



POLITECNICO
MILANO 1863

SCUOLA DI INGEGNERIA INDUSTRIALE
E DELL'INFORMAZIONE

Validazione dell'affidabilità e dell'accuratezza di un metodo basato su sensore inerziale per la valutazione di parametri spazio-temporali in task di salto verticale

TESI DI LAUREA MAGISTRALE IN
BIOMEDICAL ENGINEERING
INGEGNERIA BIOMEDICA

Authors: Margherita Cittadini – Valeria De Benedetto

Student ID: 977500 - 103176

Advisor: Prof.ssa Veronica Cimolin

Co-advisor: Dr. Giacomo Villa

Academic Year: 2022-23

Abstract

The validation of inertial measurement systems for the objective characterization of vertical jumps using spatio-temporal parameters is of great importance for the research and development of rehabilitation systems, as well as for the collection of objective data in an ecological environment.

The aim of this thesis was to validate the accuracy of spatio-temporal parameters (jump height, flight time, contact time and velocities in the take off and landing phases) during the performance of three types of vertical jumps, starting from the acquisition of acceleration data using an Xsens DOT inertial sensor unit (IMU) (Xsens Technologies - NL).

Twenty healthy adult subjects (13 females and 7 males, 24.0 ± 1.0 years, height 1.68 ± 0.07 m, weight 57.0 ± 10.0 kg) participated in this study. Each subject performed countermovement jumps (CMJ) in both bipodalic and monopodalic modes, as well as plyometric jumps. The parameters of interest were measured simultaneously with the IMU and the laboratory systems defined as the *gold standard*, namely the optoelectronic system and the force platforms. The data obtained with the inertial sensor were processed by two methods, called New_Method and BIA_Method, based on the double integration of the vertical acceleration.

In order to compare the two integration methods and the measurements obtained by the sensor with those of the *gold standards*, the data obtained were subjected to a statistical analysis.

The Pearson's coefficient, averaged over all the motor tasks, was higher than 0.84 for the New_Method and 0.78 for the BIA_Method for the jump height (VHJ), 0.92 for the

flight time (FT) and 0.98 for the contact time (CT), indicating a strong positive correlation. Differently, the Pearson's coefficient calculated for the velocity parameters showed a lower mean value (0.40).

The results of the accuracy analysis showed average values of 86.16 % for the New_Method and of 83.99 % for the BIA_Method with regard to the calculation of VHJ. Regarding the variables FT and CT, both methods showed an accuracy above 93%.

The analysis of the Bland-Altman plots confirmed the agreement between the systems compared, although systematic errors of different magnitudes were found depending on the task evaluated and the systems compared. These errors caused the IMU to overestimate or underestimate the calculated variables.

Finally, an average RMSE of 2.8 cm was calculated for the New_Method and 3.5 cm for the BIA_Method for the variable VHJ. For FT, the average index value was 22.1 ms for the New_Method and 16.5 ms for the BIA_Method, while for CT the mean value was 11.7 ms, considering both methods. Finally, for the velocity variables, the data showed a similar trend between New_Method and BIA_Method, with an average error of 0.33 m/s.

The positive correlation between the IMU measurements and the benchmarks suggests considerable agreement between the different data acquisition methods. In particular, the New_Method showed overall superior accuracy. In conclusion, it is believed that the use of the Xsens DOT IMU sensor is suitable for characterizing the biomechanics of the vertical jumps studied in this work and has the potential to be used in lower extremity rehabilitation and assessment programs, including environmental settings.

Keywords: vertical jump, countermovement jump, monopodal jumps, plyometric jumps, IMU, XSensDOT.

Sommario

La validazione di sistemi di misura inerziale per la caratterizzazione oggettiva dei salti verticali, mediante parametri spazio-temporali, riveste un'importanza significativa nell'ambito della ricerca e dello sviluppo di sistemi di riabilitazione, oltre a consentire la raccolta di dati oggettivi in ambiente ecologico.

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è stato quello di validare l'accuratezza dei parametri spazio-temporali (altezza del salto, tempo di volo, tempo di contatto e velocità nelle fasi di stacco e atterraggio) durante l'esecuzione di tre tipologie di salto verticale partendo dall'acquisizione dei dati di accelerazione tramite un sensore inerziale (IMU) di Xsens DOT (Xsens Technologies - NL).

Il presente studio ha coinvolto venti soggetti adulti sani (13 femmine e 7 maschi, età 24.0 ± 1.0 anni, altezza 1.68 ± 0.07 m, peso 57.0 ± 10.0 kg). Ogni soggetto ha eseguito dei salti con contromovimento (CMJ), sia in modalità bipodalica che monopodalica, oltre a salti pliometrici. I parametri di interesse sono stati misurati in contemporanea utilizzando l'IMU e i sistemi di laboratorio definiti come *gold standard*, ossia il sistema optoelettronico e le piattaforme di forza. I dati ottenuti con il sensore inerziale sono stati elaborati mediante due metodi, denominati New_Method e BIA_Method, basati sulla doppia integrazione dell'accelerazione verticale.

Al fine di confrontare i due metodi di integrazione e le misurazioni ottenute dal sensore con quelle dei *gold standard*, i dati ottenuti sono stati soggetti ad un'analisi statistica.

Il coefficiente di Pearson, mediato su tutti i task motori, è risultato essere superiore a 0.84 per il New_Method e 0.78 per il BIA_Method per l'altezza di salto (VHJ), 0.92 per

il tempo di volo (FT) e 0.98 per il tempo di contatto (CT), indicando una forte correlazione positiva. Differentemente, il coefficiente di Pearson calcolato per i parametri di velocità ha mostrato un valore medio inferiore (0.40).

I risultati derivanti dall'analisi di accuratezza hanno presentato valori medi dell'86.16 % per il New_Method e dell'83.99 % per il BIA_Method per quanto riguarda il calcolo di VHJ. Relativamente alle variabili FT e CT, entrambi i metodi hanno presentato un'accuratezza superiore al 93 %.

