
Confronto 3-4	< 0.001	>
Confronto 2-4	–	–

Tabella 3.9: *p-value* relativi al confronto fra le oscillazioni verticali nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Il simbolo – indica una differenza non significativa (*p-value* > 0.05). Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Oscillazione verticale	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	< 0.001	>
Confronto 1-3	< 0.001	<
Confronto 3-4	< 0.001	>
Confronto 2-4	–	–

Tabella 3.10: Valori di media e deviazione standard (tra parentesi) dei parametri di variabilità ottenuti dai soggetti nelle quattro situazioni di corsa. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. La direzione VT rappresenta la direzione verticale, la direzione AP rappresenta la direzione antero-posteriore e la direzione ML rappresenta la direzione medio-laterale.

		1	2	3	4
Variabilità in ampiezza dell'accelerazione (m/s²)	Direzione VT	4.56 (1.06)	4.34 (1.48)	4.70 (1.60)	4.55 (1.19)
	Direzione AP	3.69 (1.04)	3.56 (1.51)	3.42 (1.26)	3.34 (1.25)
	Direzione ML	5.06 (1.21)	4.65 (1.67)	3.98 (1.51)	4.95 (1.67)
Variabilità in ampiezza della velocità (m/s)	Direzione VT	0.1880 (0.0323)	0.1785 (0.0404)	0.2042 (0.0477)	0.2090 (0.0448)
	Direzione AP	0.1049 (0.0229)	0.1130 (0.0313)	0.1082 (0.0261)	0.1203 (0.0299)
	Direzione ML	0.1242 (0.0260)	0.1069 (0.0349)	0.1098 (0.0303)	0.1188 (0.0434)
Variabilità in ampiezza dello spostamento (m)	Direzione VT	0.0154 (0.0034)	0.0147 (0.0032)	0.0170 (0.0041)	0.0156 (0.0038)
	Direzione AP	0.0525 (0.0151)	0.0474 (0.0311)	0.0511 (0.0109)	0.0502 (0.0159)
	Direzione ML	0.0079 (0.0019)	0.0070 (0.0018)	0.0075 (0.0017)	0.0084 (0.0034)

Tabella 3.11: *p-value* relativi al confronto fra le variabilità dell'accelerazione in direzione verticale nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Il simbolo – indica una differenza non significativa (*p-value* > 0.05). Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Variabilità dell'accelerazione in direzione verticale	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	–	–
Confronto 1-3	–	–
Confronto 3-4	–	–
Confronto 2-4	0.001	<

Tabella 3.12: *p-value* relativi al confronto fra le variabilità dell'accelerazione in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Il simbolo – indica una differenza non significativa (*p-value* > 0.05). Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Variabilità dell'accelerazione in direzione antero-posteriore	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	–	–
Confronto 1-3	0.04	>
Confronto 3-4	–	–
Confronto 2-4	–	–

Tabella 3.13: *p-value* relativi al confronto fra le variabilità dell'accelerazione in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Variabilità dell'accelerazione in direzione medio-laterale	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	< 0.001	>
Confronto 1-3	< 0.001	>
Confronto 3-4	0.014	<
Confronto 2-4	0.001	<

Tabella 3.14: *p-value* relativi al confronto fra le variabilità della velocità in direzione verticale nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Il simbolo – indica una differenza non significativa (*p-value* > 0.05). Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Variabilità della velocità in direzione verticale	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	–	–
Confronto 1-3	0.017	<
Confronto 3-4	–	–
Confronto 2-4	< 0.001	<

Tabella 3.15: *p-value* relativi al confronto fra le variabilità della velocità in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Il simbolo – indica una differenza non significativa (*p-value* > 0.05). Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Variabilità della velocità in direzione antero-posteriore	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	0.006	<
Confronto 1-3	–	–
Confronto 3-4	< 0.001	<
Confronto 2-4	–	–

Tabella 3.16: *p-value* relativi al confronto fra le variabilità della velocità in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Variabilità della velocità in direzione medio-laterale	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	< 0.001	>
Confronto 1-3	< 0.001	>
Confronto 3-4	0.048	<
Confronto 2-4	< 0.001	<

Tabella 3.17: *p-value* relativi al confronto fra le variabilità dello spostamento in direzione verticale nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Il simbolo – indica una differenza non significativa (*p-value* > 0.05). Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Variabilità dello spostamento in direzione verticale	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	–	–
Confronto 1-3	< 0.001	<
Confronto 3-4	< 0.001	>
Confronto 2-4	0.003	<

Tabella 3.18: *p-value* relativi al confronto fra le variabilità dello spostamento in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Il simbolo – indica una differenza non significativa (*p-value* > 0.05). Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Variabilità dello spostamento in direzione antero-posteriore	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	< 0.001	>
Confronto 1-3	–	–
Confronto 3-4	–	–
Confronto 2-4	0.002	<

Tabella 3.19: *p-value* relativi al confronto fra le variabilità dello spostamento in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Il simbolo – indica una differenza non significativa (*p-value* > 0.05). Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Variabilità dello spostamento in direzione medio-laterale	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	< 0.001	>
Confronto 1-3	< 0.001	>
Confronto 3-4	< 0.001	<
Confronto 2-4	–	–

Tabella 3.20: Valori di media e deviazione standard (tra parentesi) dei parametri relativi alla simmetria della corsa ottenuti dai soggetti nelle quattro situazioni di corsa. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. La direzione VT rappresenta la direzione verticale, la direzione AP rappresenta la direzione antero-posteriore e la direzione ML rappresenta la direzione medio-laterale.

		1	2	3	4
Rapporto armonico	Direzione VT	3.99 (1.20)	4.08 (1.59)	3.47 (0.87)	3.71 (0.89)
	Direzione AP	1.92 (0.36)	1.79 (0.81)	2.07 (0.56)	2.11 (0.54)
	Direzione ML	2.27 (0.63)	2.05 (0.94)	2.51 (0.99)	2.32 (0.55)

Tabella 3.21: *p-value* relativi al confronto fra le variabilità del rapporto armonico in direzione verticale nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Il simbolo – indica una differenza non significativa (*p-value* > 0.05).

Rapporto armonico in direzione verticale	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	–	–
Confronto 1-3	–	–
Confronto 3-4	–	–
Confronto 2-4	–	–

Tabella 3.22: *p-value* relativi al confronto fra le variabilità del rapporto armonico in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Il simbolo – indica una differenza non significativa (*p-value* > 0.05). Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Rapporto armonico in direzione antero-posteriore	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	0.04	>
Confronto 1-3	–	–
Confronto 3-4	0.001	<
Confronto 2-4	–	–

Tabella 3.23: *p-value* relativi al confronto fra le variabilità del rapporto armonico in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di analisi. La situazione 1 rappresenta l'inizio della prima sessione di corsa, la situazione 2 rappresenta la fine della prima sessione di corsa, la situazione 3 rappresenta l'inizio della seconda sessione di corsa e la situazione 4 rappresenta la fine della seconda sessione di corsa. Il simbolo – indica una differenza non significativa ($p\text{-value} > 0.05$). Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo $>$ per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo $<$ si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Rapporto armonico in direzione medio-laterale	<i>p-value</i>	Variazione
Confronto 1-2	0.008	$>$
Confronto 1-3	0.002	$<$
Confronto 3-4	0.002	$>$
Confronto 2-4	–	–

3.3.2 Analisi intrasoggettiva

Per meglio comprendere eventuali comportamenti anomali nel singolo soggetto e provare a darne una spiegazione si è deciso di procedere anche ad un'analisi statistica intrasoggettiva.

Di seguito sono riportati i risultati ottenuti per i vari parametri analizzati di ciascun soggetto. È riportato il valore di *p-value* corrispondente solamente per quei parametri che hanno mostrato differenze statisticamente significative ($p\text{-value} < 0.05$) nei casi considerati. Tali casi sono: 1-2 che corrisponde al confronto tra la fase iniziale e quella finale della prima prova; 1-3 rappresenta il confronto tra le fasi iniziali delle due prove; 2-4 è il confronto tra le fasi finali delle due prove; 3-4 corrisponde al confronto tra la fase iniziale e quella finale della seconda prova.

Inoltre, quando è presente una differenza significativa tra due fasi, sono indicati anche gli andamenti dei parametri nelle varie situazioni prese in esame. Si utilizza il simbolo $>$ per indicare che quel determinato parametro è significativamente maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo $<$ si indica che il parametro è significativamente minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

Si è cercato, infine, di evidenziare dei parametri significativi per la corsa in ogni soggetto, comparandone gli andamenti con altre variabili o parametri analizzati.

Tabella 3.24: Risultati dell'analisi statistica sul soggetto 1. Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

^[1] Il numero 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, il numero 2 rappresenta la fase finale della prima prova, il numero 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e il numero 4 rappresenta la fase finale della seconda prova.

^[2] Y rappresenta la direzione verticale, Z rappresenta la direzione antero-posteriore e X rappresenta la direzione medio-laterale

SOGGETTO 1		1-2^[1]	1-3^[1]	2-4^[1]	3-4^[1]	<i>p-value</i>
Tempo di appoggio		<	<	>		< 0.001
Tempo di volo			<	<	>	< 0.001
Tempo del passo semplice		<	<	>	>	< 0.001
Oscillazione verticale		>	>	<	>	< 0.001
Variabilità dell'accelerazione	Y^[2]	>	>	<		< 0.001
	Z^[2]	>	>	<		< 0.001
	X^[2]	>	>			< 0.001
Variabilità della velocità	Y	>		<		< 0.001
	Z	>	>	<		< 0.001
	X	>	>	<		< 0.001
Variabilità dello spostamento	Y	>	<	<	>	< 0.001
	Z	>	>	<	>	< 0.001
	X	>	>	<	>	< 0.001
Rapporto armonico	Y	<	<			< 0.001
	Z	<			<	< 0.001
	X	<		>		< 0.001

Dalla Tabella 3.24 si riscontra che il tempo di appoggio del soggetto 1 è aumentato significativamente dalla fase iniziale (1) alla fase finale (2) della prima prova. Un aumento si nota anche tra le fasi iniziali della prima (1) e della seconda (3) prova. Si ha invece una diminuzione significativa tra le fasi finali della prima (2) e della seconda (4) prova.

Si nota che all'aumentare del tempo di appoggio la velocità media calcolata empiricamente diminuisce (Tabella 3.25) e, viceversa, ad una diminuzione di questo parametro corrisponde un aumento della velocità media.

Tabella 3.25: Velocità media calcolata empiricamente per il soggetto 1 nelle varie situazioni di corsa.
 La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

	1	2	3	4
Velocità media (m/s)	4.44	2.22	2.55	2.79

Inoltre, confrontando gli andamenti del tempo di appoggio e della variabilità dell'accelerazione in direzione antero-posteriore (Figura 3.9) si nota che all'aumentare di uno, per esempio dalla situazione 1 alla 2, l'altro diminuisce in modo significativo. Viceversa, ad una diminuzione del tempo di appoggio corrisponde un aumento della variabilità dell'accelerazione, come si può vedere confrontando le situazioni 2-4.

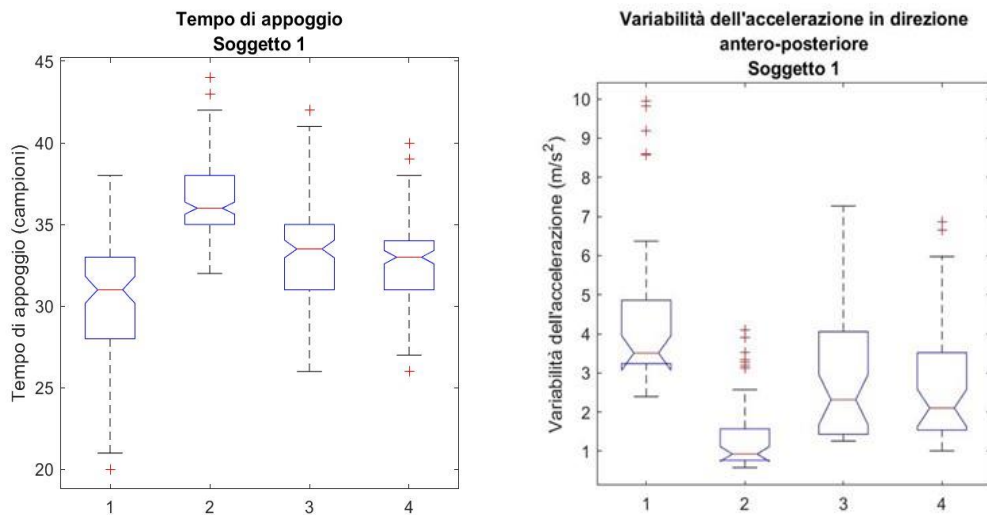


Figura 3.9: A sinistra, *boxplot* del tempo di appoggio nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 1. A destra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 1.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

Tabella 3.26: Risultati dell'analisi statistica sul soggetto 2. Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

^[1] Il numero 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, il numero 2 rappresenta la fase finale della prima prova, il numero 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e il numero 4 rappresenta la fase finale della seconda prova.

^[2] Y rappresenta la direzione verticale, Z rappresenta la direzione antero-posteriore e X rappresenta la direzione medio-laterale

SOGGETTO 2		1-2^[1]	1-3^[1]	2-4^[1]	3-4^[1]	p-value
Tempo di appoggio		>			>	< 0.001
Tempo di volo		>		<		< 0.001
Tempo del passo semplice		>			>	< 0.001
Oscillazione verticale		>	<	<	>	< 0.001
Variabilità dell'accelerazione	Y^[2]					-
	Z^[2]			>		0.0039
	X^[2]					-
Variabilità della velocità	Y			>		0.0023
	Z	<		>	<	< 0.001
	X		>	>		< 0.001
Variabilità dello spostamento	Y	<		>	>	< 0.001
	Z	<		>		< 0.001
	X	<		>		< 0.001
Rapporto armonico	Y	>			>	< 0.001
	Z	>				< 0.001
	X	>			>	< 0.001

Dalla Tabella 3.26 si nota che, a differenza di quanto avveniva per il soggetto 1, il tempo di appoggio diminuisce significativamente tra le fasi iniziale e finale sia della prima (1-2) che della seconda (3-4) prova. Questo andamento è riscontrato anche dal *boxplot* (Figura 3.10) riportato di seguito.

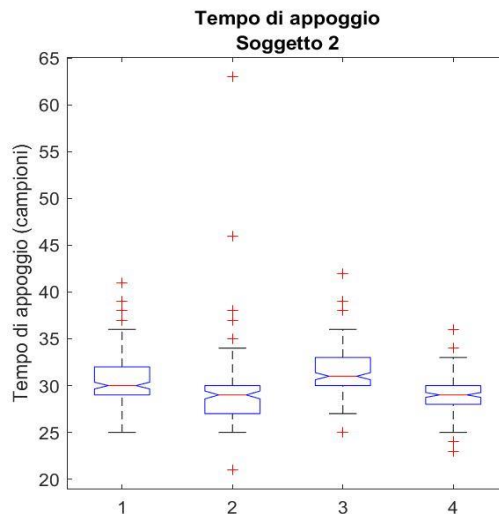


Figura 3.10: *Boxplot* del tempo di appoggio nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 2. La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

Si osserva, inoltre, che ancora una volta l'andamento di questo parametro varia con la velocità media calcolata empiricamente (Tabella 3.27) nel seguente modo: quando il tempo di appoggio diminuisce in modo significativo (1-2 e 3-4), la velocità media aumenta. Il soggetto risulta, quindi, aver corso più velocemente nelle prove alla fine dell'allenamento, sia prima (1-2) sia dopo (3-4) un mese.

Tabella 3.27: Velocità media calcolata empiricamente per il soggetto 2 nelle varie situazioni di corsa. La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

	1	2	3	4
Velocità media (m/s)	2.40	3.43	2.61	2.88

Tabella 3.28: Risultati dell'analisi statistica sul soggetto 3. Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

^[1] Il numero 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, il numero 2 rappresenta la fase finale della prima prova, il numero 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e il numero 4 rappresenta la fase finale della seconda prova.

^[2] Y rappresenta la direzione verticale, Z rappresenta la direzione antero-posteriore e X rappresenta la direzione medio-laterale

SOGGETTO 3	1-2^[1]	1-3^[1]	2-4^[1]	3-4^[1]	p-value
Tempo di appoggio	<	<			< 0.001
Tempo di volo	<	>	>		< 0.001

Tempo del passo semplice		<		>		< 0.001
Oscillazione verticale		<	<	>	>	< 0.001
Variabilità dell'accelerazione	Y^[2]					-
	Z^[2]					-
	X^[2]					-
Variabilità della velocità	Y			<		< 0.001
	Z		>			0.0023
	X	>	<		>	< 0.001
Variabilità dello spostamento	Y	>		<		< 0.001
	Z	>	>			< 0.001
	X		<		>	< 0.001
Rapporto armonico	Y					-
	Z	>			>	< 0.001
	X			>	>	< 0.001

Dalla Tabella 3.28 si riscontra che il tempo di appoggio e l'oscillazione verticale aumentano significativamente sia tra le fasi iniziale (1) e quella finale (2) della prima prova sia tra le fasi iniziali della prima (1) e seconda prova (3). L'andamento è quindi lo stesso, come si può osservare anche dai *boxplot* in Figura 3.11.

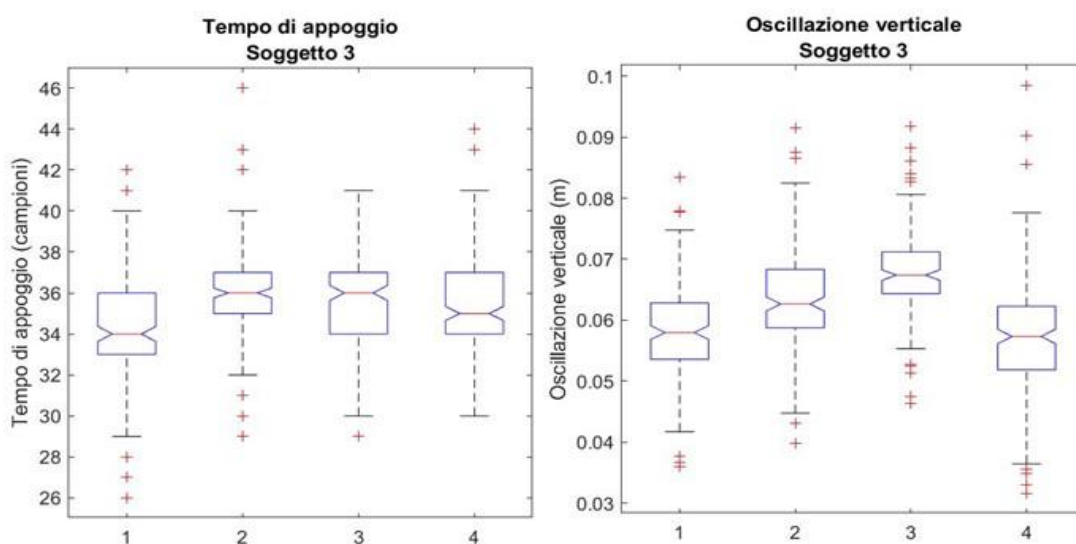


Figura 3.11: A sinistra, *boxplot* del tempo di appoggio nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 3. A destra, *boxplot* dell'oscillazione verticale nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 3.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

Tabella 3.29: Risultati dell'analisi statistica sul soggetto 4. Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

^[1] Il numero 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, il numero 2 rappresenta la fase finale della prima prova, il numero 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e il numero 4 rappresenta la fase finale della seconda prova.

^[2] Y rappresenta la direzione verticale, Z rappresenta la direzione antero-posteriore e X rappresenta la direzione medio-laterale

SOGGETTO 4		1-2^[1]	1-3^[1]	2-4^[1]	3-4^[1]	<i>p-value</i>
Tempo di appoggio				<	<	< 0.001
Tempo di volo				>	>	< 0.001
Tempo del passo semplice						-
Oscillazione verticale				>	>	< 0.001
Variabilità dell'accelerazione	Y^[2]					-
	Z^[2]			>		0.0081
	X^[2]		>	>		< 0.001
Variabilità della velocità	Y			>	>	< 0.001
	Z		>	>		< 0.001
	X		>			< 0.001
Variabilità dello spostamento	Y			>	>	< 0.001
	Z			>		0.0113
	X	>	>	<	<	< 0.001
Rapporto armonico	Y					-
	Z			<		< 0.001
	X		<	<		< 0.001

Dalla Tabella 3.29 si nota che il rapporto armonico in direzione medio-laterale aumenta significativamente sia tra le fasi iniziali della prima (1) e della seconda (3) prova sia tra le fasi finali delle due prove (2-4). Osservando l'andamento dell'indice di asimmetria del tempo di appoggio (Figura 3.12) si riscontra che segue quello del rapporto armonico nel seguente modo: quando l'indice di asimmetria diminuisce, il rapporto armonico aumenta, come si può vedere confrontando le situazioni 1-3 e 2-4.

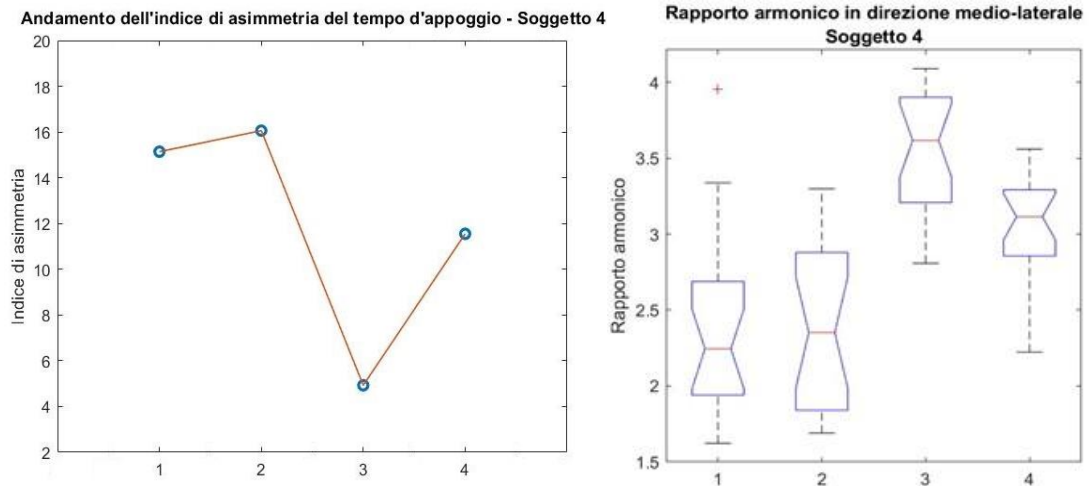


Figura 3.12: A sinistra, andamento dell'indice di asimmetria del tempo d'appoggio per il soggetto 4. A destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 4. La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

Tabella 3.30: Risultati dell'analisi statistica sul soggetto 5. Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

^[1] Il numero 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, il numero 2 rappresenta la fase finale della prima prova, il numero 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e il numero 4 rappresenta la fase finale della seconda prova.

^[2] Y rappresenta la direzione verticale, Z rappresenta la direzione antero-posteriore e X rappresenta la direzione medio-laterale

SOGGETTO 5		1-2 ^[1]	1-3 ^[1]	2-4 ^[1]	3-4 ^[1]	<i>p-value</i>
Tempo di appoggio			>		<	< 0.001
Tempo di volo			<		>	< 0.001
Tempo del passo semplice						-
Oscillazione verticale						-
Variabilità dell'accelerazione	Y ^[2]				<	0.0077
	Z ^[2]			<	<	0.0019
	X ^[2]	>	>	<	<	< 0.001
Variabilità della velocità	Y		>	<	<	< 0.001
	Z	<		<	<	< 0.001
	X	>	>	<	<	< 0.001
Variabilità dello spostamento	Y	>	>	<	<	< 0.001
	Z	>		<	<	< 0.001
	X	>	>	<	<	< 0.001

Rapporto armonico	Y		>			< 0.001
	Z			>		0.0031
	X	>		<		< 0.001

Dalla Tabella 3.30 si nota che il tempo d'appoggio diminuisce significativamente tra le fasi iniziali di prima (1) e seconda (3) prova ed aumenta tra le fasi iniziale (3) e finale (4) della seconda prova.

Osservando i valori della velocità media calcolata empiricamente (Tabella 3.31) si nota che, solo nel confronto dei casi 3-4, quando il tempo di appoggio aumenta, la sua velocità diminuisce, mentre nel confronto dei casi 1-3, sia il tempo d'appoggio che la velocità media calcolata empiricamente diminuiscono.

Tabella 3.31: Velocità media calcolata empiricamente per il soggetto 5 nelle varie situazioni di corsa.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

	1	2	3	4
Velocità media (m/s)	2.82	1.62	2.71	2.59

La velocità media è calcolata empiricamente come il rapporto tra la lunghezza percorsa correndo e il tempo impiegato. Il soggetto 5 ha alternato tratti di percorso in corsa a tratti in cammino, rendendo più complesso il calcolo della distanza compiuta correndo. La percentuale di tragitto che il soggetto ha effettuato in corsa (Figura 3.13) è diminuita dall'89.05% al 55.03% tra le fasi iniziale (1) e finale (2) della prima prova. Invece, tra le fasi iniziale (3) e finale (4) della seconda prova, è diminuita dal 92.31% al 64.62%.