L'analisi dei diagrammi di Bland-Altman ha confermato la concordanza tra i sistemi confrontati, sebbene sia stata riscontrata la presenza di errori sistematici di diversa entità a seconda del task valutato e dei sistemi posti a confronto. Questi errori hanno portato l'IMU a sovrastimare o sottostimare le variabili calcolate.

Infine, è stato calcolato un RMSE medio di 2.8 cm per il New_Method e di 3.5 cm nel BIA_Method per la variabile VHJ. Per il FT, il valore medio dell'indice è stato di 22.1 ms per il New_Method e di 16.5 ms per il BIA_Method; mentre per il CT il valore è stato mediamente di 11.7 ms, considerando entrambi i metodi. Infine, per le variabili di velocità, i dati hanno evidenziato un andamento simile tra New_Method e BIA_Method, con un errore medio di 0.33 m/s.

La correlazione positiva tra le misurazioni IMU e i parametri di riferimento suggerisce una notevole concordanza tra le diverse metodologie di acquisizione dei dati. In particolare, il "New_Method" ha dimostrato un'accuratezza complessivamente superiore. In conclusione, si ritiene che l'utilizzo del sensore IMU Xsens DOT sia adatto per caratterizzare la biomeccanica dei salti verticali esaminati in questo lavoro e presenta il potenziale per essere utilizzato all'interno di programmi di riabilitazione e valutazione per l'arto inferiore, anche in ambiente ecologico.

Parole chiave: salto verticale, salto con contromovimento, salti monopodalici, salti pliometrici, IMU, XSensDOT.

Indice

Abstract	i
Sommario	iii
Indice	vii
1 Capitolo uno - Introduzione	1
1.1. Il salto verticale.....	1
1.2. Analisi quantitativa del movimento.....	4
1.3. Strumenti per l'analisi quantitativa del movimento.....	5
1.3.1. Sistema optoelettronico	5
1.3.2. Piattaforme di forza.....	9
1.3.3. IMU.....	12
1.4. Analisi quantitativa del salto verticale.....	16
2 Capitolo due - Stato dell'arte	25
2.1. Metodi classici per la valutazione dei salti verticali	25
2.2. Analisi della letteratura sui metodi quantitativi di valutazione del salto verticale	28
2.3. Obiettivi dello studio	42
3 Capitolo tre - Materiali e metodi	44
3.1. Partecipanti	44
3.2. Setup sperimentale.....	45
3.3. Procedura sperimentale	47
3.4. Elaborazione dei dati	51
3.4.1. Allineamento e taglio dei segnali.....	52
3.4.2. Calcolo dei parametri temporali	54
3.4.3. Calcolo dei parametri spaziali	56
3.5. New_Method	57
3.6. Sistema di riferimento vs sistema inerziale.....	58
3.7. Analisi statistica.....	60
4 Capitolo quattro - Risultati	64
4.1. Confronto degli output dei sistemi di acquisizione.....	64
4.1.1. Parametri spaziali.....	64

4.1.2.	Parametri temporali	76
4.1.3.	Parametri di velocità	87
5	Capitolo cinque – Discussione	93
5.1.	Interpretazione dei risultati	93
5.1.1.	Parametri spaziali	93
5.1.2.	Parametri temporali	97
5.1.3.	Parametri di velocità	99
6	Capitolo sei – Conclusioni e sviluppi futuri.....	101
6.1.	Conclusioni.....	101
6.2.	Criticità.....	104
6.3.	Sviluppi futuri.....	106
	Bibliografia	113
A	Appendice codici Matlab	119
A.1.	Codice per l’allineamento e il taglio dei segnali	119
	Lista delle figure	125
	Lista delle tabelle	127
	Lista dei simboli.....	129
	Lista degli acronimi.....	129
	Ringraziamenti	133

1 Capitolo uno - Introduzione

1.1. Il salto verticale

Tra le diverse valutazioni fisiche delle prestazioni, l'analisi del salto verticale emerge come metodo ampiamente utilizzato per la valutazione dello sviluppo motorio e della capacità motoria in giovani e atleti. Inoltre, studi precedenti hanno mostrato una forte associazione tra forma fisica, forma muscolare e funzione neuromuscolare. Di conseguenza, la misura accurata di compiti che richiedono uno sforzo neuromuscolare significativo come il salto verticale, apre la strada verso una migliore comprensione dell'efficacia dell'allenamento e degli interventi terapeutici (Fathian R. et al., 2022). Inoltre, l'esecuzione dei salti verticali, prevede una complessa sinergia tra azioni muscolari e movimenti articolari. I gruppi muscolari più significativamente coinvolti sono prevalentemente quelli della catena muscolare degli arti inferiori, in particolare quelli responsabili della mobilità delle articolazioni dell'anca, del ginocchio e della caviglia.

Un salto è definibile come uno stacco da terra massimale, ed è costituito da 4 fasi principali: caricamento, stacco, fase di volo e atterraggio. I salti possono essere suddivisi sulla base del numero di arti inferiori coinvolti: si parla infatti di salti bipodalici nel caso in cui siano entrambi i piedi a toccare il suolo e spingere verso l'alto, o monopodalici se solo un piede spinge il suolo.

Esistono diverse modalità di salto verticale, tra cui i salti verticali con squat, a rimbalzo continuo e con contromovimento, ognuna con caratteristiche differenti. Il presente studio si focalizza sullo studio di salti verticali con contromovimento (bipodalici e monopodalici) e salti pliometrici.

Salti con contromovimento

I salti con contromovimento (CMJ) sono composti da un unico salto, effettuato partendo da una posizione eretta verticale con entrambe le mani sui fianchi, i piedi distanti a una larghezza simile alle spalle e i talloni saldamente ancorati al suolo (Figura 1.1).

Durante la fase di contromovimento, si effettua un rapido piegamento delle ginocchia, che permette di immagazzinare energia elastica nei muscoli e nei tendini che viene poi utilizzata nella successiva fase concentrica di propulsione, con l'obiettivo di saltare il più in alto possibile (Milosevic & Farella, 2015). Il contromovimento attiva il ciclo di allungamento-accorciamento dei muscoli, con conseguente maggiore potenza prodotta dagli arti inferiori. Durante la fase di volo, è essenziale evitare di flettere le ginocchia e mantenere le mani in posizione stabile. La fase di atterraggio deve invece avvenire con le ginocchia distese, seguita da un'ammortizzazione per prevenire eventuali infortuni. È di fondamentale importanza che, durante il piegamento, il busto rimanga eretto al massimo per evitare qualsiasi possibile influenza negativa sulla performance delle gambe.

Nello svolgimento di un'analisi quantitativa di un CMJ occorre ripetere il test se la biomeccanica del movimento non avviene correttamente.

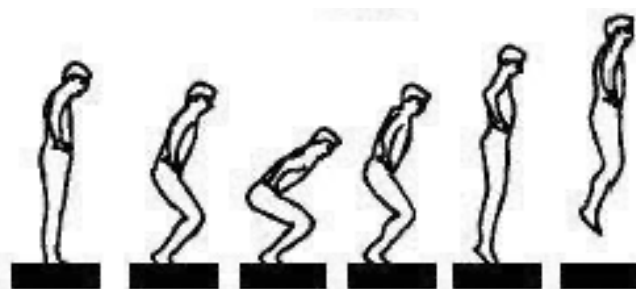


Figura 1.1 : Dinamica salto con contromovimento.

Un CMJ è diviso in diverse fasi: standing, contromovimento (che include abbassamento, frenata e propulsione), volo e atterraggio. Queste 4 fasi sono separate dai seguenti istanti temporali:

- Initiation time;
- Take Off (TO);
- Touch-down time;
- Landing time (LA).

È possibile dividere l'azione del salto in due fasi fondamentali: la fase di discesa (o fase di contromovimento o fase di caricamento) e la fase di spinta (o fase propulsiva). La prima fase è conosciuta anche come fase eccentrica, poiché coinvolge un'attivazione muscolare di tipo eccentrico, influenzata dalla forza di gravità. Durante questa fase, le fibre muscolari si allungano e i muscoli generano tensione mentre si estendono. La seconda fase è chiamata invece fase concentrica, poiché durante la spinta si verifica un movimento concentrico, caratterizzato da un ispessimento muscolare dovuto all'avvicinamento delle unità contrattili.

Nel salto con contromovimento monopodalico il procedimento è lo stesso: si tratta di un unico salto a partire da una posizione eretta, effettuato però con una sola gamba.

Salti pliometrici

I salti pliometrici rappresentano una modalità di allenamento dinamica, in cui si eseguono in maniera consecutiva una sequenza di salti, durante i quali si susseguono 2 fasi chiamate allungamento e accorciamento. Prevedono una contrazione eccentrica (ossia un allungamento muscolare) seguita da un movimento esplosivo (o contrazione concentrica) dello stesso muscolo, il tutto in maniera molto rapida e in un tempo molto breve. La contrazione pliometrica permette di aumentare la capacità del muscolo di produrre un movimento potente in un periodo molto breve.

1.2. Analisi quantitativa del movimento

L'analisi del movimento rappresenta uno strumento che permette lo studio di gesti motori ed è di particolare importanza in ambito clinico, riabilitativo e sportivo.

In clinica medica, lo studio dei gesti motori ha l'obiettivo di valutare le limitazioni funzionali causate da patologie, identificare strategie motorie compensatorie e valutare l'efficacia di trattamenti di riabilitazione (Iosa et al., 2016). In ambito sportivo ha invece lo scopo di ottimizzare le prestazioni degli atleti e di prevenire il rischio di infortunio tramite l'esecuzione di gesti motori controllati (Hewett & Bates, 2017). In generale, l'analisi del movimento è di essenziale importanza per valutare quantitativamente le funzionalità motorie dei soggetti, ottenendo informazioni più precise relativamente alla loro condizione.

Il recente avanzamento tecnologico ha fornito ai professionisti della ricerca clinica strumentazioni di notevole utilità per approfondire la comprensione della complessità del movimento umano. Queste tecnologie consentono una valutazione più accurata delle condizioni dell'individuo, superando le limitazioni delle scale semiquantitative tradizionalmente utilizzate in contesto clinico (Iosa et al., 2016) quali la soggettività operatore-dipendente e la bassa accuratezza dei dati (Buckley et al., 2019). La raccolta di parametri oggettivi permette dunque di ottenere una maggiore standardizzazione dei dati, rendendo le valutazioni effettuate precise, affidabili e confrontabili.

La valutazione funzionale ha lo scopo di ricavare le grandezze meccaniche che regolano il movimento del corpo umano o delle sue componenti. Le strumentazioni utilizzate sono dunque destinate alla misurazione di spostamenti lineari e rotazionali, unitamente alla registrazione di parametri temporali e grandezze correlate, quali velocità e accelerazione.

Strumentazioni largamente diffuse per effettuare analisi quantitative del movimento sono sistemi stereofotogrammetrici 3D optoelettronici, piattaforme di forza e di

pressione, elettromiografi e cronometri con fotocellule. Recentemente, grazie allo sviluppo dell'elettronica e la miniaturizzazione delle tecnologie, si è diffuso l'utilizzo di sensori indossabili che consentono lo studio della cinematica dei segmenti corporei attraverso accelerometri e giroscopi (Kavanagh & Menz, 2008). La diffusione di tecnologie indossabili ha permesso l'estensione dell'analisi quantitativa del movimento anche in ambiente ecologico, costituendo un'alternativa più economica rispetto ai classici strumenti di misura presenti in ambiente laboratoriale (Iosa et al., 2016).