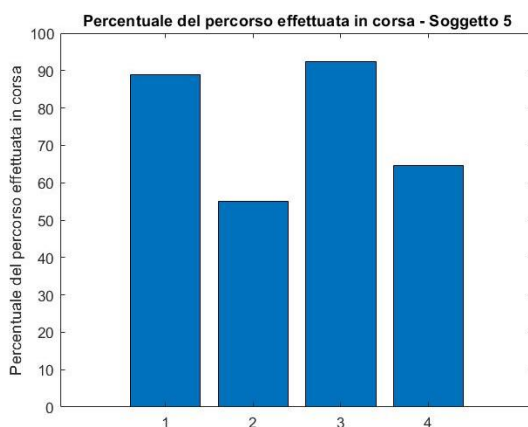


Figura 3.13: Percentuale del percorso effettuata in corsa per il soggetto 5.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

Tabella 3.32: Risultati dell'analisi statistica sul soggetto 6. Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

^[1] Il numero 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, il numero 2 rappresenta la fase finale della prima prova, il numero 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e il numero 4 rappresenta la fase finale della seconda prova.

^[2] Y rappresenta la direzione verticale, Z rappresenta la direzione antero-posteriore e X rappresenta la direzione medio-laterale

SOGGETTO 6		1-2^[1]	1-3^[1]	2-4^[1]	3-4^[1]	p-value
Tempo di appoggio		>	>		<	< 0.001
Tempo di volo			<		>	< 0.001
Tempo del passo semplice						-
Oscillazione verticale		>	<	>	>	< 0.001
Variabilità dell'accelerazione	Y^[2]		<			0.0116
	Z^[2]	<	<	<		< 0.001
	X^[2]					-
Variabilità della velocità	Y		<			< 0.001
	Z		<	<		< 0.001
	X	<	<	<		< 0.001
Variabilità dello spostamento	Y		<			< 0.001
	Z		<	<		< 0.001
	X	<	<	<		< 0.001
Rapporto armonico	Y	>	>	<		< 0.001
	Z		>	<	<	< 0.001
	X					-

Dalla Tabella 3.32 si nota che l'oscillazione verticale e il tempo di appoggio variano in modo diverso rispetto a quanto era accaduto per il soggetto 3. Tra le fasi iniziali della prima (1) e della seconda (3) prova, il tempo di appoggio diminuisce significativamente, mentre l'oscillazione verticale aumenta. Inoltre, anche tra le fasi iniziale (3) e finale (4) della seconda prova i due parametri hanno andamenti opposti; è possibile notarlo anche dai *boxplot* in Figura 3.14.

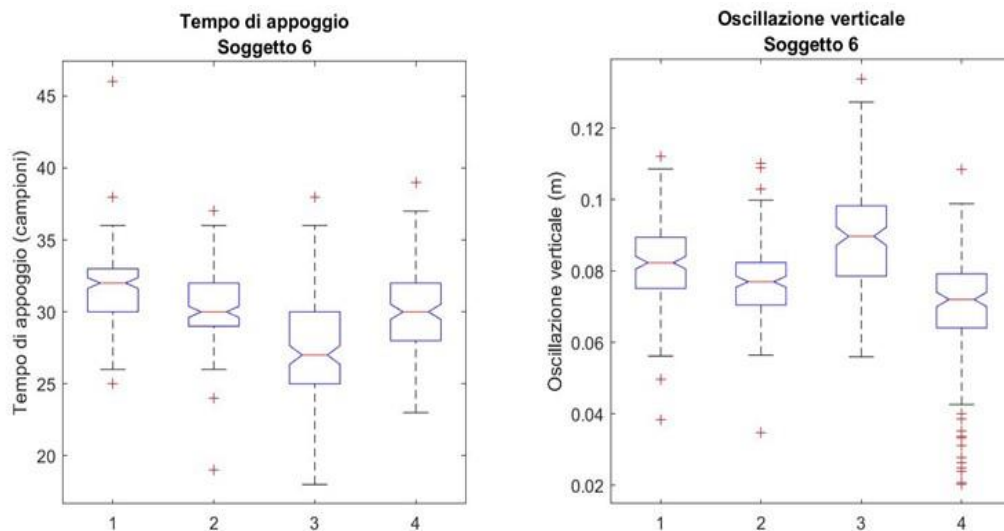


Figura 3.14: A sinistra, *boxplot* del tempo di appoggio nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 6. A destra, *boxplot* dell'oscillazione verticale nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 6. La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

Tabella 3.33: Risultati dell'analisi statistica sul soggetto 7. Quando è presente una differenza significativa tra due fasi delle prove sono indicati gli andamenti dei parametri: si utilizza il simbolo > per indicare che quel determinato parametro è maggiore nella prima fase considerata rispetto alla seconda, viceversa con il simbolo < si indica che il parametro è minore nella prima fase considerata rispetto alla seconda.

^[1] Il numero 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, il numero 2 rappresenta la fase finale della prima prova, il numero 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e il numero 4 rappresenta la fase finale della seconda prova.

^[2] Y rappresenta la direzione verticale, Z rappresenta la direzione antero-posteriore e X rappresenta la direzione medio-laterale

SOGGETTO 7		1-2^[1]	1-3^[1]	2-4^[1]	3-4^[1]	p-value
Tempo di appoggio		<	<	>		< 0.001
Tempo di volo		>	>	<	<	< 0.001
Tempo del passo semplice		<			<	< 0.001
Oscillazione verticale		>	>	<	<	< 0.001
Variabilità dell'accelerazione	Y^[2]					-
	Z^[2]	>	>			< 0.001
	X^[2]					-
Variabilità della velocità	Y		<			0.0069
	Z		>	>		< 0.001
	X	>		>	>	< 0.001
Variabilità dello spostamento	Y	<	<			< 0.001
	Z					-

	X		<	>	>	< 0.001
Rapporto armonico	Y					-
	Z					-
	X		<		>	0.0016

Dalla Tabella 3.33 si riscontra che il rapporto armonico in direzione medio-laterale aumenta significativamente tra le fasi iniziali della prima (1) e della seconda (3) prova e diminuisce in modo significativo tra le fasi iniziale (3) e finale (4) della seconda prova.

Osservando l'andamento dell'indice di asimmetria del tempo di appoggio (Figura 3.15), si nota che non c'è sempre la stessa corrispondenza che era invece stata trovata nel soggetto 4. Infatti, in questo caso, solo nelle situazioni 1-3 ad una diminuzione dell'indice di asimmetria corrisponde un aumento significativo del rapporto armonico. Invece, nelle situazioni 3-4 i due parametri diminuiscono entrambi.

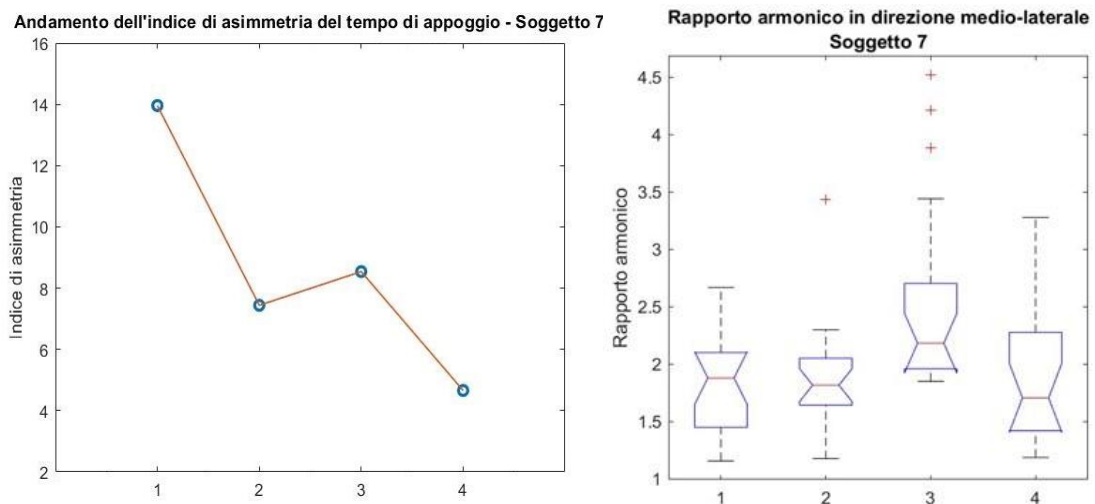


Figura 3.15: A sinistra, andamento dell'indice di asimmetria del tempo di appoggio per il soggetto 7. A destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 7. La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

Nell'Appendice C sono riportati per ciascun soggetto i *boxplot* relativi ad ogni parametro.

3.4 Analisi dei salti

Per l'analisi dei salti sono stati effettuati tre diversi confronti: prima di tutto è stata confrontata la durata dei salti statici con la durata dei salti con contromovimento; in seguito, è stata confrontata la durata dei salti con contromovimento nelle quattro diverse

situazioni di analisi e infine è stata confrontata la durata dei salti statici nelle quattro diverse situazioni di analisi.

Di seguito è illustrata la tabella con tutti i *p-value* ottenuti. Quando un *p-value* denota una differenza non significativa ($p\text{-value} > 0.05$) il valore è stato sostituito dal simbolo –.

Tabella 3.34: Risultati dei test statistici effettuati sui risultati delle prove di salto. Il simbolo – indica una differenza non significativa ($p\text{-value} > 0.05$)

	<i>p-value</i>
Confronto fra salti verticali statici e salti verticali con contromovimento	–
Confronto fra salti verticali con contromovimento nelle diverse situazioni di analisi	–
Confronto fra salti verticali statici nelle diverse situazioni di analisi	–

Nell'Appendice D sono riportate le durate di tutti i salti effettuati dai soggetti.

4 Discussione

4.1 Confronto fra sensore *OPAL* e sensore *G-WALK*

4.1.1 Risultati con soggetto fisso e oggetto rigido in movimento

I risultati ottenuti dai due diversi sensori con questo tipo di movimento, pur mostrando un andamento simile, hanno dei valori abbastanza diversi (Figure 3.1, 3.2, 3.3). Ciò può essere riscontrato anche dai valori di scarto quadratico medio molto elevati (Tabella 3.1). Tuttavia, è necessario tener conto del posizionamento dei due sensori e del movimento dell'oggetto rigido. Come illustrato nella sezione di Materiali e Metodi (Figura 2.6), i due sensori erano legati mediante le rispettive cinture all'oggetto rigido e posizionati verso il centro dello stesso. Poiché non era possibile legarli entrambi nello stesso punto a causa del reciproco ingombro, è stato necessario distanziarli dal centro dell'oggetto. Il moto doppio-conico a cui era sottoposto l'asse trasversale dell'oggetto rigido avrebbe quindi dovuto generare due andamenti uguali in modulo ma opposti in verso. Ciononostante, il movimento non è stato impresso da una macchina ma da un operatore, rendendo di conseguenza difficile la precisione del movimento attorno al centro dell'oggetto. Di conseguenza i valori di accelerazione agente sui due sensori non erano esattamente gli stessi. Per questo motivo, si è deciso di ripetere le prove tenendo l'oggetto rigido fisso tra le mani e camminando, in modo tale che il movimento dei due sensori fosse precisamente lo stesso.

4.1.2 Risultati con oggetto rigido fisso e soggetto in cammino

I risultati ottenuti con questo tipo di movimento sono stati migliori e i grafici delle accelerazioni misurate dai due sensori sono più simili (Figure 3.4, 3.5 e 3.6). Inoltre, anche i valori di scarto quadratico medio sono più bassi (Tabella 3.2), mostrando che le supposizioni riguardo alle motivazioni dei risultati del primo esperimento erano corrette. Inoltre, in tutti i grafici, ma in particolare in quello relativo alla direzione verticale (Figura 3.6), è possibile notare che parte della differenza fra i risultati ottenuti dai due sensori è dovuta ad un diverso valore di offset. Infatti, l'accelerazione ottenuta dall'*OPAL* è traslata leggermente verso l'alto rispetto a quella ottenuta dal *G-WALK*. Lo scarto quadratico medio è quindi parzialmente dovuto a questo offset, e non ad una differenza nell'andamento. Questo offset non influisce né sul calcolo dei parametri spazio-temporali, né sul calcolo della variabilità dell'accelerazione e della simmetria di

cammino. Inoltre, viene corretto in seguito all'integrazione del segnale. È quindi ragionevole supporre che utilizzando lo stesso algoritmo sui dati ricavati dai due sensori, i parametri del cammino calcolati siano gli stessi. È perciò possibile utilizzare i due sensori indifferentemente.

4.2 Validazione del calcolo del rapporto armonico e dell'entropia approssimativa

Dai risultati ottenuti si riscontra che, all'aumentare del peso legato alla caviglia destra, gli indici di asimmetria del passo e del passo semplice, nelle tre direzioni, hanno un andamento ben definito: aumentano, indicando una corsa meno simmetrica. Il rapporto armonico, invece, diminuisce in tutte e tre le direzioni, indicando una corsa più irregolare. Questa diminuzione del rapporto armonico in parallelo all'aumento degli indici di asimmetria sembra suggerire, come riscontrato in bibliografia, che il metodo per il calcolo del rapporto armonico applicato al cammino e qui ampliato alla corsa può essere definito come una misura della simmetria del passo: la diminuzione del rapporto armonico comporta una minore simmetria del passo.

Un andamento meno regolare si riscontra per l'entropia approssimativa, che tende ad aumentare in corrispondenza dell'aumento del peso, indicando una corsa meno regolare, ma con alcune eccezioni in cui il valore diminuisce.

Tuttavia, questi risultati non bastano per esprimere una significatività nella correlazione di rapporto armonico ed entropia approssimativa con la simmetria della corsa. Per questo motivo è stata svolta un'analisi statistica sulle distribuzioni di valori di rapporto armonico ed entropia approssimativa per trovare differenze significative tra le tre situazioni di carico.

Tramite l'analisi statistica si è verificato se le differenze tra le tre situazioni di carico fossero significative, controllando il valore di *p-value*. Per avere significatività questo valore deve essere inferiore a 0.05.

Si è trovato (Tabella 3.4) che, per le distribuzioni dei rapporti armonici, le differenze sono sempre significative, in tutte e tre le direzioni. Al cambiamento della simmetria del passo, quindi, si riscontrano cambiamenti significativi nei valori del rapporto armonico: si ha una diminuzione del valore di questo parametro all'aumentare del peso applicato, che corrisponde ad un aumento dell'asimmetria del passo.

Perciò, anche se solo su un soggetto di prova, è stata dimostrata una forte correlazione fra la simmetria del passo e il rapporto armonico nella corsa.

Invece, le differenze tra le tre situazioni di carico nelle distribuzioni dell'entropia approssimativa non sono sempre significative. La significatività si riscontra sempre solo tra la situazione senza carico e quella con due chilogrammi: in questo caso, i valori di entropia approssimativa aumentano per tutte e tre le direzioni all'aumentare del peso applicato, quindi all'aumentare dell'asimmetria della corsa.

Tra la situazione senza carico e quella con il peso da un chilogrammo applicato alla caviglia l'entropia approssimativa aumenta significativamente solo in direzione antero-posteriore. In direzione medio-laterale è presente una differenza significativa in verso opposto a quello atteso: i valori di entropia approssimativa diminuiscono all'aumentare del carico. Tra la situazione con il peso da un chilogrammo applicato e quella con applicato il peso da due chilogrammi, la significatività è presente solo in direzione medio-laterale.

Il parametro dell'entropia approssimativa non è quindi adatto per fornire un'indicazione riguardo alla simmetria della corsa, per questo motivo si è deciso di escluderlo dalle prove successive.

Si tiene in considerazione, invece, il rapporto armonico, che presenta una forte correlazione con la simmetria del passo nella corsa.

4.3 Analisi della corsa

4.3.1 Analisi intersoggettiva

L'analisi statistica effettuata su tutti i soggetti analizzati ha evidenziato in alcuni parametri variazioni significative spiegabili alla luce della teoria, mentre in altri parametri non sono state individuate tali differenze oppure ne sono state individuate alcune di difficile comprensione.

Sia quando queste differenze sono presenti, sia quando non lo sono, è importante tenere conto del fatto che i risultati forniti non possono essere in alcun modo definitivi e completamente attendibili a causa della popolazione in esame estremamente ristretta.

Si ricorda che i casi messi a confronto nell'analisi intrasoggettiva sono i seguenti: 1-2 che corrisponde al confronto tra la fase iniziale e quella finale della prima prova; 1-3 rappresenta il confronto tra le fasi iniziali delle due prove; 2-4 è il confronto tra le fasi finali delle due prove; 3-4 corrisponde al confronto tra la fase iniziale e quella finale della seconda prova.

Nel seguente paragrafo si elencano tali differenze significative spiegate per ciascun parametro.

Per i successivi confronti si rimanda alle Tabelle dalla 3.5 alla 3.23.

Area positiva e area negativa nella velocità antero-posteriore. Come previsto, l'area positiva ha un valore significativamente inferiore rispetto all'area negativa. Come precedentemente spiegato nella sezione di Materiali e Metodi, ciò rispecchia quanto dovrebbe accadere fisiologicamente, poiché la maggior parte del ciclo della corsa avviene ad una velocità minore rispetto alla velocità presente nel momento di contatto iniziale, alla fine della fase di volo. Questo parametro fornisce una conferma sulla correttezza dell'algoritmo di calcolo degli istanti temporali del ciclo della corsa.

Tempo di appoggio. Questo parametro è stato utilizzato per stimare l'andamento della velocità. È infatti noto che, al diminuire della velocità della corsa, la durata della fase d'appoggio aumenta, e viceversa. Si è preferito utilizzare questo parametro rispetto alla velocità calcolata mediante integrazione dell'accelerazione in quanto, come spiegato nella sezione di Materiali e Metodi, per la correzione della deriva dovuta all'integrazione è stato necessario tener conto della velocità media calcolata empiricamente. Poiché in diverse situazioni, per esempio quando i soggetti alternavano momenti di corsa e momenti di cammino, è stato difficile calcolare con esattezza la distanza compiuta correndo, l'andamento della velocità è soggetto ad errori di misurazione non presenti, invece, nel calcolo del tempo d'appoggio.

I risultati dell'analisi intersoggettiva mostrano che, durante la prima sessione di prova (1-2), il tempo di appoggio è aumentato significativamente, indicando un rallentamento dovuto probabilmente alla stanchezza. Durante la seconda sessione di prova (3-4), invece, non è presente un rallentamento significativo. Inoltre, il tempo di appoggio nella fase finale della seconda prova è significativamente minore rispetto al tempo di appoggio nella fase finale della prima (2-4), indicando che i soggetti sono stati in grado di correre più velocemente alla fine della seconda sessione di prova rispetto che alla fine della prima.

Questi risultati sembrano indicare che esercitarsi per un mese abbia migliorato la resistenza alla fatica.

Tempo di volo. Il tempo di volo è diminuito significativamente tra la fase iniziale e quella finale sia della prima (1-2) sia della seconda (3-4) sessione di prova. Anche questo andamento mostra una possibile correlazione con la variazione della velocità. Infatti, come emerge dalla ricerca bibliografica, all'aumentare della velocità la percentuale della fase di volo nel passo aumenta. Il fatto che, durante entrambe le prove, il tempo di volo diminuisca può perciò essere indicativo della diminuzione di velocità che emerge anche dall'analisi della durata della fase di appoggio. Da questo parametro sembra inoltre emergere anche un miglioramento della prestazione in seguito ad un mese di esercizio. Infatti, il tempo di volo è significativamente superiore nella fase iniziale della seconda prova rispetto alla fase iniziale della prima (1-3), indicando una possibile accelerazione.

Tempo del passo semplice. Le variazioni del tempo del passo semplice, rispetto alle variazioni del tempo di appoggio e del tempo di volo, sembrano avere un andamento più casuale; il parametro, per esempio, aumenta durante la prima sessione di prova (1-2) ma diminuisce durante la sessione del mese successivo (3-4). Ciò può essere dovuto al fatto che il tempo del passo semplice è formato da una fase di appoggio e da una fase di doppia sospensione. Come si è visto precedentemente, all'aumentare della velocità il tempo di appoggio diminuisce mentre il tempo di volo aumenta, rendendo quindi non certa la variazione del tempo del passo semplice.

Oscillazione verticale. Anche l'oscillazione verticale potrebbe essere usata come un indicatore dell'andamento della velocità, in quanto, da ricerca bibliografica, è noto che più la velocità è bassa, più l'oscillazione verticale dovrebbe essere alta.

Tuttavia, ciò non avviene nelle presenti prove. Infatti, durante la prima sessione di allenamento (1-2), malgrado l'andamento del tempo di volo e del tempo di appoggio indichino un rallentamento significativo dei soggetti, l'oscillazione massima diminuisce anziché aumentare.

Questo andamento potrebbe essere dovuto ad un errato posizionamento dei sensori; infatti, nel caso in cui il sensore fosse stato posizionato incorrettamente sulla vita dei soggetti, per esempio stringendo troppo poco la cintura, esso si sarebbe mosso durante la corsa portando a dei valori di oscillazione verticale sbagliati. Poiché è stato difficile ottenere dai soggetti un riscontro preciso sul posizionamento dei sensori, è probabile che tali errori di misura si siano verificati. Inoltre, per ottenere l'andamento dell'oscillazione verticale del sensore, come spiegato nella sezione Materiali e Metodi, si sono accumulati errori dovuti alla doppia integrazione del segnale dell'accelerazione e alla correzione manuale della deriva mediante ipotesi semplificative. È quindi probabile che questi elementi abbiano portato ad un calcolo errato dei valori di oscillazione verticale, parametro che quindi non dovrebbe essere tenuto in considerazione per la stima dell'andamento della velocità.

Variabilità dell'accelerazione nelle tre direzioni. Di questi tre parametri, quello che presenta maggiori differenze significative è la variabilità dell'accelerazione in direzione medio-laterale. Nelle altre due direzioni è presente una variazione significativa solamente in uno dei confronti effettuati, segno che le variabilità dell'accelerazione in direzione verticale e in direzione antero-posteriore non variano significativamente durante le prove, oppure variano in modo casuale e non è quindi possibile trovare un andamento comune a tutti i soggetti.

Tuttavia, anche studiando l'andamento della variabilità dell'accelerazione medio-laterale durante la corsa, non è possibile trovare un andamento attribuibile all'allenamento o alla stanchezza dei soggetti. Infatti, la variabilità dell'accelerazione in questa direzione diminuisce durante la prima sessione di allenamento (1-2), ma aumenta durante la seconda (3-4). A distanza di un mese, la variabilità è minore nella fase iniziale della prova (1-3), ma maggiore nella fase finale (2-4).

Ciononostante, nelle situazioni in cui era presente una variazione significativa del tempo di appoggio, la variabilità dell'accelerazione sembra avere un andamento riconducibile a quello della velocità, diminuendo quando diminuisce la velocità e aumentando quando la velocità aumenta. Questo sembra suggerire che, almeno in parte, la variabilità dell'accelerazione dipenda dalla velocità della corsa.

Nell'analizzare questo parametro bisogna però tenere conto anche di eventuali errori nell'utilizzo della strumentazione. Infatti, come spiegato anche per il calcolo dell'oscillazione verticale, nel caso in cui il sensore non fosse fissato al meglio alla vita

del soggetto esso si sarebbe mosso durante la corsa portando ad una variabilità maggiore di quella effettiva.

Questa considerazione va ampliata anche alla variabilità nelle tre direzioni della velocità e della posizione, analizzate qui di seguito, in quanto questi parametri sono stati ottenuti direttamente dall'accelerazione per successive integrazioni.

Variabilità della velocità nelle tre direzioni. Questa variabilità ha un andamento molto diverso nelle tre direzioni.

In direzione verticale, il parametro non subisce variazioni durante nessuna delle due sessioni di prova (1-2, 3-4), ma aumenta significativamente a distanza di un mese (1-3, 2-4). Anche l'andamento della variabilità della velocità potrebbe quindi essere ricondotto all'andamento della velocità, indicando che, almeno in direzione verticale, più la velocità è alta più la variabilità aumenta.

Ciò non si verifica tuttavia in direzione antero-posteriore. In questa direzione non si verificano variazioni a distanza di un mese (1-3, 2-4), ma durante entrambe le sessioni di prova la variabilità aumenta (1-2, 3-4), malgrado la velocità fosse diminuita durante la prima prova. Si potrebbe pensare che l'aumento della variabilità della velocità in direzione antero-posteriore sia dovuto ad una maggiore stanchezza nelle fasi finali delle due prove. Sembra, in questo caso, che il mese di allenamento non abbia portato a benefici evidenti.

Per quanto riguarda la variabilità della velocità in direzione medio-laterale, essa presenta lo stesso andamento della variabilità dell'accelerazione nella medesima direzione. Come valeva per la variabilità dell'accelerazione nella medesima direzione e per la variabilità della velocità in direzione verticale, è perciò possibile trovare una corrispondenza con la variazione del tempo di appoggio, e quindi con la velocità.

Variabilità dello spostamento nelle tre direzioni. Come avveniva per la variabilità della velocità in direzione verticale, anche la variabilità dello spostamento nella medesima direzione, laddove c'erano variazioni significative del tempo d'appoggio, segue l'andamento della velocità, aumentando a distanza di un mese nella fase finale della seconda prova (2-4). Tuttavia, non sono presenti differenze significative durante la prima sessione di prova (1-2), malgrado la diminuzione della velocità.

In direzione antero-posteriore, al contrario di quanto accadeva per la variabilità della velocità, la variabilità dello spostamento segue l'andamento della velocità, diminuendo durante la prima prova (1-2) e aumentando a distanza di un mese nella fase finale della seconda prova (2-4).

Infine, in direzione medio-laterale, come accadeva per la variabilità della velocità e la variabilità dell'accelerazione, la variabilità dello spostamento segue ancora una volta l'andamento della velocità.

È quindi evidente che, nella maggior parte dei casi, l'andamento di tutti i parametri di variabilità segue l'andamento della velocità, e non può pertanto essere utilizzato per

segnalare eventuali miglioramenti nella regolarità della corsa ottenuti grazie al mese di esercizio. Tuttavia, oltre a tener conto dei possibili errori di misurazione dovuti al posizionamento dei sensori, è necessario tenere in considerazione gli errori di integrazione verificatisi nel calcolo dell'andamento della velocità e dello spostamento, che potrebbero aver reso questi parametri poco affidabili.

Rapporto armonico. In direzione verticale, questo parametro non subisce variazioni significative in nessuna delle situazioni analizzate.

In direzione antero-posteriore e medio-laterale, invece, il rapporto armonico subisce variazioni nel corso delle prove, sebbene tali variazioni non siano sempre uguali nelle due direzioni. Infatti, durante la prima sessione di prova (1-2) il rapporto armonico diminuisce in entrambe le direzioni, mentre durante la seconda (3-4) diminuisce in direzione medio-laterale ma aumenta in direzione antero-posteriore, non rendendo chiaro se c'è stato un miglioramento o un peggioramento nella regolarità della corsa.

Solamente in direzione medio-laterale, il rapporto armonico varia a distanza di un mese (1-3), aumentando come a denotare una corsa più regolare dovuta al mese di allenamento.

4.3.2 Analisi intrasoggettiva

Si procede ora con la discussione dei risultati dell'analisi intrasoggettiva, effettuata per comprendere meglio eventuali comportamenti anomali nel singolo soggetto o evidenziarne delle caratteristiche. Si ricorda che i casi messi a confronto nell'analisi intrasoggettiva sono i seguenti: 1-2 che corrisponde al confronto tra la fase iniziale e quella finale della prima prova; 1-3 rappresenta il confronto tra le fasi iniziali delle due prove; 2-4 è il confronto tra le fasi finali delle due prove; 3-4 corrisponde al confronto tra la fase iniziale e quella finale della seconda prova.

Per i confronti analizzati nel seguente paragrafo si rimanda alle Tabelle 3.24, 3.26, 3.28, 3.29, 3.30, 3.32, 3.33, relative a ciascun soggetto, in cui sono evidenziati gli andamenti dei vari parametri.

Per ottenere una stima dell'andamento della velocità, si è deciso, in seguito all'analisi intersoggettiva, di utilizzare esclusivamente l'andamento del **tempo d'appoggio**.

Nell'analisi del tempo di appoggio dei vari soggetti, è stato prima di tutto riscontrato che all'aumentare di questo parametro, la velocità media calcolata empiricamente diminuisce e, viceversa, ad una diminuzione di questo parametro corrisponde un aumento della velocità media. Nella sezione dei Risultati ne è stato riportato un esempio per il soggetto 1 (Tabelle 3.24 e 3.25). Sui 7 soggetti analizzati, la totalità presenta questa corrispondenza in almeno un confronto tra le diverse situazioni di corsa considerate. Tali andamenti rispecchiano quanto già noto: infatti, quando diminuisce la velocità, il tempo di ciascun passo si allunga e aumenta anche la proporzione della fase di appoggio all'interno del ciclo del passo nella corsa.

Se si prendono in considerazione tutti i confronti effettuati sui singoli soggetti in cui è presente una differenza significativa fra i tempi di appoggio, su 17 confronti solo 3 non rispecchiano questo comportamento. Ciò può essere dovuto ad errori sperimentali nel calcolo della velocità media.

Come già spiegato in precedenza, infatti, la velocità media è stata calcolata empiricamente ed è quindi particolarmente soggetta ad errori, specialmente in alcuni dei soggetti considerati. Ad esempio, i soggetti 4 e 5 presentano una particolarità nello svolgimento delle due sessioni di prova. Entrambi hanno effettuato il percorso delle prove intervallando tratti in corsa a tratti in cammino, non riuscendo a completare tutto il tragitto in corsa per l'eccessivo affaticamento. Nel caso di questi soggetti, determinare la percentuale di tragitto effettuata in corsa è stato più difficile, e sono state effettuate approssimazioni che possono aver portato ad errori nel calcolo della velocità media.

Si possono fare diverse osservazioni sull'andamento del tempo di appoggio e quindi della velocità di ciascun soggetto tra le varie fasi delle due sessioni di prova. Prendendo in considerazione le fasi iniziale e finale della prima prova (1-2), si nota che il tempo di appoggio del soggetto 1 aumenta (Tabella 3.24); ciò indica, come spiegato precedentemente, una diminuzione della velocità, probabilmente dovuta alla stanchezza accumulata durante la sessione di allenamento. Ciò accade per la maggior parte dei soggetti in cui è presente una differenza significativa del tempo di appoggio nelle due fasi considerate. Tuttavia, per il soggetto 1, osservazioni soggettive hanno reso poco chiaro se il soggetto abbia rallentato a causa della stanchezza oppure per tenersi al passo con gli altri corridori, malgrado fosse stato specificato di procedere all'andatura preferita.

Un'altra anomalia è stata riscontrata nell'andamento del tempo di appoggio dei soggetti 2 e 6, prendendo sempre in considerazione la coppia di casi 1-2. I due soggetti presentano un aumento del tempo di appoggio (Tabelle 2.26 e 2.32) e quindi un aumento della velocità della corsa dopo la sessione di allenamento. Il motivo di questo comportamento può essere attribuito al fatto che, avendo un numero di sensori inferiore al numero di soggetti analizzati, entrambi questi soggetti hanno dovuto attendere del tempo dopo la fine della sessione di allenamento per svolgere la fase finale (2) della prima prova. In questo modo hanno avuto il tempo di riposarsi e la loro prestazione non ha risentito della stanchezza.

Confrontando, invece, le fasi finali della prima e della seconda prova (2-4), si nota che il tempo di appoggio dei soggetti 1 e 7 è diminuito significativamente; ciò è indice del fatto che questi soggetti sono stati in grado di mantenere un'andatura più sostenuta nella fase finale della seconda sessione di prova, rispetto alla prima prova svolta il mese precedente. Tale aumento nella velocità della corsa è un possibile segno di un miglioramento nella resistenza alla fatica a seguito di un mese di allenamento, come riscontrato anche nell'analisi intersoggettiva.

Come già visto per l'analisi intersoggettiva, è possibile confrontare i valori dell'**oscillazione verticale** con quelli del tempo di appoggio. Infatti, è noto che

all'aumentare del tempo di appoggio, e quindi al diminuire della velocità, l'oscillazione verticale aumenta; la diminuzione della velocità causa, infatti, un'oscillazione maggiore del baricentro. Viceversa, con la diminuzione del tempo di appoggio e il conseguente aumento di velocità, c'è un abbassamento dell'escursione verticale massima: il baricentro è più stabile. Questi andamenti trovano corrispondenza solo per i parametri dei soggetti 2 e 3 (Tabelle 3.26 e 3.28); come già emerso dall'analisi intersoggettiva, nella maggior parte dei casi si riscontra quindi un andamento opposto. Negli altri casi, si attribuisce il comportamento dell'oscillazione verticale ad errori di integrazioni dati dalle due integrazioni successive.

Se si considera poi l'andamento della **variabilità dell'accelerazione** si può dire che, considerando questo parametro in tutte le direzioni e in tutti i soggetti analizzati, questo varia, nella maggior parte dei casi, seguendo l'andamento del tempo di appoggio in un modo preciso: all'aumentare di uno l'altro diminuisce in modo significativo e viceversa.

Essendo il tempo di appoggio legato strettamente alla velocità, si può quindi dire che anche la variabilità dell'accelerazione segue l'andamento della velocità del soggetto. Tale risultato sembra confermare l'ipotesi effettuata durante l'analisi statistica intersoggettiva riguardo al fatto che la variabilità dell'accelerazione dipende, almeno in parte, dalla velocità: ad una velocità minore corrisponde una maggiore omogeneità della corsa e, viceversa, ad una velocità maggiore corrisponde una maggiore variabilità dell'accelerazione.

Confrontando le fasi iniziali della prima e della seconda prova (1-3), si nota che, per 4 soggetti su 7, c'è una diminuzione significativa della variabilità dell'accelerazione in almeno una direzione. Tale parametro, quindi, diminuisce dopo un mese di allenamento; l'assenza di variazioni significative di velocità in questo confronto potrebbe indicare un possibile miglioramento nell'omogeneità della corsa indipendente dalla velocità.

Inoltre, prendendo in considerazione le fasi iniziali e finali della prima (1-2) e della seconda (3-4) prova, si nota che, durante la prima prova, la variabilità dell'accelerazione di 3 soggetti su 7 non ha mostrato nessuna variazione significativa, mentre, durante la seconda prova, questo comportamento si verifica per 6 soggetti su 7. Questa assenza di significatività del parametro è indice del mantenimento di una corsa regolare durante le due sessioni di prova considerate. Dopo un mese di allenamento sono aumentati, quindi, i soggetti presentanti tale regolarità.

La **variabilità della velocità** e la **variabilità dello spostamento** seguono, nella maggior parte dei casi, l'andamento della variabilità dell'accelerazione. Solamente una coppia di casi per il soggetto 1 (Tabella 3.26) e una coppia di casi per il soggetto 4 (Tabella 3.30) non rispettano tale andamento. Tuttavia, questi comportamenti irregolari potrebbero essere dovuti ad errori di integrazione, che, come illustrato nella parte introduttiva, possono essere molto elevati, in particolare per due integrazioni successive. È quindi preferibile tenere in maggior considerazione la variabilità dell'accelerazione rispetto alle due variabilità ottenute integrandola.

Per quanto riguarda il **rapporto armonico**, si è confrontato il suo andamento con quello dell'indice di asimmetria dei soggetti. Si è notato che, prendendo in considerazione tutti i confronti di tutti i soggetti in cui è presente una differenza significativa, il 70% (14 casi su 20) rispecchia questo comportamento. Quindi, l'ipotesi fatta inizialmente di utilizzarlo come indice della simmetria della corsa è rispettata solo parzialmente; è chiaro che questo parametro dipende, oltre che dalla simmetria, anche da altri fattori.

Si è inoltre notato che, nella quasi totalità dei casi, il rapporto armonico varia nello stesso modo in tutte e tre le direzioni, quando è presente una variazione significativa. Ciò si verifica sempre tranne che in un caso; a parte questa singola eccezione, è lecito supporre che la variazione del rapporto armonico sia coerente in tutte le direzioni considerate, come sembrava emergere anche dalle prove effettuate con i carichi applicati alla caviglia (Sezione 3.2).

Confrontando le fasi iniziali (1-3) e le fasi finali (2-4) della prima e della seconda sessione di prova, si nota che, prima della sessione, il rapporto armonico di 3 soggetti su 7 aumenta a distanza di un mese. Dopo la sessione a distanza di un mese, nuovamente questo andamento si verifica per 3 soggetti su 7. Per questi soggetti la corsa sembra essere più simmetrica dopo un mese di allenamento. La maggior parte dei soggetti sembra, tuttavia, non aver ottenuto benefici particolari, in termini di simmetria della corsa, dal mese di esercizio, come emerso anche dall'andamento poco significativo di questo parametro riscontrato dall'analisi intersoggettiva.

Infine, si riscontra anche che, confrontando le fasi iniziali e finali della prima prova (1-2), il rapporto armonico di 4 soggetti su 7 diminuisce, mentre, durante la seconda prova (3-4), questo comportamento si verifica per 3 soggetti su 7. La diminuzione di questo parametro durante le due sessioni di prova può essere un indice di una minore simmetria della corsa dovuta alla stanchezza.

Pur non risultando in alcun modo dall'analisi statistica effettuata, anche il parametro della **percentuale di percorso effettuata** può essere indicatore, per determinati soggetti, di una migliore resistenza alla fatica a distanza di un mese.

Infatti, come già detto in precedenza, i soggetti 4 e 5 hanno effettuato il percorso intervallando tratti in corsa a tratti in cammino. La percentuale di percorso effettuata in corsa per entrambi questi soggetti è aumentata tra le fasi iniziali della prima e della seconda sessione di prova (1-3). Dopo un mese di allenamento sembra, quindi, che i soggetti siano riusciti a correre una distanza maggiore senza diminuire significativamente la loro velocità.

Confrontando la percentuale di percorso effettuata in corsa alla fine delle sessioni di prova (2-4), questa diminuisce però per il soggetto 4, mentre aumenta ancora per il soggetto 5. Sembra quindi che solo il soggetto 5 abbia ottenuto dei benefici in termini di resistenza dal mese di allenamento (Figura 3.13).

Tuttavia, si sottolinea che tale corsa intermittente porta a diverse problematiche: risulta più difficoltosa la misurazione della lunghezza del percorso compiuto correndo e ciò

porta ad errori maggiori nel calcolo della velocità media; inoltre, la stanchezza del soggetto non può essere valutata in maniera ottimale, perché il soggetto potrebbe essersi riposato durante i tratti percorsi camminando.

4.4 Analisi dei salti

Occorre come prima cosa precisare che, nelle prove di salto, è stato impossibile far rimanere uno dei soggetti fermo abbastanza a lungo per poter calibrare il sensore *G-WALK* prima di una delle prove. Per questo motivo sono stati raccolti i risultati relativi solo a sei dei sette soggetti analizzati.

In nessuno dei test statistici effettuati è stato possibile identificare una differenza significativa tra le durate dei salti analizzati (Tabella 3.34). Questo non stupisce, sia per le difficoltà riscontrate nell'acquisizione, sia per il numero ristretto di dati che sono stati confrontati.

Per ogni soggetto e per ogni situazione è stato infatti registrato il tempo relativo ad un solo salto, rendendo quindi impossibile calcolare una mediana e una deviazione standard per ciascun soggetto. Inoltre, una popolazione di sei soggetti non è assolutamente sufficiente per poter trarre delle conclusioni.

È importante anche sottolineare che non tutti i soggetti sono stati perfettamente in grado di comprendere ed eseguire le istruzioni relative alle due diverse tipologie di salto, annullando anche qualunque possibile differenza attesa fra i risultati relativi alle due diverse tipologie.

5 Conclusione e sviluppi futuri

L'obiettivo dello studio era quello di analizzare la corsa e il salto di ragazzi con disabilità intellettiva prima e dopo un mese di allenamento, tramite sensori inerziali indossabili.

Come si è visto, nessuna variazione si è verificata per i salti. Varie possono essere le cause: la difficoltà nel far comprendere ad alcuni dei soggetti le modalità di salto, il basso numero di salti analizzati, e un'effettiva mancanza di effetti positivi sulla durata e sull'altezza dei salti di un solo mese di allenamento nella corsa.

Per quanto riguarda l'analisi della corsa, in primo luogo si è riscontrato, al termine di ciascuna seduta d'allenamento, un rallentamento per la maggioranza dei soggetti. Questa diminuzione di velocità è stata meno marcata, nella maggior parte dei casi, durante la seconda prova analizzata. Per questo motivo, come confermato anche dall'analisi intersoggettiva, sembra esserci stata una diminuzione nell'affaticamento dopo un mese di esercizio.

Alcuni soggetti hanno mostrato una velocità maggiore al termine delle sessioni di prova, non mostrando quindi segni di stanchezza. Tuttavia, osservazioni soggettive hanno portato alla conclusione che i soggetti in questione siano stati in grado di mantenere una velocità maggiore a causa del tempo di riposo che è intercorso tra la fine dell'allenamento e l'inizio della prova di corsa, dovuto alla scarsa disponibilità di sensori. Inoltre, due soggetti hanno alternato alla corsa momenti in cui camminavano, in questo modo hanno compromesso considerazioni successive sulla velocità e sulla stanchezza.

Nella maggioranza dei casi, è stato riscontrato un andamento della variabilità dell'accelerazione in linea con quello della velocità del soggetto: più l'andatura della corsa è veloce, maggiore è la variabilità dell'accelerazione. In pochi casi la variabilità dell'accelerazione cambiava in modo disgiunto dalla velocità, e solo in questi pochi casi è stato possibile attribuire univocamente la variazione agli effetti dell'allenamento. Gli altri due parametri di variabilità, cioè la variabilità della velocità e dello spostamento, sono stati tenuti in minor considerazione a causa dei possibili errori di integrazione.

Per quanto riguarda l'oscillazione verticale, non è stato trovato un andamento che rispecchiasse quello della velocità, cioè ad un aumento della prima non si è riscontrata una diminuzione della seconda e viceversa, come invece risultava dai dati di letteratura [4]. Ciò potrebbe essere dovuto ad errori nella doppia integrazione effettuata per trovare questo parametro.

Per correggere questi errori, in eventuali studi futuri si potrebbero determinare velocità e posizioni con altri metodi, magari trovando il modo di integrare nell'analisi le rilevazioni di magnetometri e giroscopi.

Considerando, invece, il rapporto armonico, si è notato che, nella maggior parte dei casi, variava coerentemente con l'indice di asimmetria. Questo è in accordo con la premessa fatta di utilizzare il rapporto armonico come parametro che indicasse la simmetria della corsa. Analizzando questo parametro a distanza di un mese, non si è riscontrato un miglioramento nella simmetria della corsa.

In generale è perciò stato riscontrato un miglioramento a distanza di un mese per quanto riguarda la velocità della corsa e la resistenza alla fatica, ma non nella simmetria e nella regolarità dell'andatura. Questi risultati sono stati confermati dall'analisi intersoggettiva svolta.

Lo studio, tuttavia, è stato svolto su un numero di soggetti troppo basso e diversificato per poter ottenere conclusioni estrapolabili. Per rendere i risultati maggiormente rilevanti si dovrebbe aumentare la numerosità dei soggetti presi in esame. Anche avere a disposizione una popolazione di soggetti più omogenea dal punto di vista della disabilità potrebbe portare ad un miglioramento in termini di significatività dei risultati.

Inoltre, per migliorare lo studio, si dovrebbe curare maggiormente il protocollo di raccolta dati, per esempio evitare il tempo di riposo a fine allenamento che, come visto, essendo diverso per i vari soggetti porta a risultati falsati e considerazioni errate. Per questo si potrebbe predisporre un numero maggiore di sensori a disposizione, o si potrebbero organizzare una partenza e un arrivo scaglionati dei soggetti, in modo tale da poter effettuare immediatamente la prova di corsa alla fine dell'allenamento di ciascuno.

Sono stati riscontrati poi ulteriori problemi durante le acquisizioni, che potrebbero essere eliminati in eventuali prove future con alcuni accorgimenti. Non è stato sempre possibile farsi comprendere adeguatamente dai soggetti e ciò ha portato a diversi errori sperimentali: le cinture dei sensori sono state a volte legate non abbastanza aderenti alla vita del soggetto e sopra diversi strati di vestiti; i soggetti correvano spesso tutti insieme, non rispettando la richiesta di correre ciascuno alla propria andatura preferita; le prove di salto non sono state svolte in modo ottimale e spesso i due differenti salti analizzati sono stati compiuti nello stesso modo. Dei possibili accorgimenti per migliorare questi problemi potrebbero essere: chiedere agli allenatori di controllare se le cinture dei sensori siano fissate al meglio alla vita del soggetto; far correre i soggetti uno alla volta; dedicare più tempo alle spiegazioni su come effettuare le due modalità di salto e svolgere una sessione di prova di controllo.

È poi da tenere in considerazione che i soggetti si allenavano già da tempo prima di iniziare le prove di questo studio. Anche per questo motivo un mese di monitoraggio potrebbe essere troppo poco per evidenziare dei cambiamenti significativi nell'abilità motoria dei soggetti. Inoltre, a causa dell'emergenza sanitaria in corso per il coronavirus SARS-CoV-2, non tutti i soggetti sono riusciti ad allenarsi con continuità nel corso del

mese preso in esame. In tempi migliori, allungare i tempi di monitoraggio permetterebbe anche di svolgere prove ulteriori e ottenere un numero maggiore di dati su ciascun soggetto. Si potrebbero, quindi, ricavare maggiori informazioni per intervenire in modo specifico su ciascuno di essi, con allenamenti differenziati per migliorarne le specifiche fragilità. Per esempio, nel caso in cui venisse individuato un certo pattern di asimmetria della corsa, si potrebbe identificarne le possibili cause, come la debolezza specifica di un arto, su cui poter intervenire.

Infine, per migliorare ulteriormente lo studio in termini di risultati, si potrebbe introdurre un gruppo di controllo senza disabilità intellettive, in modo da verificare se l'allenamento porti ai medesimi effetti o evidenziarne le diversità.

6 Bibliografia

- [1] A. Cappozzo, U. Della Croce, A. Leardini, and L. Chiari, “Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background,” *Gait Posture*, vol. 21, no. 2, pp. 186–196, 2005.
- [2] G. Cook, L. Burton, B. J. Hoogenboom, and M. Voight, “Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function-part 2.,” *Int. J. Sports Phys. Ther.*, vol. 9, no. 4, pp. 549–54963, 2014.
- [3] T. W. Lu and C. F. Chang, “Biomechanics of human movement and its clinical applications,” *Kaohsiung J. Med. Sci.*, vol. 28, no. 2 SUPPL., pp. S13–S25, 2012.
- [4] C. T. Farley and D. P. Ferris, “Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action.,” *Exerc. Sport Sci. Rev.*, vol. 26, pp. 253–285, 1998.
- [5] F. E. ZAJAC and M. E. GORDON, “Determining Muscle’s Force and Action in Multi-Articular Movement,” *Exerc. Sport Sci. Rev.*, vol. 17, no. 1, 1989.
- [6] C. A. Frigo and M. Galli, “Dispense del corso di studi ‘Valutazione funzionale e riabilitazione motoria,’” 2019.
- [7] R. J. Beichner, “The impact of video motion analysis on kinematics graph interpretation skills,” *Am. J. Phys.*, vol. 64, no. 10, pp. 1272–1277, 1996.
- [8] Rodolfo Vastola, Vladimir Medved, Albano Daniele, Silvia Coppola, and Maurizio Sibilio, “Use of Optoelectronic Systems for the Analysis of Technique in Trials,” *J. Sport. Sci.*, vol. 4, no. 5, 2016.
- [9] R. Di Marco, S. Rossi, F. Patanè, and P. Cappa, “Technical quality assessment of an optoelectronic system for movement analysis,” *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 588, no. 1, 2015.
- [10] F. M. Rast and R. Labruyère, “Systematic review on the application of wearable inertial sensors to quantify everyday life motor activity in people with mobility impairments,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 17, no. 1, 2020.
- [11] Z. Kowalczyk and T. Merta, “Evaluation of position estimation based on accelerometer data,” *2015 10th Int. Work. Robot Motion Control. RoMoCo 2015*, pp. 246–251, 2015.
- [12] U. Tan *et al.*, “Estimating Displacement of Periodic Motion with Inertial Sensors,” *Sensors (Peterborough, NH)*, vol. 8, no. 8, pp. 1385–1388, 2008.
- [13] V. M. N. Passaro, A. Cuccovillo, L. Vaiani, M. De Carlo, and C. E. Campanella, “Gyroscope technology and applications: A review in the industrial perspective,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 10, 2017.
- [14] W. Pirker and R. Katzenschlager, “Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide,” *Wien. Klin. Wochenschr.*, vol. 129, no. 3–4, pp. 81–95, 2017.

-
- [15] K. Shah, M. Solan, and E. Dawe, "The gait cycle and its variations with disease and injury," *Orthop. Trauma*, vol. 34, no. 3, pp. 153–160, 2020.
- [16] C. A. Frigo, "Appunti del corso di studi 'Bioingegneria del sistema motorio,'" 2018.
- [17] F. Vaverka, M. Elfmark, Z. Svoboda, and M. Janura, "System of gait analysis based on ground reaction force assessment," *Acta Gymnica*, vol. 45, no. 4, pp. 187–193, 2015.
- [18] S. A. Dugan and K. P. Bhat, "Biomechanics and analysis of running gait," *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.*, vol. 16, no. 3, pp. 603–621, 2005.
- [19] T. F. Novacheck, "The biomechanics of running," *Gait Posture*, vol. 7, no. 1, pp. 77–95, 1998.
- [20] M. D. Peterson, B. A. Alvar, and M. R. Rhea, "The contribution of maximal force production to explosive movement among young collegiate athletes," *J. Strength Cond. Res.*, vol. 20, no. 4, pp. 867–873, 2006.
- [21] J. Rauch, E. Leidersdorf, T. Reeves, L. Borkan, M. Elliott, and C. Ugrinowitsch, "Different movement strategies in the countermovement jump amongst a large cohort of NBA players," *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 17, no. 17, pp. 1–11, 2020.
- [22] N. P. Linthorne, "Copyright 2001 American Association of Physics Teachers," *Am. J. Phys.*, vol. 69, no. 11, pp. 1198–1204, 2001.
- [23] C. J. Sole, K. Sato, G. L. Moir, and M. H. Stone, "Analysis of Countermovement Vertical Jump Force-Time Curve Phase Characteristics in," 2015.
- [24] S. J. Cormack, R. U. Newton, M. R. McGulgan, and T. L. A. Doyle, "Reliability of measures obtained during single and repeated countermovement jumps," *Int. J. Sports Physiol. Perform.*, vol. 3, no. 2, pp. 131–144, 2008.
- [25] X. Shan, "Biomechanical Analysis of Vertical Jump Performance of Volleyball Players," *ISBS - Conf. Proc. Arch.*, 2000.
- [26] A. Vanezis and A. Lees, "A biomechanical analysis of good and poor performers of the vertical jump," *Ergonomics*, vol. 48, no. 11–14, pp. 1594–1603, 2005.
- [27] J. Wang, J. Xu, and P. B. Shull, "Vertical Jump Height Estimation Algorithm Based on Takeoff and Landing Identification Via Foot-Worn Inertial Sensing," *J. Biomech. Eng.*, vol. 140, no. 3, 2018.
- [28] R. A. Homoud Mohammed, "Impact of Physical Exercise on Reactive Time and Cognitive Function in Mentally Deficient Adolescents," *J. Clin. Trials*, vol. 05, no. 01, pp. 1–7, 2014.
- [29] A. Hallemans *et al.*, "Clinical usefulness and challenges of instrumented motion analysis in patients with intellectual disabilities," *Gait Posture*, vol. 71, pp. 105–115, 2019.
- [30] B. Jeoung, "Motor proficiency differences among students with intellectual disabilities, autism, and developmental disability," *J. Exerc. Rehabil.*, vol. 14, no. 2, pp. 275–281, 2018.
- [31] J. A. O'Keefe, A. A. E. Orías, H. Khan, D. A. Hall, E. Berry-Kravis, and M. A. Wimmer, "Implementation of a markerless motion analysis method to quantify hyperkinesia in males with fragile X syndrome," *Gait Posture*, vol. 39, no. 2, pp. 827–830, 2014.