1.3. Strumenti per l'analisi quantitativa del movimento

Il presente studio, incentrato sulla biomeccanica del salto verticale, fa uso di strumenti comuni in un laboratorio di analisi del movimento e della postura. In particolare, per raccogliere i dati relativi alle prove condotte sui soggetti in studio, si sfrutta un sistema optoelettronico (OS), una piattaforma di misurazione della forza (FP) e dei sensori inerziali indossabili, i cosiddetti IMU (Inertial Measurement Unit).

Le caratteristiche peculiari di questa strumentazione includono la non invasività, la possibilità di condurre un'analisi multifattoriale, l'uso intuitivo e l'abilità di fornire dati quantitativi ad alta precisione. Questo permette di raccogliere dati sulla cinematica e la dinamica contemporaneamente, oltre a catturare le immagini video delle prove.

1.3.1. Sistema optoelettronico

Il metodo più accurato per ricostruire la cinematica dei segmenti corporei al fine di analizzare il movimento umano è rappresentato dall'OS (Robert-Lachaine et al., 2017).

L'OS è una strumentazione dotata di telecamere ottiche con illuminatori a raggi infrarossi (Figura 1.2), o operanti nel visibile, e marcatori (in inglese *markers*) che consentono di monitorare e analizzare la cinematica di oggetti ed individui.



Figura 1.2 : Telecamere con illuminatori infrarossi integrati di un OS.

I marcatori sono indicatori che vengono posizionati su punti anatomici specifici dell'individuo, detti punti di reperi. Questi punti di riferimento consentono di ricostruire e registrare la cinematica dei segmenti corporei che sono stati contrassegnati con i marker.

Esistono due tipologie di marcatori, riportati in Figura 1.3:

- Marcatori attivi: elementi costituiti da LED (*Lighting Emitting Diode*) alimentati da batterie che emettono attivamente il fascio luminoso che sarà captato dalle telecamere. Questa tipologia di marker permette di ottenere un'etichettatura automatica in real-time, e dunque un tracciamento in tempo reale della cinematica. Tuttavia, poiché tali marker necessitano di una fonte di energia per il funzionamento, risultano essere ingombranti, limitando i gesti motori da valutare, con il potenziale rischio di costringere il soggetto ad effettuare movimenti che non rispecchiano accuratamente la cinematica naturale;
- Marcatori passivi: elementi costituiti da un supporto plastico rivestito da materiale catarifrangente. Non richiedono un'alimentazione propria ma riflettono la luce emessa dagli illuminatori, spesso integrati nelle telecamere.

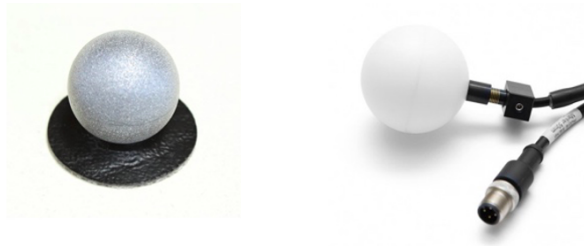


Figura 1.3 : Marker passivo (sx), marker attivo (dx).

Le telecamere utilizzate in questi sistemi sono dotate di sensori in grado di rilevare il segnale luminoso proveniente dai marker e trasdurre tali informazioni in segnale elettrico.

Il primo step da effettuare per poter utilizzare tale tecnologia consiste nella calibrazione del sistema, che è di due tipologie: statica e dinamica.

La prima si svolge con l'ausilio di una terna, ossia un sistema di tre assi ortogonali tra loro dotato di marker riflettenti con posizioni relative note al software di acquisizione, che permette di definire l'origine del sistema di riferimento dell'OS. La calibrazione dinamica viene invece effettuata per mezzo di una singola asta dotata di tre marcatori posizionati ad una distanza nota, che viene messa in movimento da un operatore all'interno del volume di calibrazione per un determinato periodo di tempo e permette di definire la posizione del sistema di riferimento di ciascuna camera rispetto al sistema di riferimento assoluto e a ridurre la distorsione introdotta dalle lenti delle telecamere attraverso quelli che vengono chiamati algoritmi di linearizzazione.

Questi passaggi permettono di ottenere una corretta correlazione tra la cinematica del soggetto in esame e la sua ricostruzione digitale, effettuata per mezzo di un software di elaborazione che permette di ricavare le traiettorie dei marker.

La terna e la *wand* usate per la calibrazione dell'OS sono rappresentate nella Figura 1.4 di seguito.

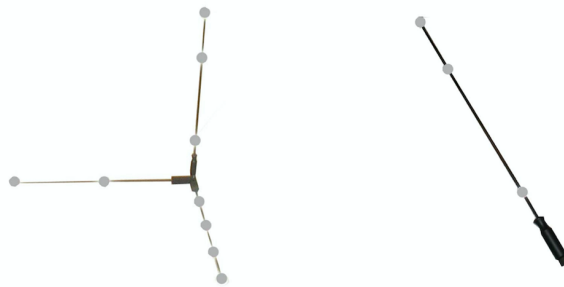


Figura 1.4 : Terna e bacchetta per la calibrazione dell'OS.

Il riconoscimento dei marker da parte del sistema di acquisizione può essere effettuato per mezzo di tre metodi:

- Sogliatura: a partire dall'immagine acquisita si definisce una soglia che permette di distinguere i pixel dei marcatori dai pixel dello sfondo;
- Blob analysis: analisi delle macchie cromatiche presenti nell'immagine al fine di rilevare quelle relative ai marker;
- Cross-correlazione: mappatura della forma attesa dei marcatori tramite maschere bidimensionali.

Con l'OS è possibile passare dalla conoscenza delle coordinate dei marcatori in 2D alla loro posizione in 3D. Affinché possa essere effettuata questa operazione, è necessario che ogni marcatore sia visualizzato da almeno una coppia di telecamere. La procedura per la ricostruzione 3D della cinematica dei marker viene chiamata "triangolazione" (Figura 1.5). Questo sistema, a partire dalle coordinate 2D del marker sui piani principali delle telecamere, sfrutta l'intersezione delle proiezioni di tali punti per ricavare la posizione del marker nello spazio.