-
- [32] S. Affes, R. Borji, N. Zarrouk, S. Sahli, and H. Rebai, "Effects of running exercises on reaction time and working memory in individuals with intellectual disability," *J. Intellect. Disabil. Res.*, vol. d, pp. 99–112, 2020.
- [33] B. Purcell, J. Channells, D. James, and R. Barrett, "Use of accelerometers for detecting foot-ground contact time during running," *BioMEMS Nanotechnol. II*, vol. 6036, no. June 2014, p. 603615, 2005.
- [34] J. B. Lee, D. A. James, Y. Ohgi, and S. Yamanaka, "Monitoring sprinting gait temporal kinematics of an athlete aiming for the 2012 London paralympics," *Procedia Eng.*, vol. 34, pp. 778–783, 2012.
- [35] R. O. Robinson, W. Herzog, and B. M. Nigg, "Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry," *J. Manipulative Physiol. Ther.*, vol. 10, no. 4, pp. 172–176, 1987.
- [36] M. Błazkiewicz, I. Wiszomirska, and A. Wit, "Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatial-temporal parameters of gait," *Acta Bioeng. Biomech.*, vol. 16, no. 1, pp. 29–35, 2014.
- [37] W. Zhang, M. Smuck, C. Legault, M. A. Ith, A. Muaremi, and K. Aminian, "Gait symmetry assessment with a low back 3d accelerometer in post-stroke patients," *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 10, pp. 8–10, 2018.
- [38] S. Viteckova, P. Kutilek, Z. Svoboda, R. Krupicka, J. Kauler, and Z. Szabo, "Gait symmetry measures: A review of current and prospective methods," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 42, pp. 89–100, 2018.
- [39] H. B. Menz, S. R. Lord, and R. C. Fitzpatrick, "Acceleration patterns of the head and pelvis when walking are ...," *Gait Posture*, vol. 18, pp. 35–46, 2003.
- [40] C. Strohrmann, H. Harms, C. Kappeler-setz, and G. Tr, "in Running Using Body-Worn Sensors," *Technology*, vol. 16, no. 5, pp. 983–990, 2012.
- [41] F. Pizzuto, C. F. de Oliveira, T. S. A. Soares, V. Rago, G. Silva, and J. Oliveira, "Relationship Between Running Economy and Kinematic Parameters in Long-Distance Runners," *J. strength Cond. Res.*, vol. 33, no. 7, pp. 1921–1928, 2019.
- [42] D. J. Dutto and G. A. Smith, "During Treadmill Running To Exhaustion."
- [43] C. Farley and D. Ferris, "Biomechanics of Walking and Running: Center of Mass Movements to Muscle Action." 1997.
- [44] J. L. Bellanca, K. A. Lowry, J. M. VanSwearingen, J. S. Brach, and M. S. Redfern, "Harmonic ratios: A quantification of step to step symmetry," *J. Biomech.*, vol. 46, no. 4, pp. 828–831, 2013.
- [45] J. J. Kavanagh, S. Morrison, and R. S. Barrett, "Coordination of head and trunk accelerations during walking," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 94, no. 4, pp. 468–475, 2005.
- [46] K. A. Lowry, N. Lokenvitz, and A. L. Smiley-Oyen, "Age- and speed-related differences in harmonic ratios during walking," *Gait Posture*, vol. 35, no. 2, pp. 272–276, 2012.
- [47] C. Internationale, C. K. Karmakar, A. H. Khandoker, R. K. Begg, and M. Palaniswami, "Gait Variability," pp. 1965–1968, 2007.
- [48] B. Torres, "Entropy in the Analysis of Gait Complexity: A State of the Art," *Br. J. Appl. Sci. Technol.*, vol. 3, no. 4, pp. 1097–1105, 2013.

7 Appendice A: Validazione del calcolo del rapporto armonico e dell'entropia approssimativa – soggetto normodotato

Tabella 7.1: Risultati della corsa con peso applicato alla caviglia destra nelle tre diverse situazioni (0, 1 e 2 Kg)

Peso applicato alla caviglia destra		0 Kg	1 Kg	2 Kg
Lunghezza del percorso (m)		104	104	104
Indice di asimmetria (%)	Appoggio	0.63	8.76	14.01
	Passo semplice	3.29	5.14	14.79
Velocità media (m/s)		3.07	2.77	2.58
Cadenza (passi/minuto)		167.53	165.30	164.60
Lunghezza media passo (m)		1.10	1.00	0.94
ANALISI ARMONICA				
Rapporto armonico	Direzione VT	7.3633 ± 1.5814	4.9167 ± 1.0094	3.1039 ± 0.6159
	Direzione AP	5.0780 ± 0.8368	1.8389 ± 0.2384	1.4421 ± 0.2325
	Direzione ML	5.8343 ± 0.6006	3.2248 ± 0.5222	1.8028 ± 0.1861
Entropia approssimativa	Direzione VT	1.1454 ± 0.0372	1.2155 ± 0.1259	1.1961 ± 0.0549
	Direzione AP	1.4604 ± 0.0620	1.5408 ± 0.0707	1.5579 ± 0.0328
	Direzione ML	0.7688 ± 0.0095	0.7618 ± 0.0103	0.8963 ± 0.0179

Boxplot dell'indice del rapporto armonico in direzione verticale nelle tre diverse condizioni

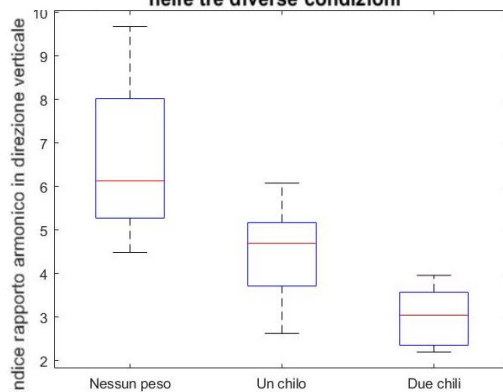


Figura 7.1: Boxplot con le distribuzioni degli indici di rapporto armonico in direzione verticale nelle tre situazioni di carico alla caviglia (nessun peso, un chilo, due chili)

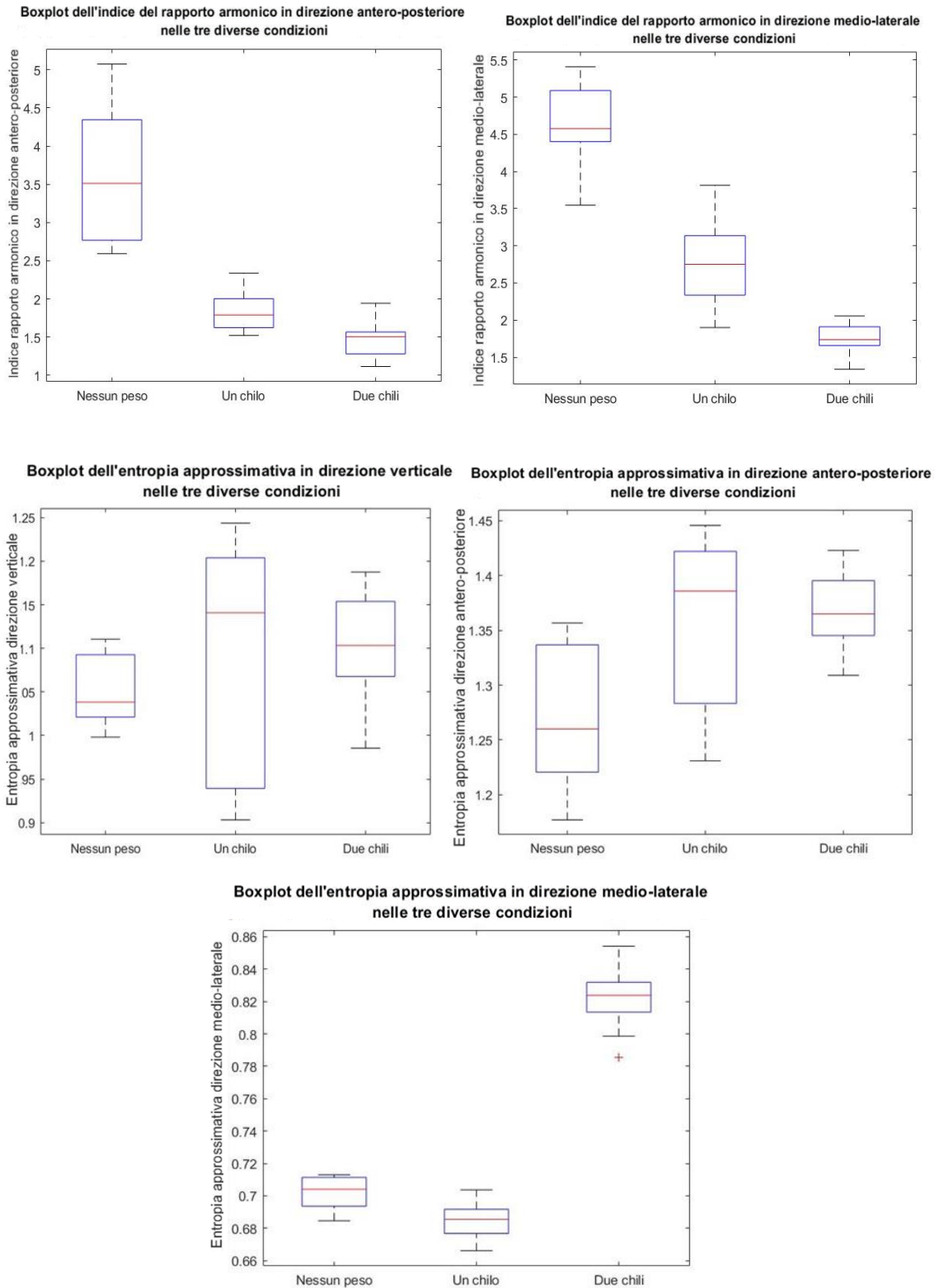


Figura 7.2: *Boxplot* con le distribuzioni del rapporto armonico in direzione antero-posteriore e medio-laterale e dell'entropia approssimativa in tutte le direzioni nelle tre situazioni di carico alla caviglia (nessun peso, un chilo, due chili)

8 Appendice B: Dati analitici relativi alla corsa dei soggetti

Tabella 8.1: Tabella con i dati analitici della corsa del soggetto 1

SOGGETTO 1		INIZIO PRIMA PROVA	FINE PRIMA PROVA	INIZIO SECONDA PROVA	FINE SECONDA PROVA
Piede di inizio		Sinistro	Sinistro	Destro	Destro
Lunghezza del percorso (m)		130	130	130	130
Percentuale del percorso effettuata in corsa (%)		100	100	100	100
Tempo di appoggio (s)	Destro	0.2469 ± 0.0271	0.2837 ± 0.0159	0.2603 ± 0.0256	0.2627 ± 0.0184
	Sinistro	0.2266 ± 0.0353	0.2896 ± 0.0220	0.2640 ± 0.0253	0.2489 ± 0.0227
Tempo del passo semplice (s)	Destro	0.3127 ± 0.0400	0.3706 ± 0.0207	0.3790 ± 0.0343	0.3401 ± 0.0282
	Sinistro	0.3361 ± 0.0303	0.3636 ± 0.0224	0.3695 ± 0.0332	0.3651 ± 0.0242
Tempo del passo (s)	Destro	0.6488 ± 0.0430	0.7339 ± 0.0187	0.7479 ± 0.0438	0.7043 ± 0.0280
	Sinistro	0.6491 ± 0.0493	0.7342 ± 0.0272	0.7485 ± 0.0420	0.7051 ± 0.0324
Tempo di doppia sospensione (s)		0.1757 ± 0.0264	0.1608 ± 0.0168	0.2223 ± 0.0249	0.1996 ± 0.0287
Percentuale appoggio nel ciclo del passo (%)	Destro	38.03	38.65	34.86	37.21
	Sinistro	34.90	39.44	35.33	35.33
Indice di asimmetria (%)	Appoggio	8.88	2.18	1.40	5.47
	Passo semplice	7.46	1.95	2.55	7.13

Tempo totale (s)		29.26	58.44	50.98	46.58
Velocità media (m/s)		4.44	2.22	2.55	2.79
Cadenza (passi/minuto)		186.62	164.28	161.25	171.33
Lunghezza media passo (m)		1.43	0.81	0.95	0.98
Variabilità ampiezza dell'accelerazione (m/s²)	Direzione VT	5.5178 ± 3.1505	2.4131 ± 1.8684	3.6696 ± 2.3731	3.6022 ± 2.7170
	Direzione AP	4.6323 ± 2.4146	1.1411 ± 1.0099	2.8836 ± 1.8248	2.7868 ± 1.6870
	Direzione ML	5.9835 ± 3.5512	2.8621 ± 2.9157	2.1703 ± 1.0476	3.0093 ± 1.9273
Variabilità ampiezza della velocità (m/s)	Direzione VT	0.2457 ± 0.0916	0.1275 ± 0.0349	0.2608 ± 0.1395	0.2032 ± 0.0718
	Direzione AP	0.1514 ± 0.0579	0.0537 ± 0.0159	0.1072 ± 0.0414	0.1061 ± 0.0486
	Direzione ML	0.1696 ± 0.0405	0.0713 ± 0.0195	0.0877 ± 0.0231	0.0931 ± 0.0267
Variabilità ampiezza dello spostamento (m)	Direzione VT	0.0171 ± 0.0076	0.0103 ± 0.0040	0.0224 ± 0.0100	0.0141 ± 0.0060
	Direzione AP	0.0828 ± 0.0475	0.0209 ± 0.0112	0.0627 ± 0.0341	0.0460 ± 0.0256
	Direzione ML	0.0113 ± 0.0017	0.0053 ± 0.0009	0.0078 ± 0.0012	0.0069 ± 0.0014
DIREZIONE VERTICALE					
Oscillazione verticale (cm)		7.87 ± 1.43	9.11 ± 0.94	11.15 ± 1.74	9.63 ± 1.41
DIREZIONE ANTERO-POSTERIORE					
Area positiva (m)		0.0158 ± 0.0110	0.0108 ± 0.0052	0.0044 ± 0.0074	0.0163 ± 0.0102
Area negativa (m)		0.0464 ± 0.0197	0.0391 ± 0.0080	0.0565 ± 0.0219	0.0443 ± 0.0149
ANALISI ARMONICA					
Rapporto armonico	Direzione VT	2.1139 ± 0.6590	6.0685 ± 1.4652	3.5608 ± 1.2710	4.3112 ± 0.7700
	Direzione AP	1.4192 ± 0.1597	3.6465 ± 0.7242	1.6775 ± 0.3723	2.8626 ± 0.7495
	Direzione ML	1.6128 ± 0.2545	2.4087 ± 0.3081	1.4940 ± 0.5610	1.7797 ± 0.2843

Entropia approssimativa	Direzione VT	1.4963 ± 0.0688	0.9273 ± 0.1007	1.0019 ± 0.0970	1.0091 ± 0.0510
	Direzione AP	1.4972 ± 0.0279	1.1546 ± 0.0774	1.3694 ± 0.0880	1.3146 ± 0.0435
	Direzione ML	0.8265 ± 0.0395	0.6348 ± 0.0144	1.0371 ± 0.0224	0.8979 ± 0.0538

Tabella 8.2: Tabella con i dati analitici della corsa del soggetto 2

SOGGETTO 2		INIZIO PRIMA PROVA	FINE PRIMA PROVA	INIZIO SECONDA PROVA	FINE SECONDA PROVA
Piede di inizio		Destro	Sinistro	Sinistro	Destro
Lunghezza del percorso (m)		130	130	130	130
Percentuale del percorso effettuata in corsa (%)		100	100	100	100
Tempo di appoggio (s)	Destro	0.2383 ± 0.0160	0.2329 ± 0.0378	0.2401 ± 0.0202	0.2198 ± 0.0145
	Sinistro	0.2469 ± 0.0229	0.2263 ± 0.0270	0.2517 ± 0.0136	0.2330 ± 0.0147
Tempo del passo semplice (s)	Destro	0.3244 ± 0.0230	0.2938 ± 0.0358	0.3293 ± 0.0170	0.3173 ± 0.0156
	Sinistro	0.3150 ± 0.0186	0.3073 ± 0.0408	0.3197 ± 0.0234	0.2956 ± 0.0195
Tempo del passo (s)	Destro	0.6388 ± 0.0251	0.6011 ± 0.0547	0.6476 ± 0.0285	0.6130 ± 0.0235
	Sinistro	0.6394 ± 0.0283	0.6004 ± 0.0680	0.6493 ± 0.0258	0.6124 ± 0.0206
Tempo di doppia sospensione (s)		0.1540 ± 0.0148	0.1419 ± 0.0222	0.1572 ± 0.0142	0.1602 ± 0.0136
Percentuale di appoggio nel ciclo del passo	Destro	37.23	38.75	37.00	35.85
	Sinistro	38.66	37.65	38.79	37.99
Indice di asimmetria (%)	Appoggio	3.75	3.46	4.91	5.80
	Passo semplice	3.03	4.63	3.06	7.12

Tempo totale (s)		54.09	37.95	49.72	45.14
Velocità media (m/s)		2.40	3.43	2.61	2.88
Cadenza (passi/minuto)		188.59	200.82	185.85	196.72
Lunghezza media passo (m)		0.76	1.02	0.84	0.88
Variabilità ampiezza dell'accelerazione (m/s²)	Direzione VT	4.9358 ± 3.9062	5.4502 ± 3.7390	4.9298 ± 4.1040	4.7867 ± 3.4940
	Direzione AP	5.0117 ± 2.8030	6.5229 ± 2.7454	4.1501 ± 2.4820	4.6272 ± 2.2634
	Direzione ML	5,2371 ± 4.6374	6.3849 ± 4.8990	4.6528 ± 4.3051	5.4853 ± 4.7420
Variabilità ampiezza della velocità (m/s)	Direzione VT	0.1722 ± 0.0822	0.1961 ± 0.0830	0.1602 ± 0.0858	0.1519 ± 0.0706
	Direzione AP	0.1051 ± 0.0423	0.1582 ± 0.0479	0.0993 ± 0.0325	0.1331 ± 0.0481
	Direzione ML	0.1214 ± 0.0331	0.1378 ± 0.0425	0.1076 ± 0.0333	0.1212 ± 0.0467
Variabilità ampiezza dello spostamento (m)	Direzione VT	0.0132 ± 0.0063	0.0171 ± 0.0087	0.0132 ± 0.0062	0.0107 ± 0.0050
	Direzione AP	0.0393 ± 0.0207	0.1154 ± 0.0626	0.0451 ± 0.0244	0.0411 ± 0.0207
	Direzione ML	0.0079 ± 0.0021	0.0089 ± 0.0020	0.0072 ± 0.0016	0.0069 ± 0.0008
DIREZIONE VERTICALE					
Oscillazione verticale (cm)		7.07 ± 0.80	5.79 ± 1.35	8.04 ± 0.78	7.07 ± 0.85
DIREZIONE ANTERO-POSTERIORE					
Area positiva (m)		0.0151 ± 0.0089	0.0134 ± 0.0170	0.0127 ± 0.0055	0.0263 ± 0.0093
Area negativa (m)		0.0374 ± 0.0102	0.0476 ± 0.0172	0.0380 ± 0.0090	0.0398 ± 0.0090
ANALISI ARMONICA					
Rapporto armonico	Direzione VT	4.7568 ± 1.2925	2.9943 ± 0.6963	4.2941 ± 1.2049	2.7233 ± 0.8084
	Direzione AP	2.0188 ± 0.4940	1.3500 ± 0.4374	2.1232 ± 0.3917	1.7378 ± 0.5193
	Direzione ML	2.3939 ± 0.6967	1.4819 ± 0.2910	2.1882 ± 0.3632	1.8343 ± 0.5086

Entropia approssimativa	Direzione VT	1.1419 ± 0.0790	1.3949 ± 0.0666	1.1012 ± 0.0950	1.1909 ± 0.0891
	Direzione AP	1.3138 ± 0.0315	1.4588 ± 0.0297	1.3032 ± 0.0467	1.3279 ± 0.0666
	Direzione ML	0.7012 ± 0.0061	0.8448 ± 0.0157	0.7111 ± 0.0111	0.7512 ± 0.0134

Tabella 8.3: Tabella con i dati analitici della corsa del soggetto 3

SOGGETTO 3		INIZIO PRIMA PROVA	FINE PRIMA PROVA	INIZIO SECONDA PROVA	FINE SECONDA PROVA
Piede di inizio		Destro	Sinistro	Sinistro	Sinistro
Lunghezza del percorso (m)		130	130	130	130
Percentuale del percorso effettuata in corsa (%)		100	100	100	100
Tempo di appoggio (s)	Destro	0.2725 ± 0.0195	0.2752 ± 0.0180	0.2869 ± 0.0144	0.2806 ± 0.0216
	Sinistro	0.2618 ± 0.0200	0.2820 ± 0.0150	0.2700 ± 0.0147	0.2730 ± 0.0157
Tempo del passo semplice (s)	Destro	0.3177 ± 0.0224	0.3462 ± 0.0172	0.3186 ± 0.0192	0.3247 ± 0.0226
	Sinistro	0.3328 ± 0.0251	0.3402 ± 0.0214	0.3336 ± 0.0142	0.3311 ± 0.0276
Tempo del passo (s)	Destro	0.6507 ± 0.0289	0.6864 ± 0.0241	0.6520 ± 0.0230	0.6554 ± 0.0287
	Sinistro	0.6505 ± 0.0347	0.6857 ± 0.0245	0.6522 ± 0.0206	0.6560 ± 0.0286
Tempo di doppia sospensione (s)		0.1159 ± 0.0135	0.1290 ± 0.0127	0.0952 ± 0.0122	0.1022 ± 0.0143
Percentuale di appoggio nel ciclo del passo (%)	Destro	41.88	40.10	44.00	42.78
	Sinistro	40.24	41.10	41.40	41.63
Indice di asimmetria (%)	Appoggio	4.01	2.50	6.07	2.87
	Passo semplice	4.70	1.81	4.66	2.05

Tempo totale (s)		54.04	59.09	57.90	60.69
Velocità media (m/s)		2.41	2.20	2.25	2.14
Cadenza (passi/minuto)		185.42	175.65	184.98	183.77
Lunghezza media passo (m)		0.78	0.75	0.81	0.68
Variabilità ampiezza dell'accelerazione (m/s²)	Direzione VT	4.1079 ± 3.1032	3.8215 ± 3.1473	5.2573 ± 4.7736	5.8882 ± 5.0058
	Direzione AP	3.0882 ± 1.4775	3.0709 ± 2.2021	2.7451 ± 1.4201	2.4655 ± 1.0100
	Direzione ML	2.6417 ± 1.8216	2.5100 ± 1.7119	3.5731 ± 3.6451	2.7737 ± 2.4830
Variabilità ampiezza della velocità (m/s)	Direzione VT	0.1444 ± 0.0746	0.1153 ± 0.0493	0.1736 ± 0.1055	0.2032 ± 0.1116
	Direzione AP	0.0998 ± 0.0257	0.1025 ± 0.0262	0.0853 ± 0.0441	0.0894 ± 0.0397
	Direzione ML	0.0847 ± 0.0237	0.0681 ± 0.0146	0.0993 ± 0.0510	0.0801 ± 0.0261
Variabilità ampiezza dello spostamento (m)	Direzione VT	0.0119 ± 0.0055	0.0097 ± 0.0043	0.0128 ± 0.0057	0.0144 ± 0.0067
	Direzione AP	0.0506 ± 0.0303	0.0315 ± 0.0191	0.0370 ± 0.0185	0.0359 ± 0.0193
	Direzione ML	0.0053 ± 0.0007	0.0050 ± 0.0010	0.0058 ± 0.0009	0.0052 ± 0.0007
DIREZIONE VERTICALE					
Oscillazione verticale (cm)		5.80 ± 0.77	6.35 ± 0.78	6.79 ± 0.67	5.76 ± 0.94
DIREZIONE ANTERO-POSTERIORE					
Area positiva (m)		0.0155 ± 0.0066	0.0047 ± 0.044	0.0188 ± 0.0064	0.0122 ± 0.0094
Area negativa (m)		0.0221 ± 0.0085	0.0414 ± 0.0117	0.0317 ± 0.0103	0.0248 ± 0.0076
ANALISI ARMONICA					
Rapporto armonico	Direzione VT	5.5922 ± 2.1252	5.9515 ± 1.5784	4.7958 ± 1.1173	4.9776 ± 1.2731
	Direzione AP	2.4835 ± 0.6144	1.7063 ± 0.3397	3.0569 ± 0.5773	1.7679 ± 0.3185
	Direzione ML	3.3746 ± 0.8732	3.5062 ± 0.4576	4.1101 ± 0.7470	2.6114 ± 0.5934

Entropia approssimativa	Direzione VT	1.2066 ± 0.1199	1.1166 ± 0.1071	1.0045 ± 0.0543	1.1771 ± 0.0730
	Direzione AP	1.4259 ± 0.0360	1.1932 ± 0.0057	1.2402 ± 0.0395	1.3541 ± 0.0652
	Direzione ML	0.8339 ± 0.0153	0.8810 ± 0.0401	0.6263 ± 0.0193	0.8873 ± 0.0174