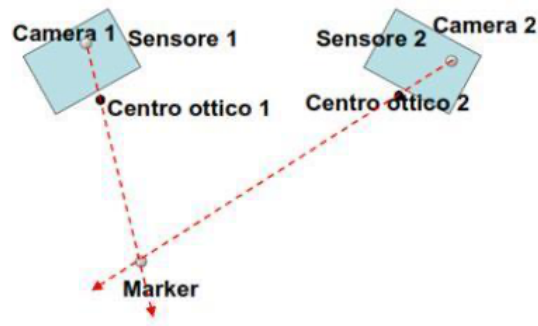


Figura 1.5 : Ricostruzione della posizione del marker a partire dalle proiezioni sui piani principali delle telecamere.

Una volta conosciuta la posizione istantanea di ogni marker, si effettua l'operazione di tracking per calcolare le loro traiettorie attraverso software specifici.

1.3.2. Piattaforme di forza

Durante il movimento, il corpo umano è soggetto all'influenza di forze sia interne, derivanti dall'attività muscolare e dai vincoli articolari, sia esterne, provenienti dall'interazione con l'ambiente circostante. Il sistema più adatto per il rilevamento di queste forze esterne è costituito dalle pedane dinamometriche (Figura 1.6).

Ogni piattaforma di forza, opportunamente integrata nel percorso di camminamento, è in grado di quantificare le forze scambiate tra il soggetto e il terreno nelle tre dimensioni spaziali (antero-posteriore, mediale-laterale e verticale), oltre a consentire la valutazione della posizione del centro di pressione. Permette inoltre di valutare la stabilità posturale, la forza esplosiva, la potenza e la forza di reazione al suolo.

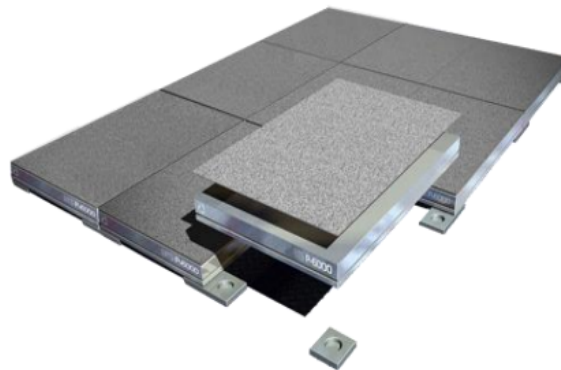


Figura 1.6 : Piattaforma di forza.

Le valutazioni effettuate tramite le pedane, possono essere utilizzate in vari ambiti quali lo studio delle posture, dei movimenti sportivi (salti, corse), nella diagnostica di patologie e nella riabilitazione. Può essere inoltre un ottimo supporto in sede di allenamento: in ambito sportivo infatti tali pedane sono utilizzate per analizzare le forze impresse da un atleta durante la camminata, la corsa o altri esercizi fisici, come ad esempio il salto.

Per la misurazione della performance, invece, gli esercizi sulla pedana riguardano vari tipi di salto e di estensione, per misurare parametri quali la potenza sviluppata e l'altezza del salto.

La piattaforma dinamometrica è costituita da una base, normalmente di forma rettangolare o quadrata, spesso unita ad altre pedane per formare un intero pavimento. Ciascuna pedana di forza contiene numerosi sensori per il rilevamento dei momenti di una forza che vengono trasmessi ad un secondo elemento: i trasduttori di forza. Questi ultimi hanno il compito di registrare la frazione del carico totale che viene trasmesso a terra dall'atleta tramite il basamento stesso. È dunque possibile integrare le informazioni derivanti dal sistema di forze scambiate con il terreno con i dati acquisiti dal sistema optoelettronico relativi alla cinematica, in modo da poter calcolare

parametri come l'altezza, il tempo di volo e la durata del salto; tuttavia, però la loro applicazione è limitata a un ambiente di laboratorio.

Nel momento in cui saliamo su di una piattaforma dinamometrica, lo strumento registrerà un segnale equivalente al nostro peso, comportandosi come una semplice bilancia.

In clinica, OS e FP vengono utilizzati per lo studio di anomalie motorie e posturali in pazienti affetti da diverse patologie (Cerfoglio et al., 2023). Il riconoscimento di pattern motori errati e lo studio della loro evoluzione nel tempo permette di ricavare informazioni utili sul decorso della malattia e sulla possibile efficacia dei trattamenti riabilitativi cui viene sottoposto il paziente.

Le caratteristiche di non invasività dei sistemi e la possibilità di poter effettuare più prove senza che si abbiano effetti collaterali sul soggetto, fanno di essi un ottimo strumento per l'analisi del movimento umano (Degeorges et al., 2005). Inoltre, è di rilevante importanza la possibilità di ottenere dati oggettivi che permettono di effettuare delle valutazioni che altrimenti dipenderebbero dall'esperienza dello specialista.

Un altro settore in cui risulta essere significativo lo studio del movimento umano, è sicuramente quello sportivo. L'applicazione dell'OS e della FP in tale campo permettono di studiare i gesti motori del singolo atleta consentendo un'attenta analisi della tecnica esecutiva (van der Kruk & Reijne, 2018). La realizzazione di movimenti tecnici in ambiente controllato può essere utilizzata per individuare possibili gesti correttivi per aumentare le prestazioni del soggetto durante le competizioni e al contempo diminuire le possibilità di infortunio. In ambito sportivo, l'analisi del movimento per mezzo dei sistemi citati può anche essere utilizzata in fase di recupero in seguito a traumi o infortuni, e dunque per monitorare il ritorno dello sportivo all'attività competitiva durante la fase riabilitativa (Di Paolo et al., 2021).