Tabella 8.4: Tabella con i dati analitici della corsa del soggetto 4

SOGGETTO 4		INIZIO PRIMA PROVA	FINE PRIMA PROVA	INIZIO SECONDA PROVA	FINE SECONDA PROVA
Piede di inizio		Destro	Destro	Destro	Destro
Lunghezza del percorso (m)		130	130	130	130
Percentuale del percorso effettuata in corsa (%)		93.85	86.15	100	71.54
Tempo di appoggio (s)	Destro	0.2617 ± 0.0211	0.3070 ± 0.0291	0.2682 ± 0.0214	0.3133 ± 0.0191
	Sinistro	0.3038 ± 0.0333	0.2616 ± 0.0216	0.2811 ± 0.0294	0.2791 ± 0.0177
Tempo del passo semplice (s)	Destro	0.3708 ± 0.0286	0.3186 ± 0.0252	0.3515 ± 0.0247	0.3317 ± 0.0218
	Sinistro	0.3254 ± 0.0224	0.3720 ± 0.0222	0.3376 ± 0.0226	0.3564 ± 0.0193
Tempo del passo (s)	Destro	0.6972 ± 0.0324	0.6900 ± 0.0296	0.6899 ± 0.0260	0.6890 ± 0.0249
	Sinistro	0.6962 ± 0.0322	0.6906 ± 0.0286	0.6890 ± 0.0291	0.6880 ± 0.0263
Tempo di doppia sospensione (s)		0.1306 ± 0.0176	0.1219 ± 0.0199	0.1401 ± 0.0172	0.0961 ± 0.0139
Percentuale appoggio nel ciclo del passo (%)	Destro	37.51	44.42	38.83	45.47
	Sinistro	43.64	37.81	40.80	40.50
Indice di asimmetria (%)	Appoggio	15.14	16.06	4.93	11.55
	Passo semplice	13.12	15.44	4.04	7.19

Tempo totale (s)		51.94	53.91	52.13	39.29
Velocità media (m/s)		2.35	2.08	2.49	2.37
Cadenza (passi/minuto)		173.26	174.72	174.94	175.62
Lunghezza media passo (m)		0.81	0.71	0.86	0.81
Variabilità ampiezza dell'accelerazione (m/s²)	Direzione VT	6.2862 ± 5.4090	6.3859 ± 5.7762	5.6358 ± 4.3957	3.9721 ± 3.2625
	Direzione AP	3.5851 ± 1.7255	3.6260 ± 1.9501	3.2737 ± 1.7212	2.4294 ± 1.2691
	Direzione ML	6.1888 ± 5.2525	6.3114 ± 6.1422	3.8009 ± 1.9988	3.3099 ± 2.2457
Variabilità ampiezza della velocità (m/s)	Direzione VT	0.2026 ± 0.0906	0.1925 ± 0.0876	0.2033 ± 0.0925	0.1408 ± 0.0712
	Direzione AP	0.1078 ± 0.0444	0.1016 ± 0.0281	0.0869 ± 0.0377	0.0825 ± 0.0210
	Direzione ML	0.1367 ± 0.0565	0.1275 ± 0.0591	0.1048 ± 0.0316	0.1097 ± 0.0321
Variabilità ampiezza dello spostamento (m)	Direzione VT	0.0156 ± 0.0070	0.0164 ± 0.0072	0.0182 ± 0.0088	0.0124 ± 0.0059
	Direzione AP	0.0433 ± 0.0245	0.0420 ± 0.0257	0.0381 ± 0.0207	0.0326 ± 0.0186
	Direzione ML	0.0084 ± 0.0009	0.0075 ± 0.0013	0.0070 ± 0.0008	0.0091 ± 0.0019
DIREZIONE VERTICALE					
Oscillazione verticale (cm)		7.76 ± 1.59	7.41 ± 1.48	7.43 ± 1.06	6.24 ± 1.04
DIREZIONE ANTERO-POSTERIORE					
Area positiva (m)		0.0109 ± 0.0072	0.0099 ± 0.0058	0.0087 ± 0.0048	0.0090 ± 0.0050
Area negativa (m)		0.0336 ± 0.0134	0.0345 ± 0.0123	0.0451 ± 0.0139	0.0309 ± 0.0098
ANALISI ARMONICA					
Rapporto armonico	Direzione VT	2.6644 ± 0.5029	2.5698 ± 0.4136	2.6077 ± 0.4660	2.8840 ± 0.5023
	Direzione AP	1.8877 ± 0.3542	1.7431 ± 0.4281	2.2203 ± 0.2509	2.9376 ± 1.0193
	Direzione ML	2.3961 ± 0.6261	2.3961 ± 0.5435	3.5236 ± 0.4278	3.0528 ± 0.3470

Entropia approssimativa	Direzione VT	1.1457 ± 0.0986	1.1883 ± 0.0599	1.1936 ± 0.0595	1.1916 ± 0.1220
	Direzione AP	1.2943 ± 0.0632	1.3913 ± 0.0287	1.4309 ± 0.0308	1.3937 ± 0.0586
	Direzione ML	0.6578 ± 0.0233	0.6333 ± 0.0437	0.9479 ± 0.0500	0.8266 ± 0.0416

Tabella 8.5: Tabella con i dati analitici della corsa del soggetto 5

SOGGETTO 5		INIZIO PRIMA PROVA	FINE PRIMA PROVA	INIZIO SECONDA PROVA	FINE SECONDA PROVA
Piede di inizio		Destro	Destro	Sinistro	Sinistro
Lunghezza del percorso (m)		130	130	130	130
Percentuale del percorso effettuata in corsa (%)		89.05	55.03	92.31%	64.62%
Tempo di appoggio (s)	Destro	0.2770 ± 0.0373	0.2733 ± 0.0276	0.2461 ± 0.0301	0.2695 ± 0.0351
	Sinistro	0.2643 ± 0.0262	0.2739 ± 0.0346	0.2641 ± 0.0312	0.2745 ± 0.0350
Tempo del passo semplice (s)	Destro	0.3475 ± 0.0244	0.3594 ± 0.0403	0.3666 ± 0.0330	0.3595 ± 0.0483
	Sinistro	0.3467 ± 0.0333	0.3449 ± 0.0280	0.3463 ± 0.0333	0.3528 ± 0.0441
Tempo del passo (s)	Destro	0.6926 ± 0.0395	0.7049 ± 0.0373	0.7128 ± 0.0418	0.7116 ± 0.0464
	Sinistro	0.6941 ± 0.0382	0.7040 ± 0.0424	0.7138 ± 0.0528	0.7125 ± 0.0492
Tempo di doppia sospensione (s)		0.1532 ± 0.0211	0.1574 ± 0.0263	0.2027 ± 0.0200	0.1673 ± 0.0294
Percentuale appoggio nel ciclo del passo (%)	Destro	39.95	38.67	34.52	37.89
	Sinistro	37.95	38.88	37.04	38.59
Indice di asimmetria (%)	Appoggio	5.11	0.51	7.01	1.79
	Passo Semplice	0.44	4.41	5.65	2.03

Tempo totale (s)		41.02	44.11	44.26	32.45
Velocità media (m/s)		2.82	1.62	2.71	2.59
Cadenza (passi/minuto)		174.04	171.36	169.46	170.13
Lunghezza media passo (m)		0.97	0.57	0.96	0.91
Variabilità ampiezza dell'accelerazione (m/s²)	Direzione VT	3.2903 ± 1.3734	3.1825 ± 1.4824	2.8093 ± 1.6067	3.9750 ± 2.2161
	Direzione AP	2.3869 ± 1.0637	2.1165 ± 1.3210	2.3256 ± 1.4003	3.2256 ± 1.4092
	Direzione ML	4.9648 ± 2.5911	2.9397 ± 2.3894	3.2704 ± 1.7960	4.8976 ± 3.0474
Variabilità ampiezza della velocità (m/s)	Direzione VT	0.1974 ± 0.0756	0.2043 ± 0.0673	0.1510 ± 0.0417	0.2613 ± 0.0797
	Direzione AP	0.0811 ± 0.0280	0.1055 ± 0.0386	0.0914 ± 0.0318	0.1451 ± 0.0436
	Direzione ML	0.1228 ± 0.0391	0.0913 ± 0.0340	0.0920 ± 0.0187	0.1675 ± 0.0423
Variabilità ampiezza dello spostamento (m)	Direzione VT	0.0218 ± 0.0113	0.0167 ± 0.0079	0.0127 ± 0.0055	0.0211 ± 0.0093
	Direzione AP	0.0553 ± 0.0312	0.0338 ± 0.0176	0.0543 ± 0.0306	0.0773 ± 0.0457
	Direzione ML	0.0085 ± 0.0011	0.0069 ± 0.0015	0.0066 ± 0.0011	0.0139 ± 0.0031
DIREZIONE VERTICALE					
Oscillazione verticale (cm)		7.11 ± 1.37	7.20 ± 1.22	7.43 ± 1.44	7.59 ± 1.73
DIREZIONE ANTERO-POSTERIORE					
Area positiva (m)		0.0051 ± 0.0066	0.0127 ± 0.0074	0.0266 ± 0.0144	0.0042 ± 0.0081
Area negativa (m)		0.0444 ± 0.0110	0.0442 ± 0.0116	0.0246 ± 0.0106	0.0705 ± 0.0185
ANALISI ARMONICA					
Rapporto armonico	Direzione VT	4.3551 ± 1.0297	3.7010 ± 1.9081	2.3221 ± 1.1154	2.9154 ± 0.9118
	Direzione AP	2.2246 ± 0.4042	2.2931 ± 0.5504	2.2592 ± 1.2903	1.7084 ± 0.2113
	Direzione ML	1.6624 ± 0.4935	0.4636 ± 0.1227	1.4368 ± 0.5786	2.9852 ± 0.4054

Entropia approssimativa	Direzione VT	1.3512 ± 0.0824	1.3163 ± 0.1642	1.3738 ± 0.0786	1.3640 ± 0.1103
	Direzione AP	1.4558 ± 0.0929	1.3088 ± 0.0789	1.4981 ± 0.0553	1.5443 ± 0.0388
	Direzione ML	0.8003 ± 0.0181	0.8646 ± 0.0173	0.8237 ± 0.0165	0.8856 ± 0.0085

Tabella 8.6: Tabella con i dati analitici della corsa del soggetto 6

SOGGETTO 6		INIZIO PRIMA PROVA	FINE PRIMA PROVA	INIZIO SECONDA PROVA	FINE SECONDA PROVA
Piede di inizio		Sinistro	Sinistro	Sinistro	Destro
Lunghezza del percorso (m)		130	130	130	130
Percentuale del percorso effettuata in corsa (%)		100	100	100%	93.85%
Tempo di appoggio (s)	Destro	0.2439 ± 0.0143	0.2288 ± 0.0186	0.2241 ± 0.0276	0.2290 ± 0.0193
	Sinistro	0.2500 ± 0.0215	0.2443 ± 0.0179	0.2037 ± 0.0288	0.2398 ± 0.0244
Tempo del passo semplice (s)	Destro	0.3184 ± 0.0246	0.3200 ± 0.0233	0.3039 ± 0.0285	0.3114 ± 0.0294
	Sinistro	0.3121 ± 0.0216	0.3006 ± 0.0247	0.3194 ± 0.0300	0.3025 ± 0.0207
Tempo del passo (s)	Destro	0.6306 ± 0.0286	0.6206 ± 0.0072	0.6234 ± 0.0369	0.6138 ± 0.0319
	Sinistro	0.6313 ± 0.0293	0.6199 ± 0.0251	0.6233 ± 0.0360	0.6138 ± 0.0343
Tempo di doppia sospensione (s)		0.1368 ± 0.0158	0.1467 ± 0.0179	0.1962 ± 0.0262	0.1448 ± 0.0211
Percentuale appoggio nel ciclo del passo (%)	Destro	38.68	36.91	35.91	37.24
	Sinistro	39.64	39.42	32.64	39.07
Indice di asimmetria (%)	Appoggio	2.66	6.54	9.45	4.78
	Passo Semplice	2.04	6.24	4.98	3.12

Tempo totale (s)		50.84	45.34	45.00	43.02
Velocità media (m/s)		2.56	2.87	2.89	2.84
Cadenza (passi/minuto)		191.20	194.51	193.33	196.67
Lunghezza media passo (m)		0.80	0.88	0.90	0.87
Variabilità ampiezza dell'accelerazione (m/s²)	Direzione VT	3.8788 ± 2.3958	5.6108 ± 4.4555	7.3766 ± 5.9748	6.3908 ± 4.4157
	Direzione AP	2.6183 ± 1.0467	4.2479 ± 1.8104	5.9309 ± 2.0392	5.5330 ± 2.5674
	Direzione ML	5.8038 ± 5.7279	6.0083 ± 4.7501	6.9731 ± 4.9372	7.2228 ± 4.3287
Variabilità ampiezza della velocità (m/s)	Direzione VT	0.1878 ± 0.0869	0.2212 ± 0.0089	0.2732 ± 0.1261	0.2494 ± 0.1193
	Direzione AP	0.1154 ± 0.0034	0.1306 ± 0.0400	0.1651 ± 0.0478	0.1735 ± 0.0446
	Direzione ML	0.1262 ± 0.0476	0.1591 ± 0.0446	0.1767 ± 0.0494	0.1867 ± 0.0434
Variabilità ampiezza dello spostamento (m)	Direzione VT	0.0156 ± 0.0074	0.0169 ± 0.0073	0.0207 ± 0.0089	0.0195 ± 0.0083
	Direzione AP	0.0398 ± 0.0211	0.0428 ± 0.0248	0.0614 ± 0.0346	0.0604 ± 0.0367
	Direzione ML	0.0075 ± 0.0008	0.0097 ± 0.0015	0.0110 ± 0.0022	0.0120 ± 0.0022
DIREZIONE VERTICALE					
Oscillazione verticale (cm)		8.24 ± 1.10	7.71 ± 1.02	8.92 ± 1.53	6.89 ± 1.62
DIREZIONE ANTERO-POSTERIORE					
Area positiva (m)		0.0102 ± 0.0075	0.0151 ± 0.0106	0.0117 ± 0.0117	0.0150 ± 0.0142
Area negativa (m)		0.0259 ± 0.0121	0.0273 ± 0.0136	0.0463 ± 0.0250	0.0393 ± 0.0172
ANALISI ARMONICA					
Rapporto armonico	Direzione VT	4.2667 ± 0.7656	2.2771 ± 0.3701	3.3259 ± 1.8673	3.7374 ± 0.8420
	Direzione AP	1.5625 ± 0.3692	1.2897 ± 0.2063	1.2525 ± 0.1760	1.8552 ± 0.3638
	Direzione ML	2.6409 ± 0.6657	2.1637 ± 0.5581	2.2799 ± 0.9030	2.0988 ± 0.4594

Entropia approssimativa	Direzione VT	1.0820 ± 0.0575	1.1801 ± 0.0593	1.1861 ± 0.0662	1.2424 ± 0.0404
	Direzione AP	1.2882 ± 0.0526	1.3509 ± 0.0373	1.5423 ± 0.0298	1.4254 ± 0.0660
	Direzione ML	0.6132 ± 0.0115	0.7299 ± 0.0290	0.8572 ± 0.0267	0.7862 ± 0.0724

Tabella 8.7: Tabella con i dati analitici della corsa del soggetto 7

SOGGETTO 7		INIZIO PRIMA PROVA	FINE PRIMA PROVA	INIZIO SECONDA PROVA	FINE SECONDA PROVA
Piede di inizio		Sinistro	Sinistro	Sinistro	Sinistro
Lunghezza del percorso (m)		130	130	130	130
Percentuale del percorso effettuata in corsa (%)		100	100	100%	100%
Tempo di appoggio (s)	Destro	0.2400 ± 0.0219	0.2617 ± 0.0315	0.2488 ± 0.0247	0.2510 ± 0.0212
	Sinistro	0.2087 ± 0.0182	0.2809 ± 0.0185	0.2290 ± 0.0319	0.2395 ± 0.0221
Tempo del passo semplice (s)	Destro	0.2828 ± 0.0230	0.3321 ± 0.0288	0.2915 ± 0.0385	0.3143 ± 0.0293
	Sinistro	0.3088 ± 0.0271	0.3049 ± 0.0310	0.3087 ± 0.0264	0.3249 ± 0.0302
Tempo del passo (s)	Destro	0.5916 ± 0.0406	0.6373 ± 0.0332	0.6002 ± 0.0403	0.6392 ± 0.0389
	Sinistro	0.5920 ± 0.0348	0.6372 ± 0.0305	0.6012 ± 0.0387	0.6388 ± 0.0343
Tempo di doppia sospensione (s)		0.1430 ± 0.0165	0.0945 ± 0.0176	0.1224 ± 0.0199	0.1481 ± 0.0220
Percentuale appoggio nel ciclo del passo (%)	Destro	40.55	41.08	41.46	39.30
	Sinistro	35.27	44.09	38.15	37.51
Indice di asimmetria (%)	Appoggio	13.96	7.44	8.54	4.66
	Passo Semplice	8.86	8.53	6.10	3.32

Tempo totale (s)		47.98	53.23	44.50	45.74
Velocità media (m/s)		2.71	2.44	2.92	2.84
Cadenza (passi/minuto)		203.85	189.35	200.90	188.88
Lunghezza media passo (m)		0.80	0.77	0.87	0.90
Variabilità ampiezza dell'accelerazione (m/s²)	Direzione VT	3.9036 ± 2.2385	3.5202 ± 2.2804	3.1959 ± 1.6718	3.2547 ± 1.6615
	Direzione AP	4.5062 ± 2.4057	3.2203 ± 1.5814	2.5956 ± 1.5809	2.2995 ± 1.6751
	Direzione ML	4.6239 ± 2.9127	3.5573 ± 2.9609	3.4330 ± 1.9862	3.0695 ± 2.3070
Variabilità ampiezza della velocità (m/s)	Direzione VT	0.1661 ± 0.0662	0.1924 ± 0.0878	0.2072 ± 0.0875	0.1965 ± 0.0690
	Direzione AP	0.1437 ± 0.0506	0.1389 ± 0.0374	0.1220 ± 0.0362	0.1122 ± 0.0308
	Direzione ML	0.1078 ± 0.0258	0.0935 ± 0.0302	0.1008 ± 0.0194	0.0735 ± 0.0187
Variabilità ampiezza dello spostamento (m)	Direzione VT	0.0124 ± 0.0061	0.0158 ± 0.0076	0.0193 ± 0.0111	0.0167 ± 0.0081
	Direzione AP	0.0563 ± 0.0302	0.0451 ± 0.0263	0.0588 ± 0.0344	0.0584 ± 0.0367
	Direzione ML	0.0065 ± 0.0010	0.0060 ± 0.0014	0.0072 ± 0.0004	0.0049 ± 0.0007
DIREZIONE VERTICALE					
Oscillazione verticale (cm)		6.93 ± 1.20	5.43 ± 1.10	5.49 ± 1.27	6.89 ± 1.14
DIREZIONE ANTERO-POSTERIORE					
Area positiva (m)		0.0132 ± 0.0081	0.0122 ± 0.0074	0.0073 ± 0.0051	0.0175 ± 0.0082
Area negativa (m)		0.0361 ± 0.0165	0.0477 ± 0.0211	0.0243 ± 0.0118	0.0160 ± 0.0093
ANALISI ARMONICA					
Rapporto armonico	Direzione VT	4.1754 ± 1.1048	4.9733 ± 1.3717	3.4012 ± 0.8643	4.3876 ± 1.8023
	Direzione AP	1.8540 ± 0.5498	1.8686 ± 0.5533	1.8706 ± 0.3712	1.8964 ± 0.7533
	Direzione ML	1.8128 ± 0.4047	1.8992 ± 0.4528	2.5401 ± 0.8181	1.8854 ± 0.6172

Entropia approssimativa	Direzione VT	1.3121 ± 0.0773	1.1829 ± 0.0750	1.3176 ± 0.0965	1.1510 ± 0.1450
	Direzione AP	1.2927 ± 0.0453	1.3047 ± 0.0410	1.2438 ± 0.0491	1.1184 ± 0.1073
	Direzione ML	0.9485 ± 0.0373	0.8149 ± 0.0244	0.7879 ± 0.0119	0.7027 ± 0.0295

9 Appendice C: Risultati dettagliati dell'analisi statistica intrasoggettiva

- **Soggetto 1**

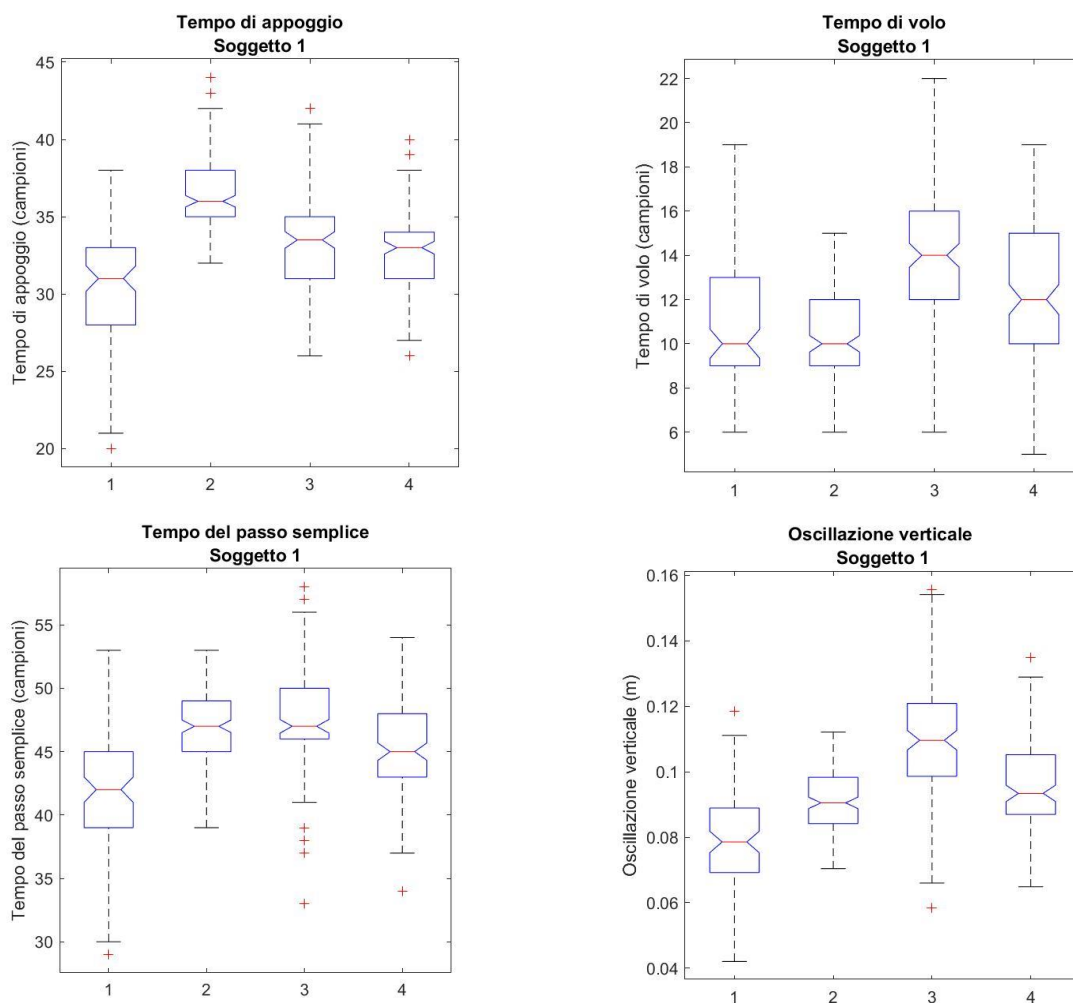


Figura 9.1: In alto a sinistra, *boxplot* del tempo di appoggio nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 1. In alto a destra, *boxplot* del tempo di volo nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 1. In basso a sinistra, *boxplot* del tempo del passo semplice nelle varie situazioni di corsa del soggetto 1. In basso a destra, *boxplot* dell'oscillazione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 1.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