1.3.3. IMU

Il recente sviluppo del settore elettronico ha permesso la creazione di sensori indossabili, tra cui gli IMU (Figura 1.7), che rappresentano un importante strumento per lo studio del movimento umano grazie alle loro dimensioni ridotte che garantiscono libertà di movimento senza impedimenti, prezzo contenuto e la possibilità di poterle usare anche al di fuori di un ambiente controllato. Queste caratteristiche fanno dell'IMU un prodotto competitivo rispetto alle classiche strumentazioni di laboratorio, nonostante il livello di accuratezza sia inferiore.

Un IMU è un dispositivo elettronico integrato che permette di ottenere come output la posizione dell'oggetto ad essa solidale a partire da dati di velocità angolare e accelerazione.



Figura 1.7 : IMU col suo sistema di assi di riferimento.

L'IMU comprende al suo interno tre tipologie di sensori:

- Accelerometri: sensori che misurano l'accelerazione lineare lungo un singolo asse a partire dalla rilevazione dell'inerzia di una massa interna al sensore. Solitamente in un IMU vengono disposti tre accelerometri ortogonali tra loro, rendendo il sensore triassiale, e dunque capace di rilevare le variazioni di velocità nelle tre dimensioni dello spazio;

- **Giroscopi:** trasduttori in grado di misurare la velocità rotazionale di un corpo. Il funzionamento si basa su masse vibranti che subiscono accelerazioni inerziali a causa del moto del sensore rispetto ad un sistema di riferimento;
- **Magnetometri:** consentono di conoscere l'orientamento del sensore sulla base della direzione e dell'intensità del campo magnetico in cui è immerso il dispositivo.

Gli IMU possono essere classificati sulla base dei gradi di libertà (GdL) di cui dispone, che possono variare da due a sei. Il massimo grado di accuratezza della stima del movimento del corpo provvisto di IMU si raggiunge quando questa è dotata di sei gradi di libertà (GdL): tre GdL traslazionali forniti dall'accelerometro triassiale e tre GdL rotazionali del giroscopio triassiale (Figura 1.8).

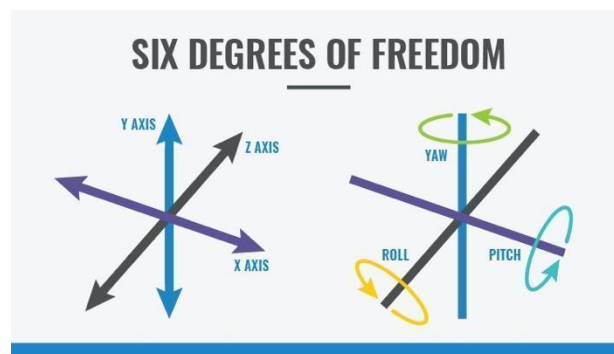


Figura 1.8 : Assi di traslazione e rotazione indicanti i 6 GdL.

Campi di applicazione dell'IMU

I diversi campi di applicazione di questa tecnologia sono principalmente l'ambito clinico e riabilitativo, ergonomico, dello sport e dell'intrattenimento (Filippeschi et al., 2017).

L'utilizzo di IMU in ambiente ecologico concede a clinici e professionisti la possibilità di monitorare i pazienti durante lo svolgimento di attività quotidiane, fornendo informazioni aggiuntive a quelle ricavabili da test di laboratorio (Gu et al., 2023).

Nel settore della riabilitazione la supervisione del paziente per mezzo di IMU assume rilevante importanza poiché permette di conoscere il grado di limitazione motoria nello svolgimento di attività quotidiane e ciò fornisce ai professionisti del settore un ulteriore strumento per la scelta della terapia da seguire o per valutare l'efficacia della cura già in atto. L'introduzione degli IMU in ambito clinico ha permesso inoltre lo sviluppo di un settore in forte crescita negli ultimi anni: la teleriabilitazione.

La teleriabilitazione permette di erogare terapie riabilitative a distanza e si basa sull'utilizzo di tecnologie che consentono al paziente di svolgere la rieducazione motoria per mezzo di servizi digitali (Goffredo M. et al., 2021). Questa frontiera della telemedicina utilizza sensori inerziali per permettere al soggetto di svolgere i movimenti in maniera corretta. Inoltre, permette di ricevere in tempo reale un *feedback* da parte del sistema, migliorando l'aderenza del paziente alla terapia e l'efficacia del trattamento (Goffredo M. et al., 2021). La possibilità di monitoraggio del paziente tramite gli IMU garantisce anche la supervisione a distanza da parte dei clinici che possono in questo modo procedere ad una eventuale personalizzazione della terapia sulla base dei dati raccolti (Goffredo M. et al., 2021).

Un altro ambito in cui l'utilizzo degli IMU si è diffuso con successo è quello sportivo. Anche in questo settore la possibilità di utilizzare sensori indossabili che forniscono dati in *real-time* è di considerevole importanza. L'utilizzo degli IMU per la misura di parametri biomeccanici è un valido metodo da applicare in sede di allenamento, abbattendo tempi di acquisizione e costi della strumentazione rispetto alle misurazioni svolte in laboratori di analisi del movimento (Arlotti et al., 2022). Inoltre, la rilevazione e lo studio di dati oggettivi riguardanti l'atleta consentono di sviluppare regimi di

allenamento personalizzati, garantendo un migliore sviluppo fisico e un maggiore controllo nella gestione dei carichi (Luteberget L. et al.). L'analisi della qualità del movimento dello sportivo per mezzo di sensori indossabili può essere inoltre un valido strumento per valutare il rischio di infortunio (Restoy et al., 2021). Minimizzando la possibilità che si sviluppi un trauma effettuando movimenti controllati, si garantisce all'atleta il raggiungimento di migliori prestazioni. I dati ricavabili dagli IMU possono essere anche sfruttati in ottica di un reinserimento all'attività sportiva di un atleta reduce da trauma, al fine di diminuire il rischio di ricaduta (Arlotti et al., 2022).

Nonostante l'utilizzo degli IMU per l'analisi del movimento sia sempre più frequente, è importante evidenziare che tale tipologia di sensori sia affetta anche da svantaggi.