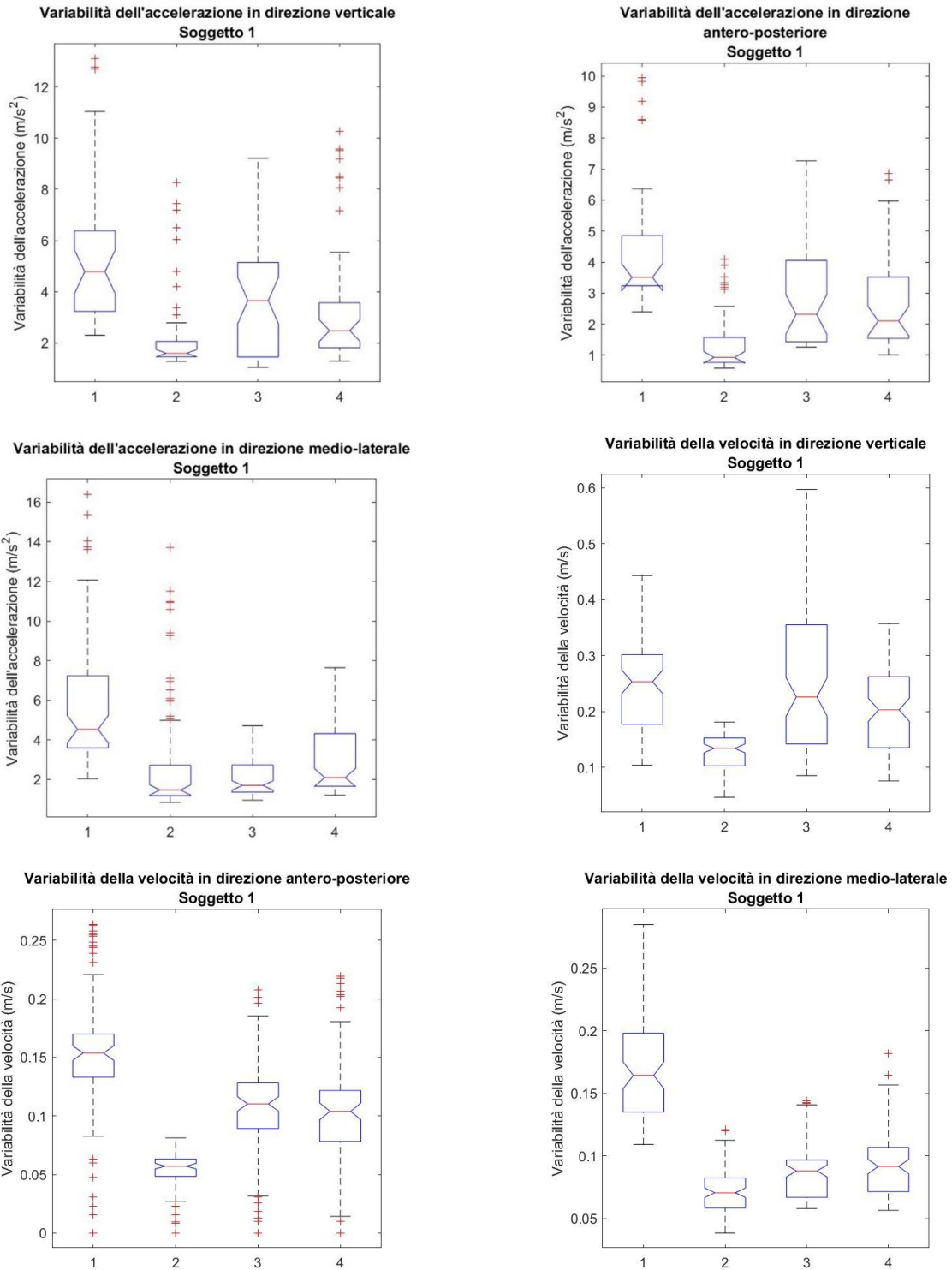


Figura 9.2: In alto a sinistra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 1. In alto a destra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 1. In mezzo a sinistra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 1. In mezzo a destra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 1. In basso a sinistra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 1. In basso a destra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 1. La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

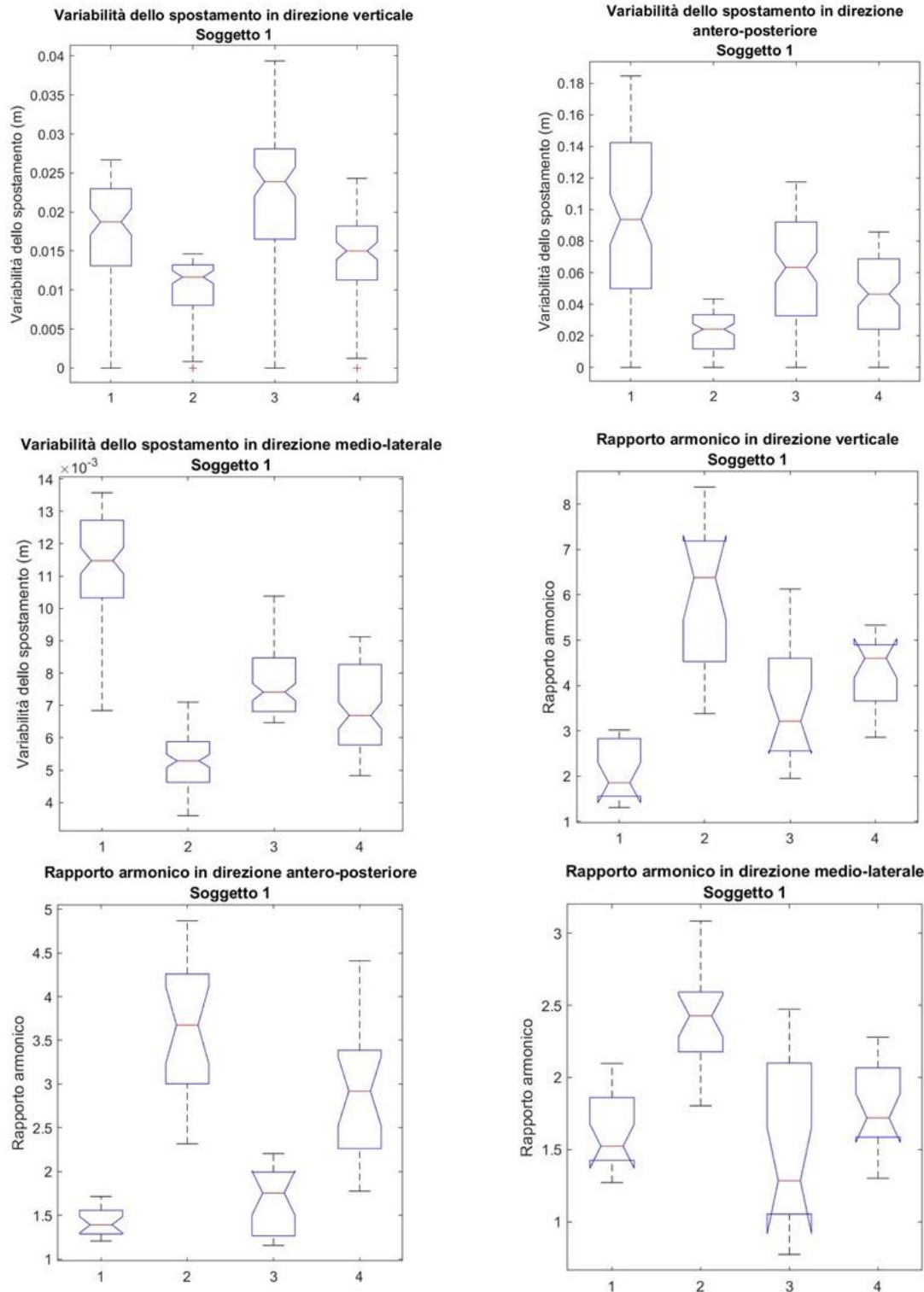


Figura 9.3: In alto a sinistra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 1. In alto a destra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 1. In mezzo a sinistra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 1. In mezzo a destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 1. In basso a sinistra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 1. In basso a destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 1.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

- **Soggetto 2**

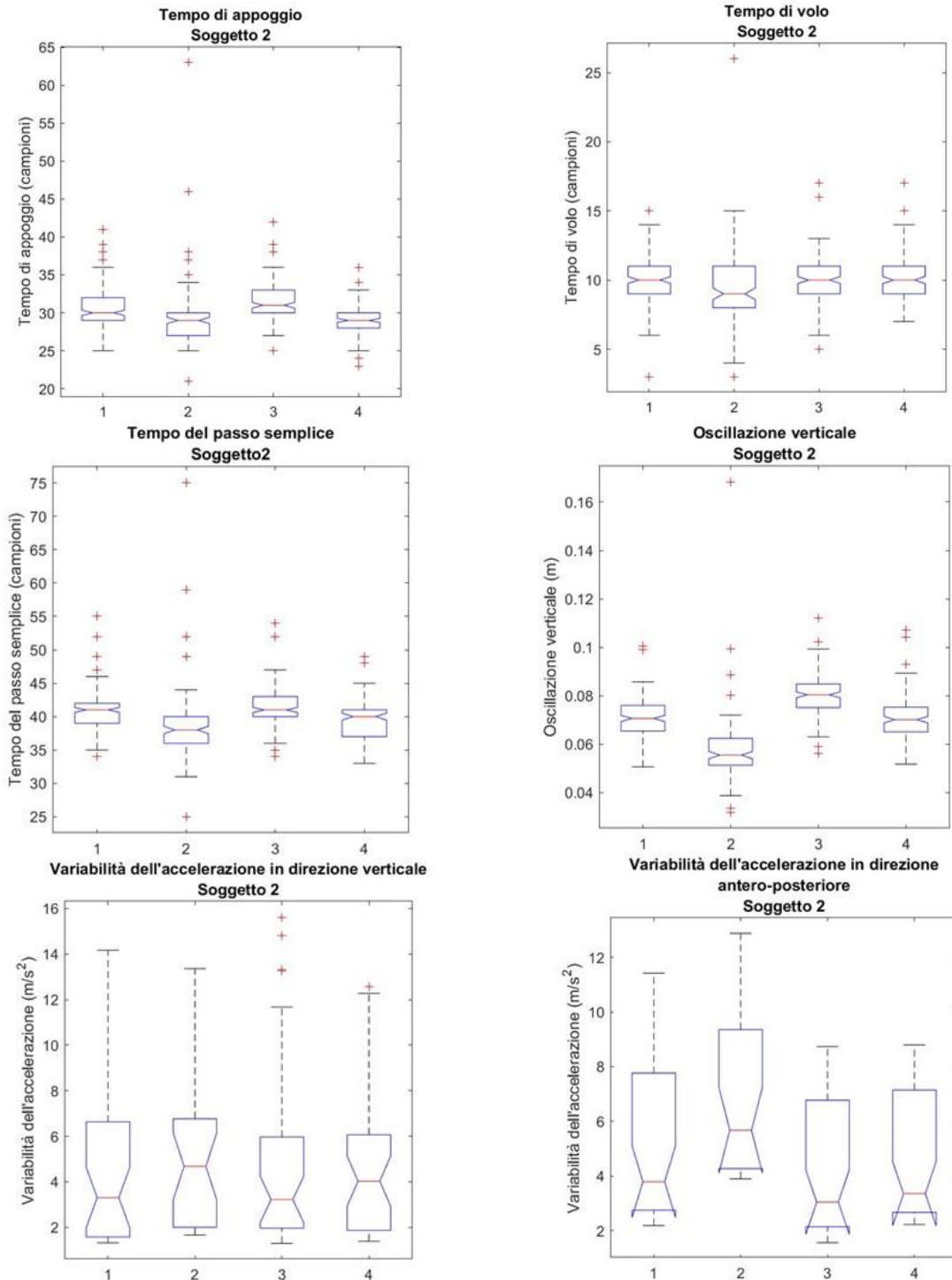


Figura 9.4: In alto a sinistra, *boxplot* del tempo di appoggio nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 2. In alto a destra, *boxplot* del tempo di volo nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 2. In mezzo a sinistra, *boxplot* del tempo del passo semplice nelle varie situazioni di corsa del soggetto 2. In mezzo a destra, *boxplot* dell'oscillazione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 2. In basso a sinistra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 2. In basso a destra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 2.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

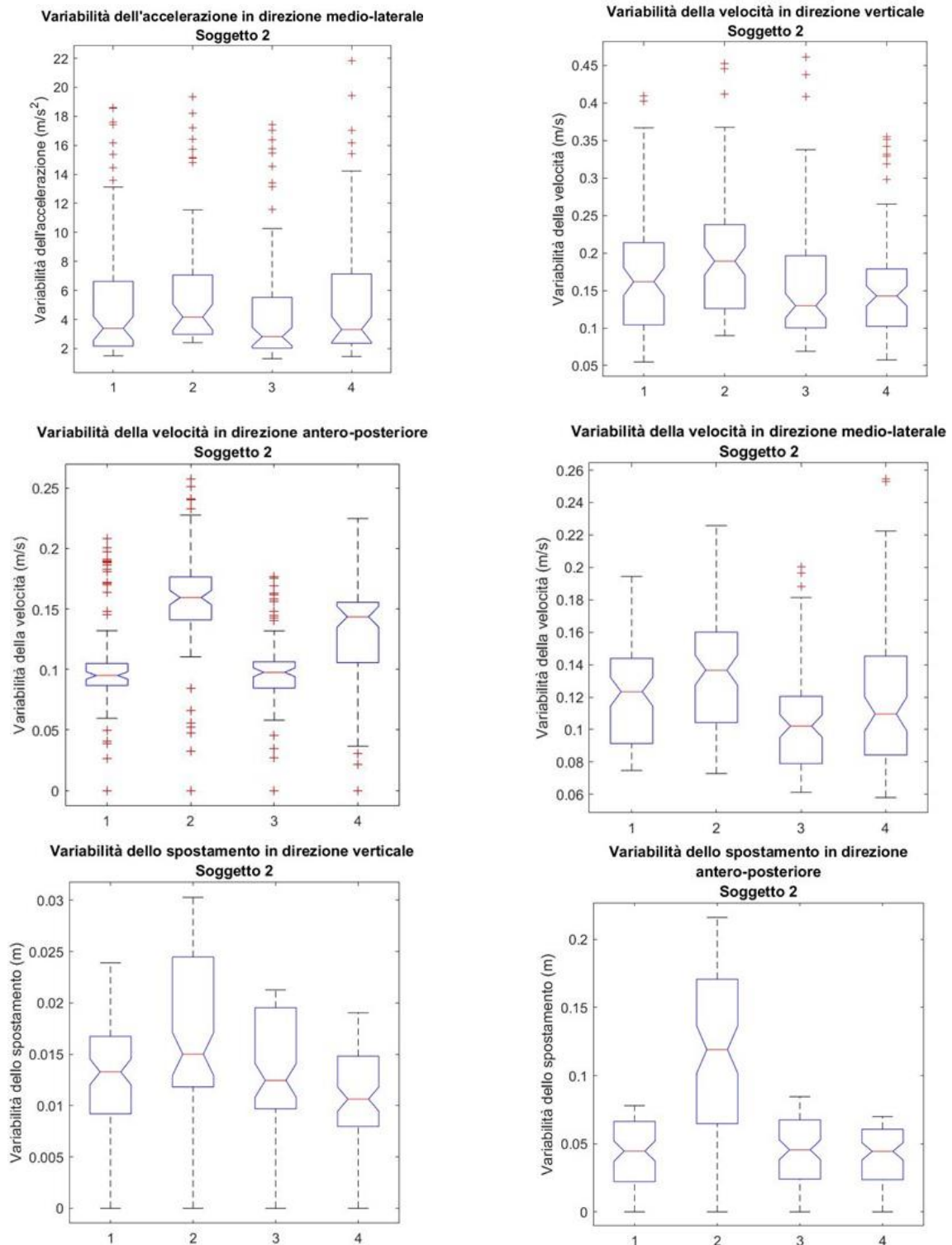


Figura 9.5: In alto a sinistra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 2. In alto a destra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 2. In mezzo a sinistra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 2. In mezzo a destra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 2. In basso a sinistra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 2. In basso a destra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 2.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

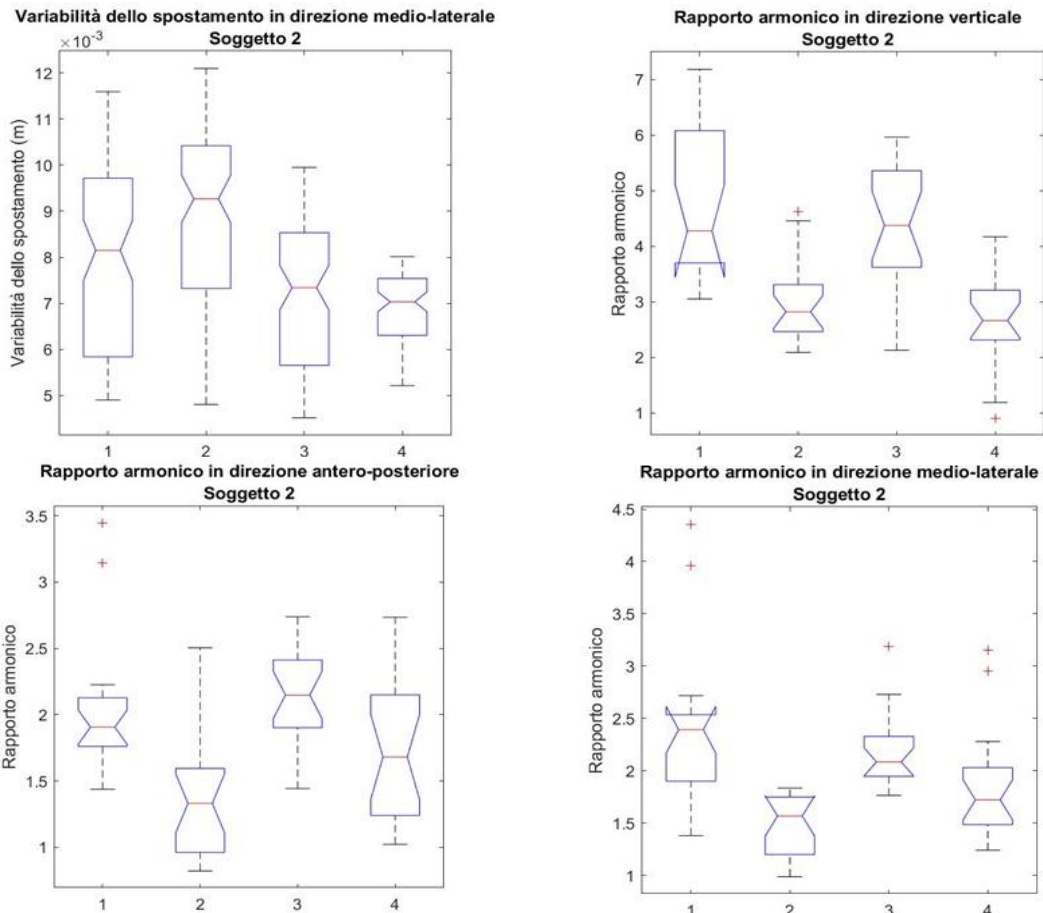


Figura 9.6: In alto a sinistra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 2. In alto a destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 2. In basso a sinistra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 2. In basso a destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 2.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

- **Soggetto 3**

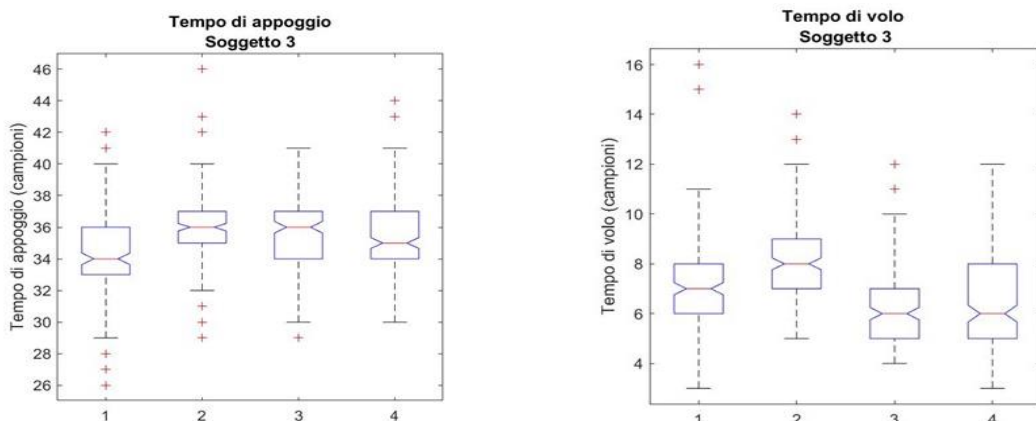


Figura 9.7: A sinistra, *boxplot* del tempo di appoggio nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 3. A destra, *boxplot* del tempo di volo nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 3.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

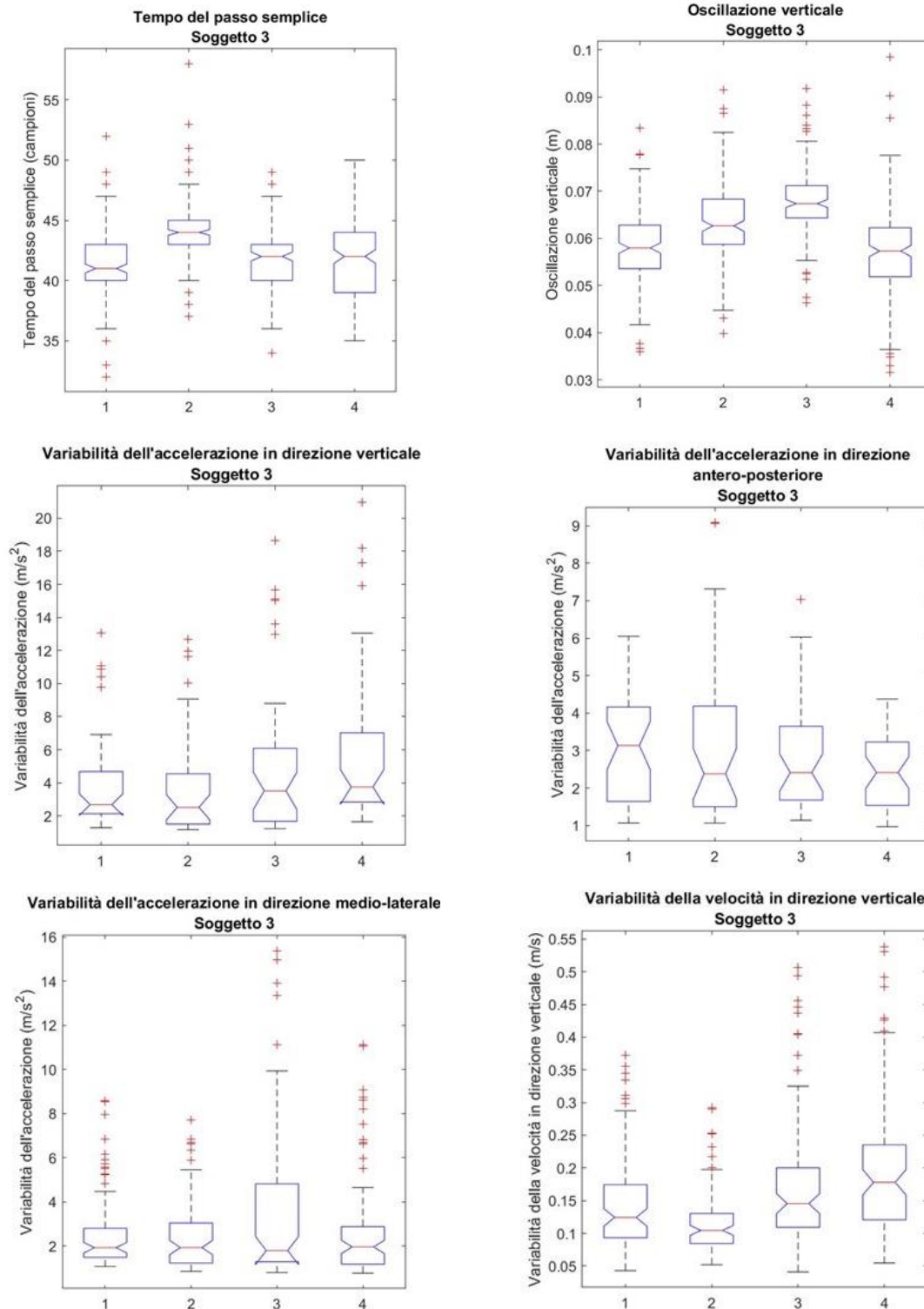


Figura 9.8: In alto a sinistra, *boxplot* del tempo del passo semplice nelle varie situazioni di corsa del soggetto 3. In alto a destra, *boxplot* dell'oscillazione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 3. In mezzo a sinistra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 3. In mezzo a destra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 3. In basso a sinistra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 3. In basso a destra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 3. La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

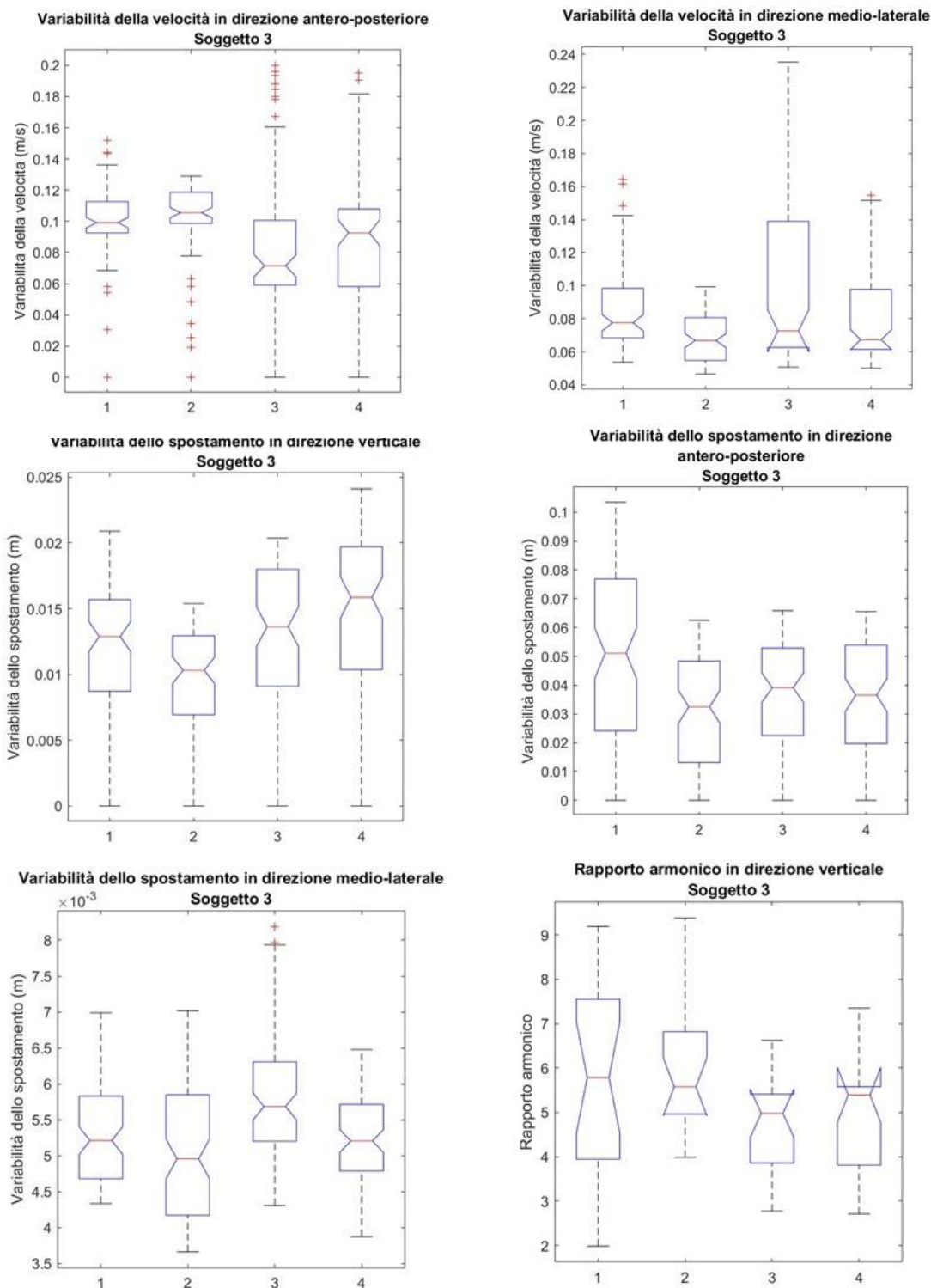


Figura 9.9: In alto a sinistra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 3. In alto a destra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 3. In mezzo a sinistra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 3. In mezzo a destra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 3. In basso a sinistra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 3. In basso a destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 3.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della pma prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