Il principale tra questi è rappresentato dal *drift*, che ha un impatto negativo sull'accuratezza dei dati registrati. Il *drift*, o deriva, è un problema comune a tutti i sensori, ed indica la variazione della curva di risposta del sensore nel tempo. L'inconveniente principale sta nel fatto che, se il sensore non viene calibrato periodicamente, l'errore viene accumulato nel tempo (Ikizoğlu et al., 2017). L'introduzione di errori durante la fase di acquisizione dei dati si riflette negativamente sull'output ricavato dall'elaborazione dei dati stessi. È dunque necessario sviluppare strategie che identifichino e quantifichino l'errore introdotto, al fine di limitarne l'influenza e mantenere un grado superiore di accuratezza (Ricci et al., 2016).

In aggiunta, l'accuratezza di un sensore indossabile dipende anche dal suo corretto posizionamento (Hughes et al., 2021); dunque, nonostante l'IMU in un laboratorio mantenga un certo grado di precisione, non si può dire che la stessa accuratezza sia conservata senza la supervisione di uno specialista (Arlotti et al., 2022). Di conseguenza, sono necessari ulteriori sviluppi di tale tecnologia affinché si raggiunga

un livello di accuratezza in ambiente ecologico confrontabile col *gold standard* (Arlotti et al., 2022).

1.4. Analisi quantitativa del salto verticale

Nel contesto dell'analisi quantitativa del movimento, è essenziale esaminare attentamente gli strumenti e i metodi impiegati per acquisire e analizzare i dati relativi al salto verticale. Dopo aver definito gli aspetti generali relativi a tali strumenti, è possibile esaminare come i dati da essi ricavati possano essere analizzati in modo significativo.

L'OS è uno dei sistemi maggiormente impiegati all'interno di un laboratorio di analisi del movimento nell'ambito della valutazione dei salti verticali.

L'altezza di salto, definita come massimo spostamento verticale del CoM (*Center of Mass*), può essere ricavata dall'OS calcolando la traiettoria del CoM a partire dalla conoscenza delle coordinate di tale punto (Dowling et al., 2011). Il CoM è definito come il punto di applicazione della risultante delle forze verticali e la sua posizione in un corpo rigido risulta essere costante rispetto al sistema. Le coordinate di tale punto dipendono dalla distribuzione delle masse nello spazio; prendendo in considerazione il corpo umano la posizione del CoM, chiamato anche baricentro, varia a seconda del movimento dei segmenti corporei istante per istante.

Per poter studiare un task motorio come un salto verticale è dunque necessario ricavare la traiettoria del CoM dell'individuo in esame. Per poter effettuare questa operazione tramite l'OS si può sfruttare un metodo chiamato "*Weighted Segmental method*" (Ploof et al., 2017). Questa metodologia si basa sull'assunto che il momento di un corpo rispetto ad un asse arbitrario sia uguale alla somma dei momenti dei singoli segmenti corporei rispetto allo stesso asse. Una soluzione alternativa consiste nello stimare la posizione del CoM considerando le traiettorie dei marker apposti sul bacino

del soggetto ed effettuando una media aritmetica delle traiettorie per ogni componente di interesse (Germanotta et al., 2021).

Prima di effettuare l'elaborazione dei dati per ottenere la traiettoria del CoM da cui si ricaverà l'altezza di salto, è necessario effettuare uno step di "*tracking*" che viene eseguito tramite un software specifico, quale BTS SMART-Analyzer (BTS Bioengineering Corp., Milan, Italy). Il processo di tracking, negli OS che usano marcatori passivi, permette di ricostruire istante per istante le coordinate dei marker per ricostruirne la traiettoria. Il software è inoltre in grado di eseguire un'etichettatura automatica di ogni marcatore ripreso dalle telecamere ottiche. È però possibile che durante il processo possano verificarsi degli errori di elaborazione che potrebbero poi riflettersi sul corretto ottenimento delle traiettorie.

Una volta verificata la correttezza del processo di *tracking* è dunque possibile procedere con la fase di elaborazione dei dati con un software di analisi dati.

Una volta ottenuta la traiettoria di interesse, per conoscere l'altezza di salto sarà necessario individuare il valore massimo descritto dalla curva e sottrarre a tale valore l'altezza di partenza del CoM.

Relativamente la FP, l'analisi quantitativa del salto verticale tramite tale strumentazione è un processo fondamentale che fornisce dati preziosi per comprendere la potenza, la forza esplosiva e la capacità di salto di un individuo. Di seguito, esamineremo come i dati ottenuti da una piattaforma di forza possono essere analizzati in modo accurato per valutare il salto verticale.

In seguito, viene riportato un esempio di un segnale registrato dalle FP durante l'esecuzione di un CMJ.

Il tracciato del segnale di forza che si ottiene su di una pedana dinamometrica durante l'esecuzione di un CMJ è riportato in Figura 1.9. È possibile suddividere il segnale nelle diverse fasi nelle quali è composto il salto e precisamente (Bisciotti G. N.):

- **Fase 1:** Il soggetto è fermo sulla pedana ed il segnale di forza registrato corrisponde al peso corporeo del soggetto, come indicato dalla linea tratteggiata azzurra (*body weight*);
- **Fase 2:** Comincia la fase di piegamento delle gambe, che comporta una diminuzione della forza registrata dalla piattaforma causata dal fatto che il CoM si sta spostando verso il basso. Il soggetto, avvicinandosi al punto in cui dovrà interrompere il movimento verso il basso, deve effettuare una brevissima fase di stabilizzazione isometrica, comunemente nota come '*coupling time*', prima di avviare la fase di spinta. Questo comportamento è riflesso nel segnale di forza, il quale inizierà perciò con il ritorno al valore del peso corporeo, per poi in seguito superarlo e raggiungere valori superiori. La fase eccentrica finisce nel momento in cui la forza passa da valori negativi, indicativi di un movimento verso il basso, al valore zero. Questo segnala il momento in cui il soggetto giunge a uno stato di stabilizzazione isometrica, preparandosi per l'inizio della fase di spinta e immediatamente successiva);
- **Fase 3:** Questa fase corrisponde alla spinta concentrica e il segnale di forza assume segno positivo, per poi diminuire progressivamente in corrispondenza della fase finale della spinta stessa. Nella fase iniziale della spinta concentrica, la muscolatura estensoria deve generare una considerevole forza al fine di accelerare il CoM verso l'alto;
- **Fase 4:** In questa fase, la piattaforma non registra più alcun segnale, segnalando che l'atleta è completamente distaccato da essa, trovandosi in piena fase di volo;

- **Fase 5:** L'ultima fase corrisponde alla fase d'atterraggio, che segue la fase di volo. Qui la piattaforma registra nuovamente il segnale di forza che raggiunge valori di molto superiori al *body weight*.