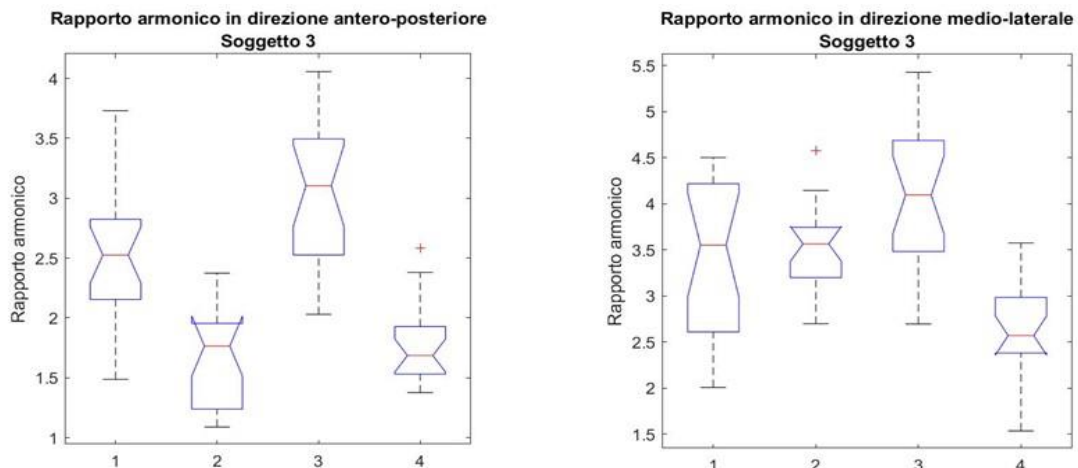


Figura 9.10: A sinistra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 3. A destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 3.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

• **Soggetto 4**

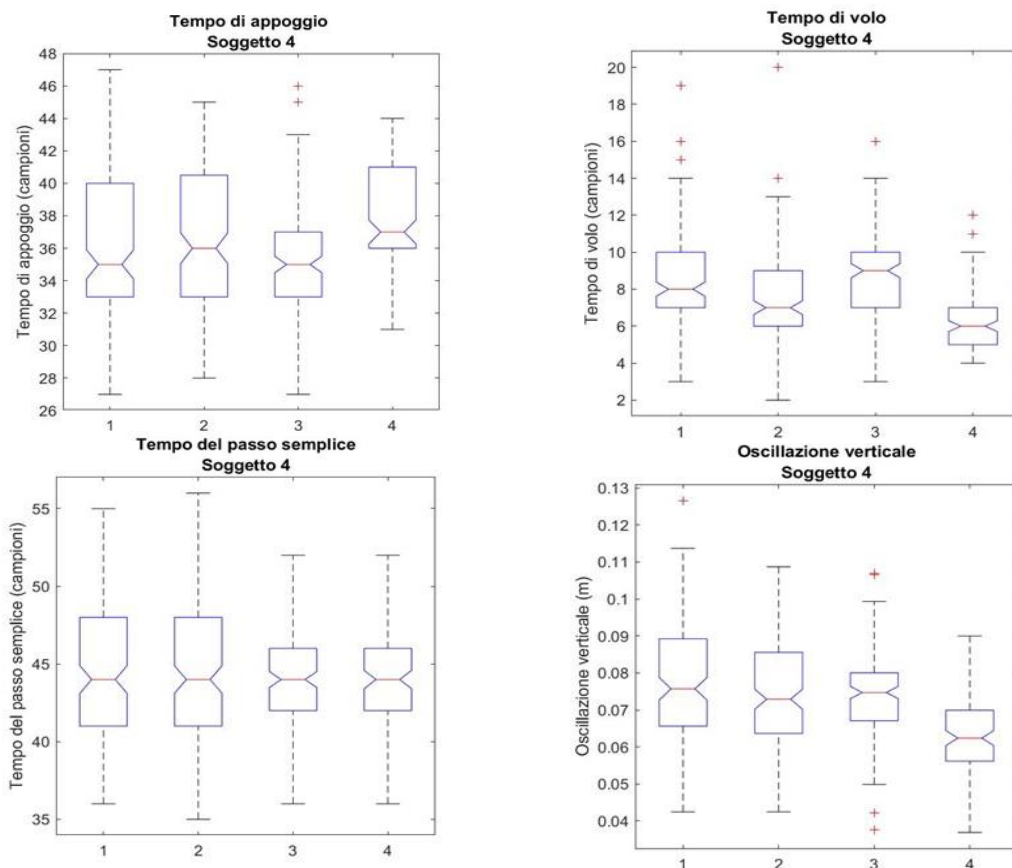


Figura 9.11: In alto a sinistra, *boxplot* del tempo di appoggio nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 4. In alto a destra, *boxplot* del tempo di volo nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 4. In basso a sinistra, *boxplot* del tempo del passo semplice nelle varie situazioni di corsa del soggetto 4. In basso a destra, *boxplot* dell'oscillazione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 4.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

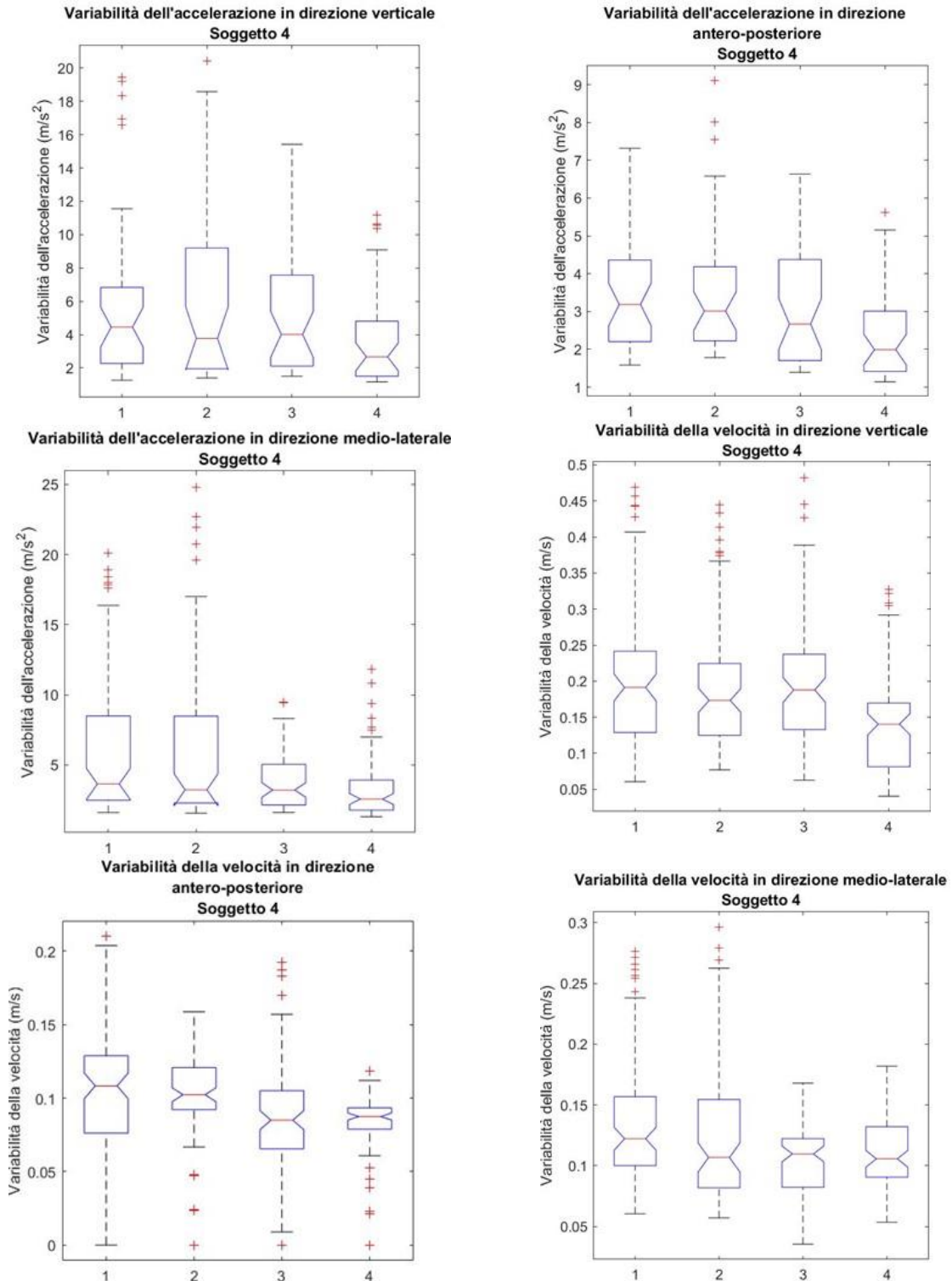


Figura 9.12: In alto a sinistra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 4. In alto a destra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 4. In mezzo a sinistra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 4. In mezzo a destra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 4. In basso a sinistra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 4. In basso a destra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 4.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

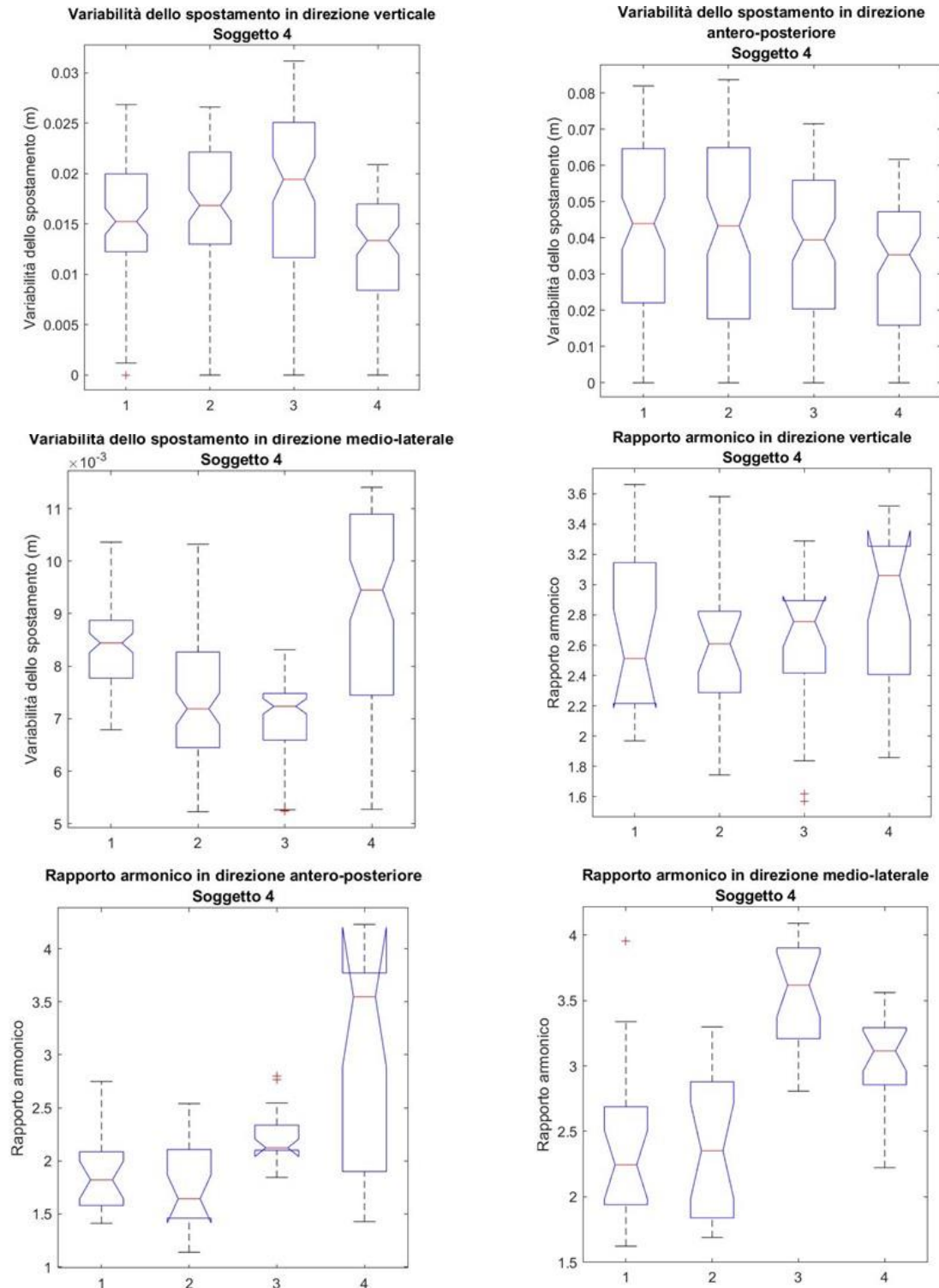


Figura 9.13: In alto a sinistra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 4. In alto a destra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 4. In mezzo a sinistra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 4. In mezzo a destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 4. In basso a sinistra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 4. In basso a destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 4.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

- **Soggetto 5**

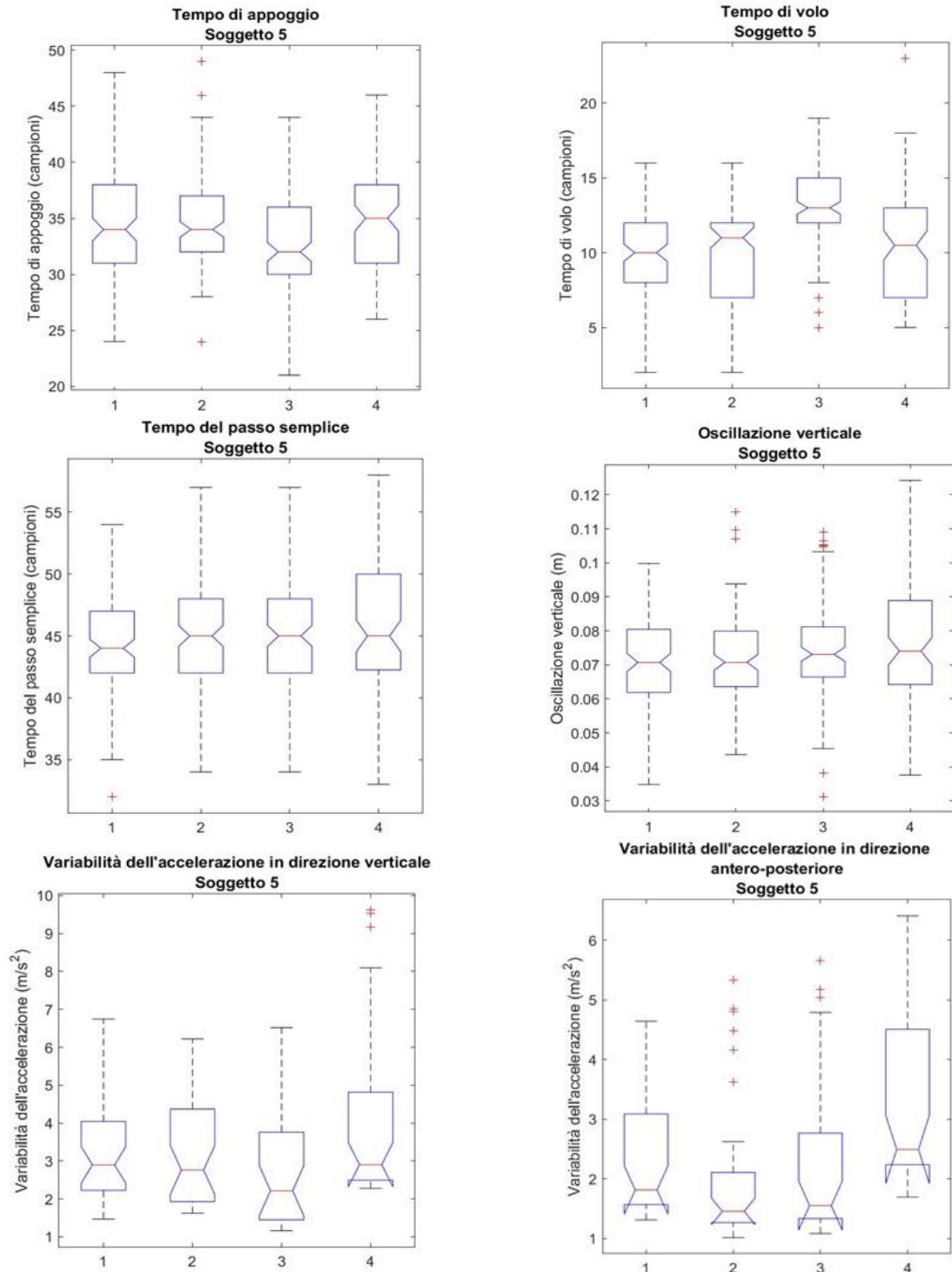


Figura 9.14: In alto a sinistra, *boxplot* del tempo di appoggio nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 5. In alto a destra, *boxplot* del tempo di volo nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 5. In mezzo a sinistra, *boxplot* del tempo del passo semplice nelle varie situazioni di corsa del soggetto 5. In mezzo a destra, *boxplot* dell'oscillazione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 5. In basso a sinistra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 5. In basso a destra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 5.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

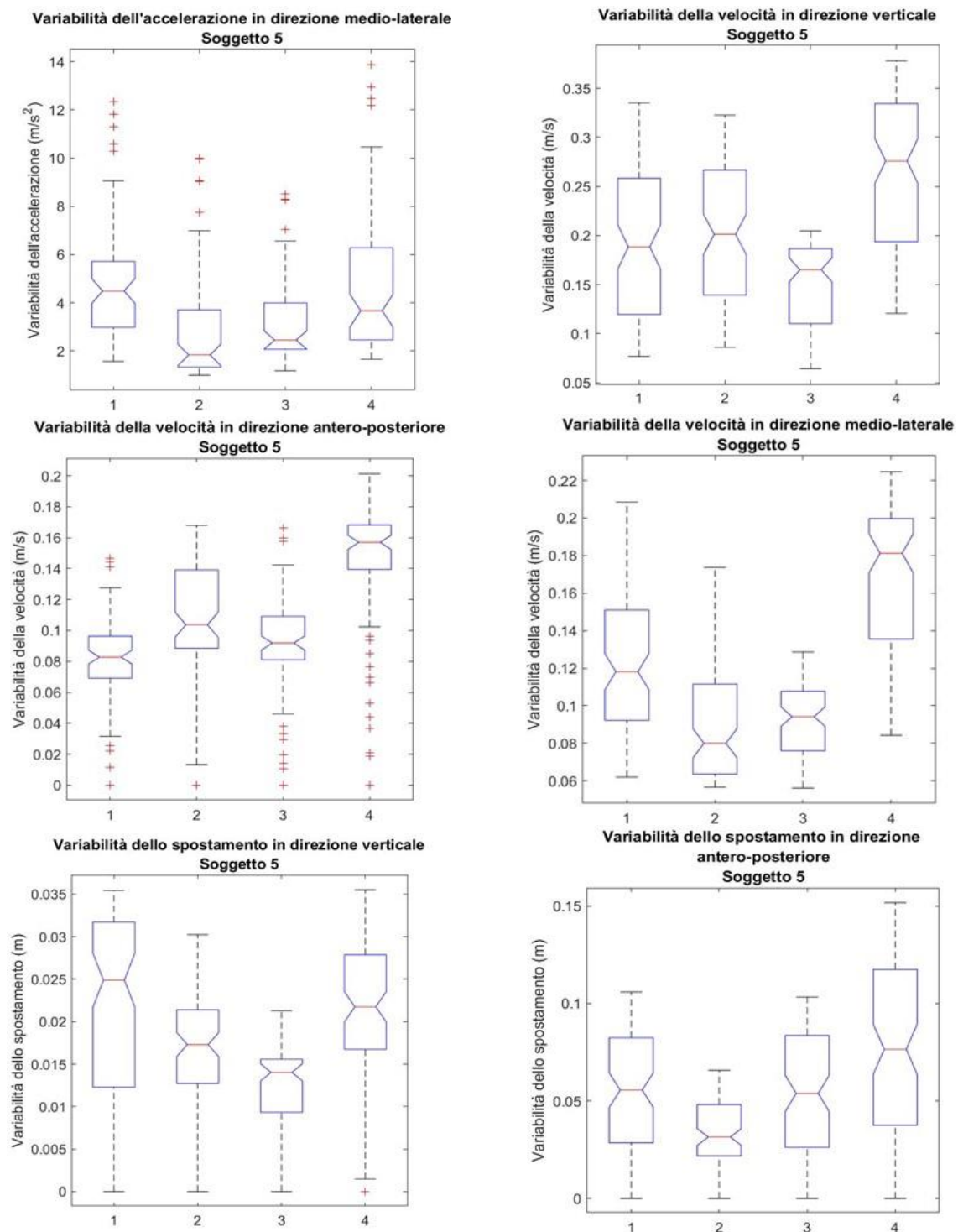


Figura 9.15: In alto a sinistra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 5. In alto a destra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 5. In mezzo a sinistra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 5. In mezzo a destra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 5. In basso a sinistra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 5. In basso a destra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 5.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

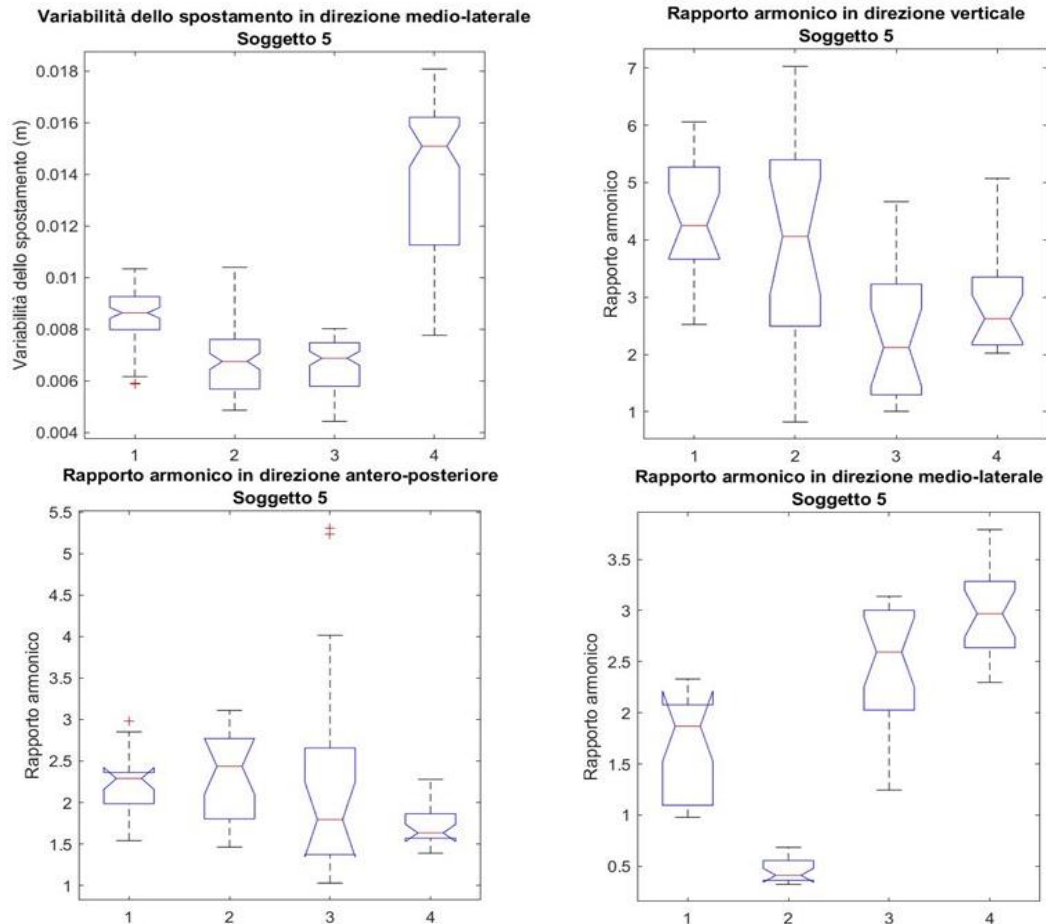


Figura 9.16: In alto a sinistra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 5. In alto a destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 5. In basso a sinistra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 5. In basso a destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 5.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

- **Soggetto 6**

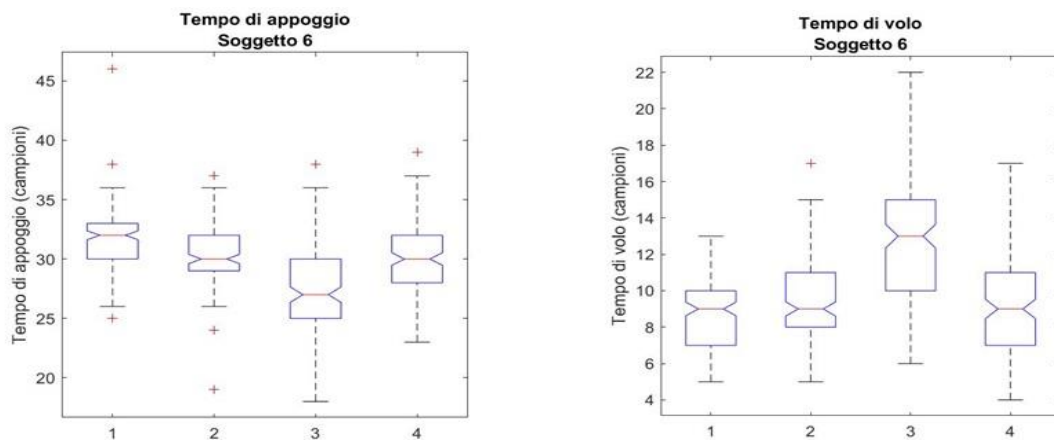


Figura 9.17: A sinistra, *boxplot* del tempo di appoggio nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 6. A destra, *boxplot* del tempo di volo nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 6.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

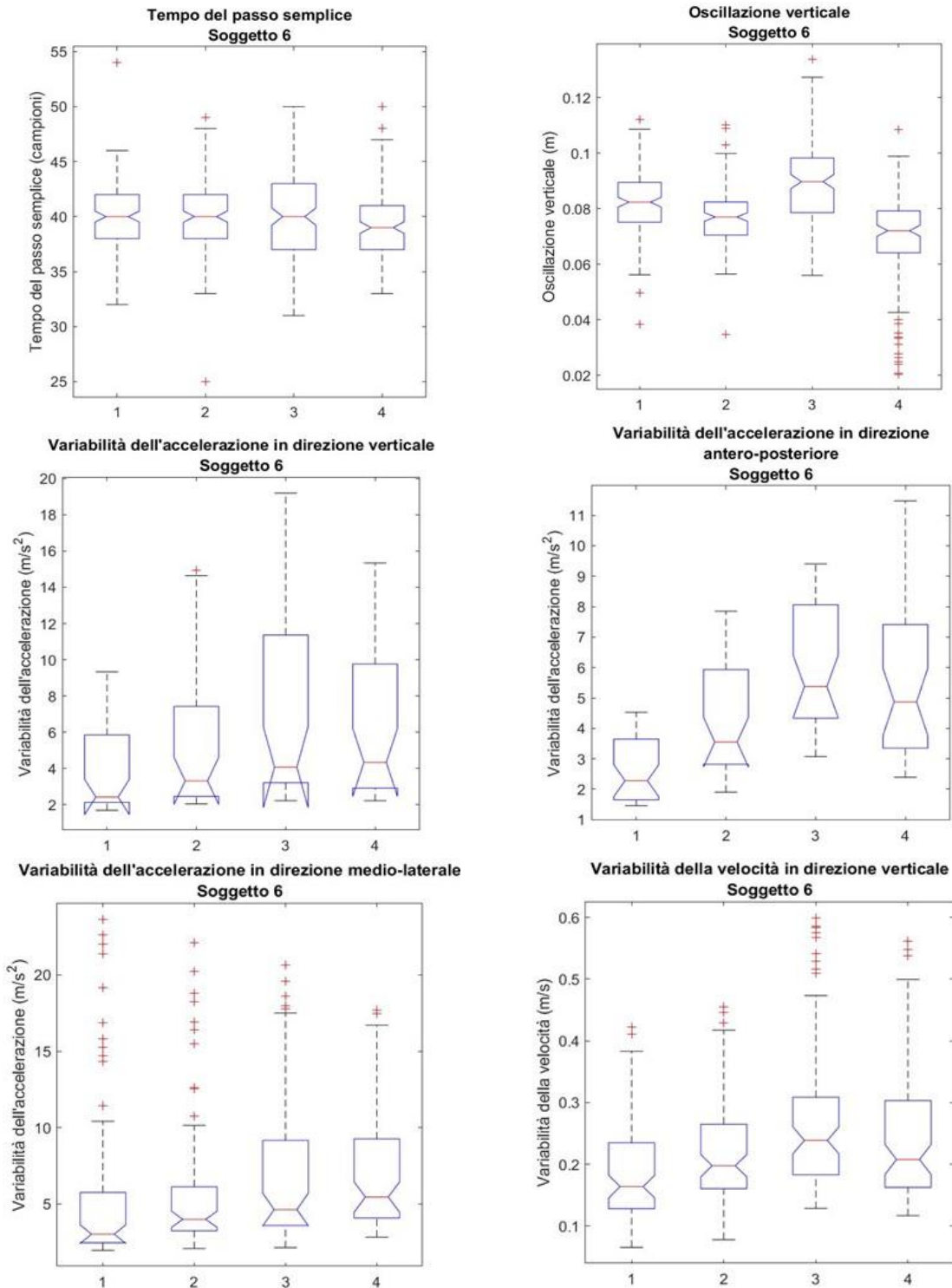


Figura 9.18: In alto a sinistra, *boxplot* del tempo del passo semplice nelle varie situazioni di corsa del soggetto 6. In alto a destra, *boxplot* dell'oscillazione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 6. In mezzo a sinistra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 6. In mezzo a destra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 6. In basso a sinistra, *boxplot* della variabilità dell'accelerazione in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 6. In basso a destra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 6.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

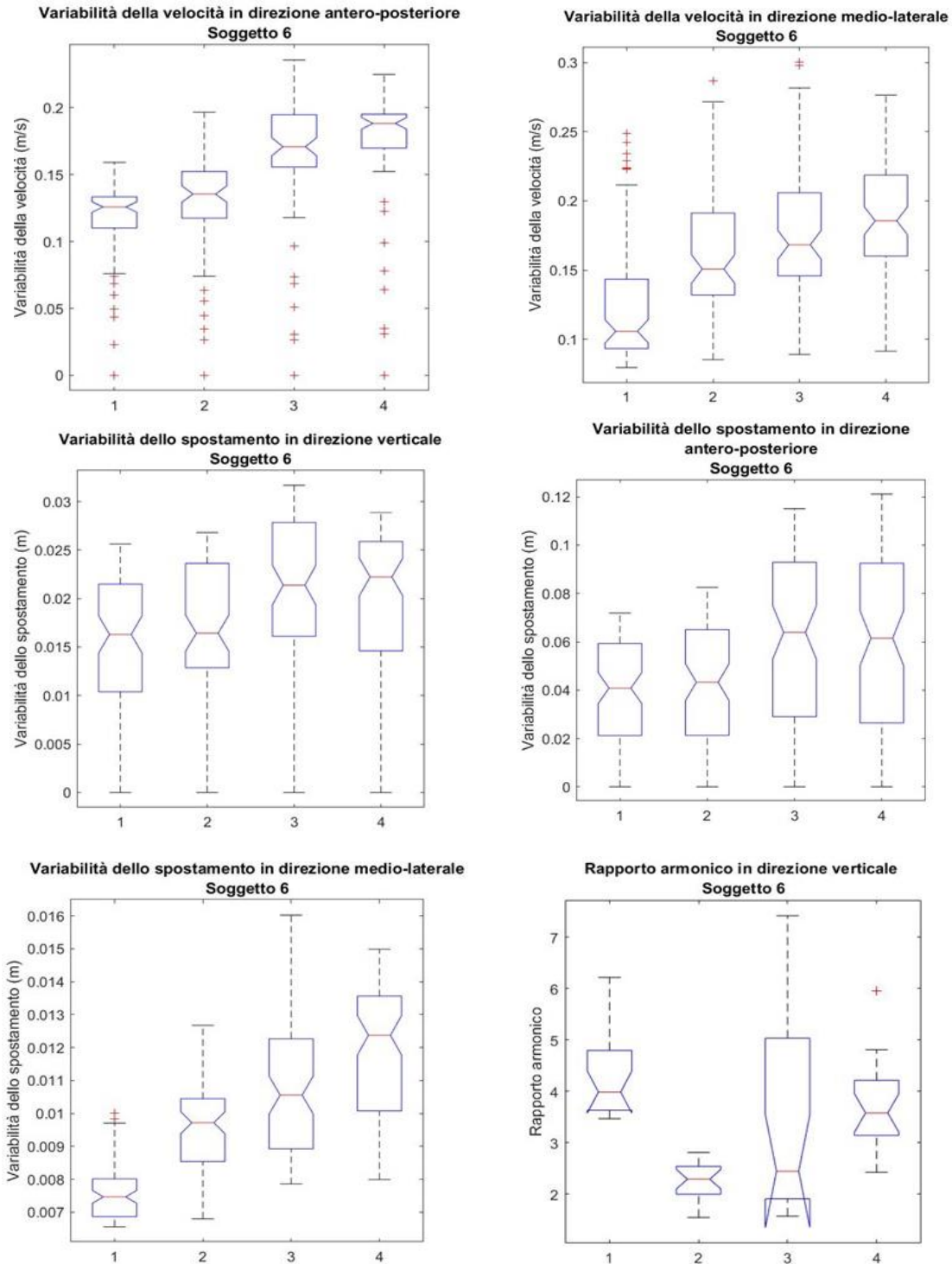


Figura 9.19: In alto a sinistra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 6. In alto a destra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 6. In mezzo a sinistra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 6. In mezzo a destra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 6. In basso a sinistra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 6. In basso a destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 6.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

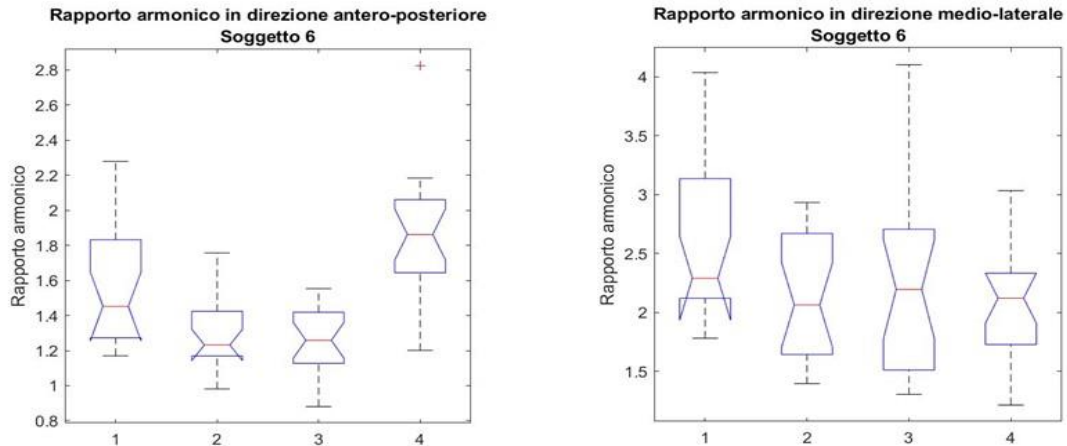


Figura 9.20: A sinistra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 6. A destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 6.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

• **Soggetto 7**

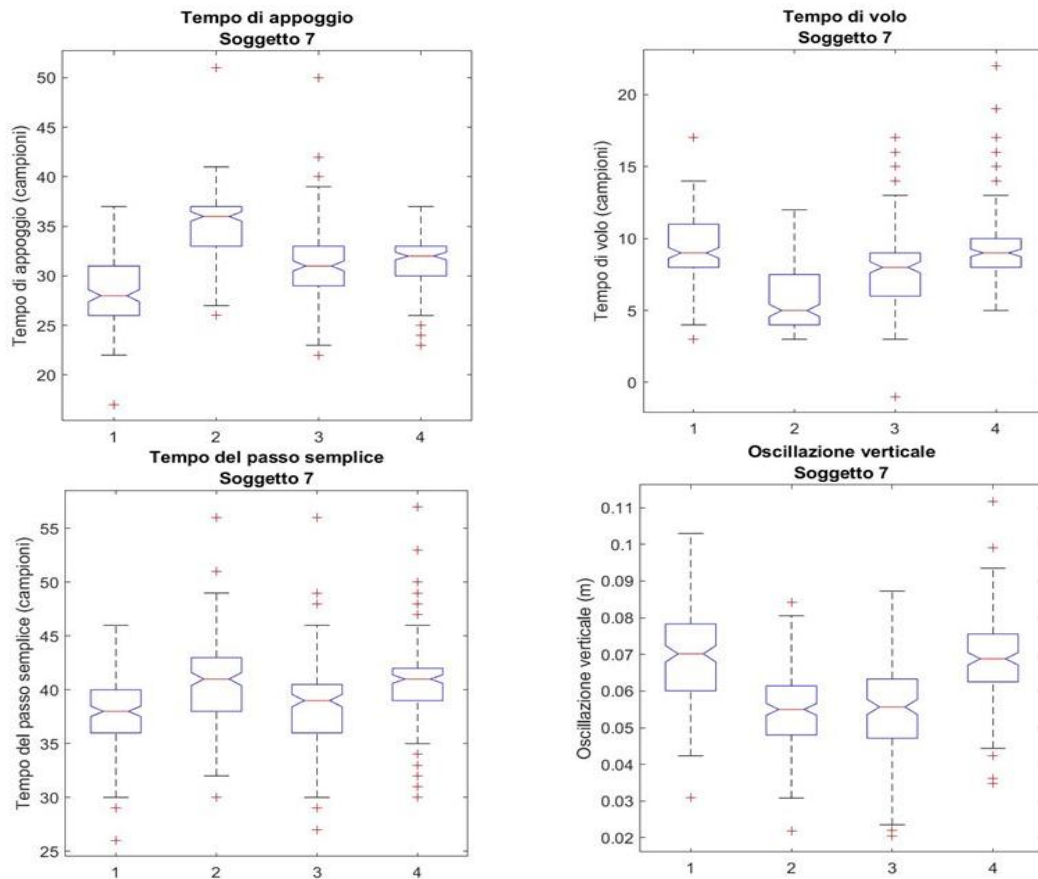


Figura 9.21: In alto a sinistra, *boxplot* del tempo di appoggio nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 7. In alto a destra, *boxplot* del tempo di volo nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 7. In basso a sinistra, *boxplot* del tempo del passo semplice nelle varie situazioni di corsa del soggetto 7. In basso a destra, *boxplot* dell'oscillazione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 7.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

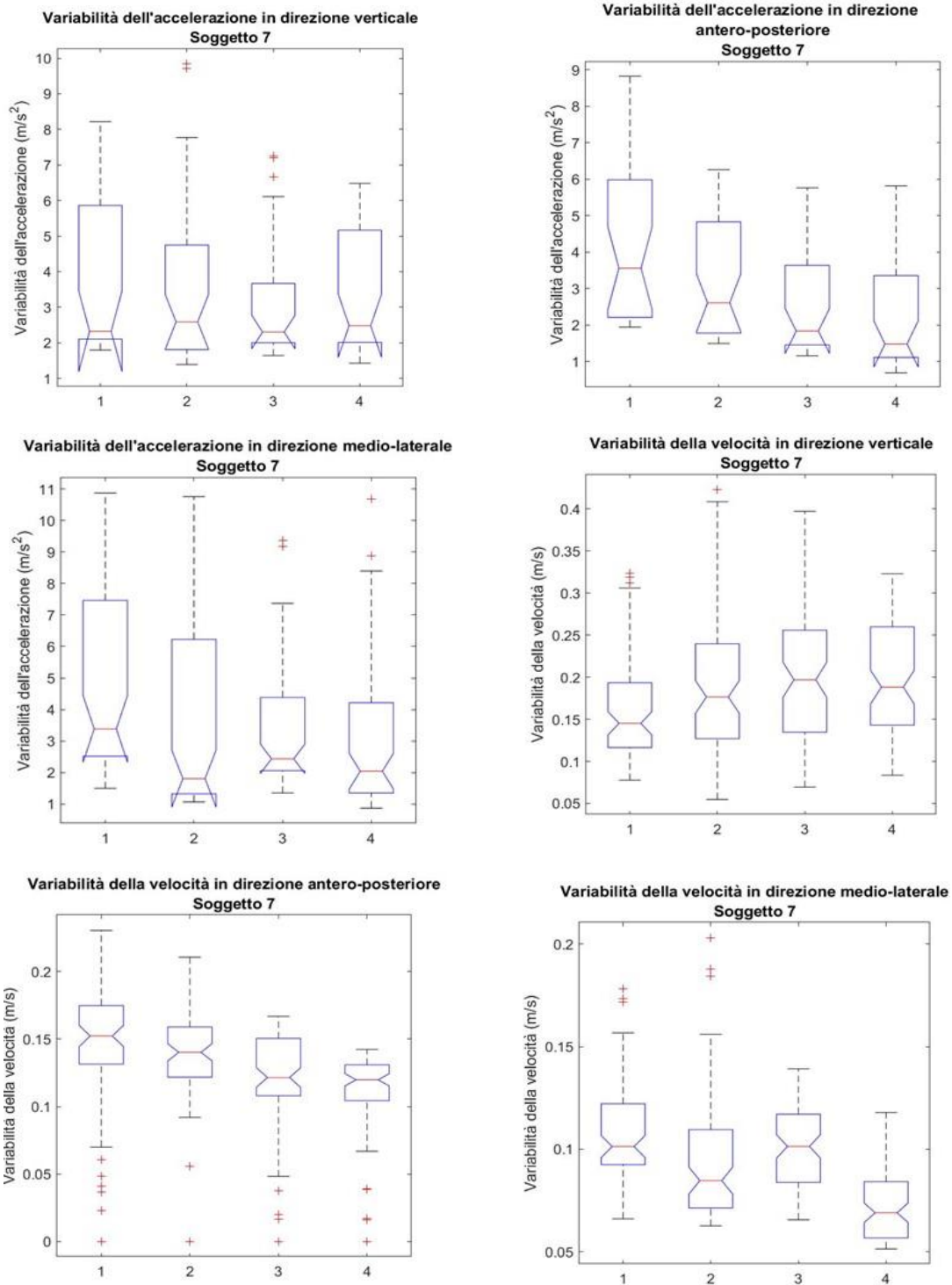


Figura 9.22: In alto a sinistra, *boxplot* della variabilità dell\'accelerazione in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 7. In alto a destra, *boxplot* della variabilità dell\'accelerazione in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 7. In mezzo a sinistra, *boxplot* della variabilità dell\'accelerazione in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 7. In mezzo a destra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 7. In basso a sinistra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 7. In basso a destra, *boxplot* della variabilità della velocità in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 7.

La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

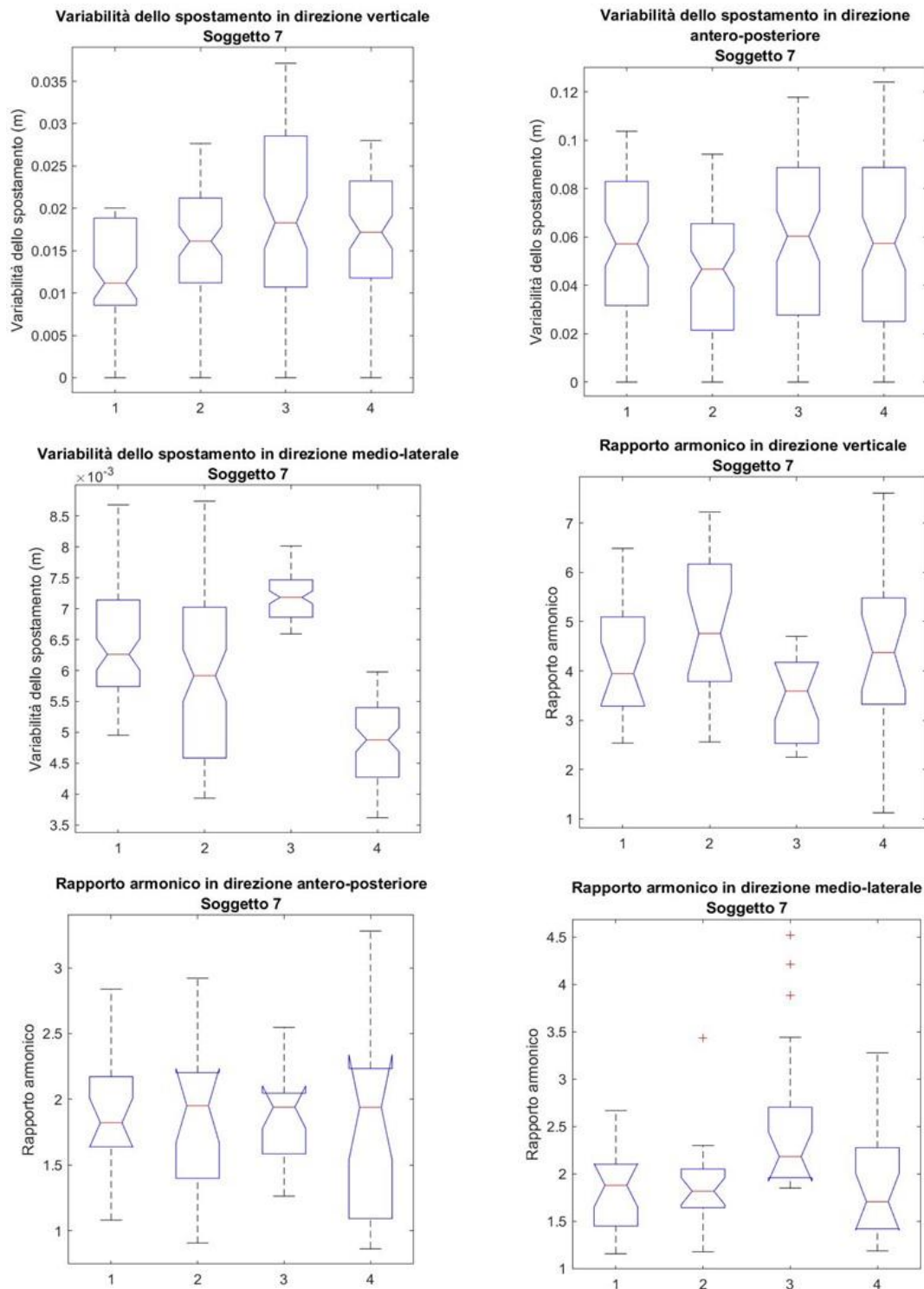


Figura 9.23: In alto a sinistra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 7. In alto a destra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa del soggetto 7. In mezzo a sinistra, *boxplot* della variabilità dello spostamento in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 7. In mezzo a destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione verticale nelle varie situazioni di corsa del soggetto 7. In basso a sinistra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione antero-posteriore nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 7. In basso a destra, *boxplot* del rapporto armonico in direzione medio-laterale nelle varie situazioni di corsa per il soggetto 7. La situazione 1 rappresenta la fase iniziale della prima prova, la situazione 2 rappresenta la fase finale della prima prova, la situazione 3 rappresenta la fase iniziale della seconda prova e la situazione 4 rappresenta la fase finale della seconda prova

10 Appendice D: Durata dei salti

Tabella 10.1: Tabella con le durate dei salti dei primi sei soggetti nelle quattro situazioni di corsa considerate

	Durata salti	Inizio prima prova	Fine prima prova	Inizio seconda prova	Fine seconda prova
Soggetto 1	Salto con contromovimento (s)	0.6094	0.5781	0.4844	0.5938
	Salto statico (s)	0.5938	0.5781	0.6016	0.5469
Soggetto 2	Salto con contromovimento (s)	0.5625	0.5469	0.5938	0.5000
	Salto statico (s)	0.5625	0.5781	0.6016	0.6016
Soggetto 3	Salto con contromovimento (s)	0.5234	0.5391	0.5000	0.5781
	Salto statico (s)	0.4922	0.5391	0.5156	0.5156
Soggetto 4	Salto con contromovimento (s)	0.1875	0.2266	0.4375	0.3125
	Salto statico (s)	0.3828	0.3750	0.4297	0.4063
Soggetto 5	Salto con contromovimento (s)	0.5547	0.5078	0.5313	0.5859
	Salto statico (s)	0.5313	0.4453	0.5547	0.4453
Soggetto 6	Salto con contromovimento (s)	0.4453	0.4531	0.5313	0.4688
	Salto statico (s)	0.4688	0.4609	0.4922	0.4844

11 Ringraziamenti

Ringraziamo il professor Carlo Albino Frigo per averci proposto il progetto di tesi e seguito con disponibilità e passione.

Ringraziamo il Centro Ortopedico *Orthesys*, in particolare la responsabile Lorenza Flaviani e l'ingegnere Chiara Gambirasio, per aver collaborato alle acquisizioni.

Ringraziamo Enrico Petracco, Davide Lovino e tutti gli allenatori del centro sportivo *PlayMore* per la loro gentilezza e la grande pazienza mostrataci durante le acquisizioni.

Ringraziamo anche tutti i ragazzi del centro sportivo per averci accolto con simpatia ed entusiasmo.

Ringraziamo le nostre famiglie per esserci state accanto e per tutto il sostegno che ci hanno dato.

Infine, ringraziamo tutti i nostri amici per averci supportato e incoraggiato in questo percorso e per esserci stati sempre vicini.