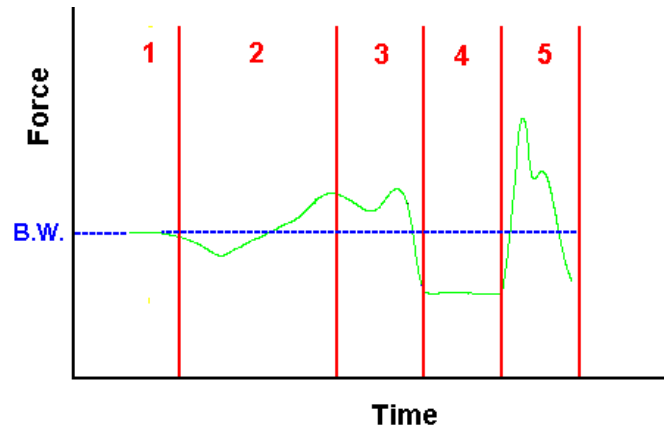


Figura 1.9 : Segnale di forza su una pedana dinamometrica.

Attraverso i dati registrati con le pedane di forza è possibile ricavare le variabili temporali di un salto verticale, e queste sono il *Flight Time* (FT) e il *Contact Time* (CT), quest'ultimo esclusivamente in relazione ai salti pliometrici (PLYO). Il FT è definito come il periodo temporale compreso tra il *Take Off* (TO) e il *Landing* (LA), ovvero gli istanti di distacco del soggetto dal suolo e di atterraggio in seguito allo svolgimento del salto.

Per identificare con precisione i punti di interesse nell'analisi del salto verticale, è possibile dedurre l'accelerazione del corpo del soggetto utilizzando la relazione delineata dal secondo principio della dinamica, espresso come:

$$\vec{F} = m \cdot \vec{a} \quad (1.1)$$

Dove:

- F = segnale di forza;
- m = massa del soggetto;
- a = accelerazione del corpo.

A partire da questa formulazione, si può ricavare il segnale di accelerazione verticale, il quale a sua volta consente di calcolare la velocità mediante l'integrazione nel tempo. Nello specifico, i punti di interesse chiave in questa analisi includono:

- TO (*Take Off*): Questo punto rappresenta il massimo locale del segnale di velocità ed indica il momento in cui il soggetto inizia a sollevarsi durante il salto verticale;
- LA (*Landing*): Qui si individua il minimo locale del segnale di velocità, segnalando il momento in cui il soggetto atterra dopo il salto.

Al fine di calcolare con precisione il periodo temporale che intercorre tra questi due punti di interesse, si determina la variabile FT. Questa variabile viene ottenuta considerando la differenza tra gli indici temporali dei punti di minimo (LA) e massimo (TO) del segnale di velocità. Successivamente, questa differenza è convertita da frame in millisecondi (ms), tenendo in considerazione la frequenza di acquisizione dei dati (Hz).

D'altra parte, la variabile CT esprime il periodo di tempo compreso tra il momento di atterraggio (LA) del salto appena concluso e il punto di inizio del salto successivo (TO), e riguarda in particolare i salti pliometrici.

Si può constatare come il CMJ sia in grado di fornirci importanti informazioni sul comportamento meccanico dell'unità muscolo-tendinea (UMT) per ciò che riguarda la sua capacità d'accumulo d'energia potenziale durante la fase eccentrica del movimento e di conseguente restituzione di quest'ultima, sotto forma di lavoro meccanico, nel corso della fase concentrica del movimento stesso. Oltre a ciò, il CMJ si presta ad una lettura "diagnostica" del movimento di salto: durante un CMJ è infatti possibile ripercorrere i patterns d'attivazione neuromuscolare che caratterizzano movimenti presenti in molteplici attività sportive quali gli sprint, i cambi di direzione, i diversi tipi di salti. Questo diverso approccio valutativo si presenta particolarmente

interessante nel caso della valutazione di un atleta infortunato nel quale i pattern di attivazione neuromuscolare, e le conseguenti risposte meccaniche dell'arto lesa, possono presentarsi alterati rispetto a quelli del controlaterale sano. Un'evidente alterazione nella ripartizione statica del carico durante la prima fase (denominata appunto "fase di ripartizione statica del carico") può indicare una situazione artro-muscolare estremamente critica e disequilibrata.

In merito agli IMU, è opportuno sottolineare il ruolo significativo che questi dispositivi possono svolgere nell'agevolare lo studio dei differenti tipi di salto. Gli IMU costituiscono una tecnologia avanzata e versatile, in grado di fornire dati di accelerazione, angolazione e velocità angolare, consentendo un'analisi dettagliata dei movimenti umani.

Grazie alla loro portabilità e alla capacità di rilevare il movimento in condizioni reali, gli IMU rappresentano una risorsa importante per gli studiosi e gli allenatori nello studio dei vari tipi di salto.

Durante la preparazione al salto, il baricentro del soggetto subisce dapprima una fase di contromovimento, dovuta alla flessione delle ginocchia, per poi essere soggetto ad un'accelerazione verticale positiva che porta allo stacco. L'andamento del salto è raffigurato in Figura 1.10.

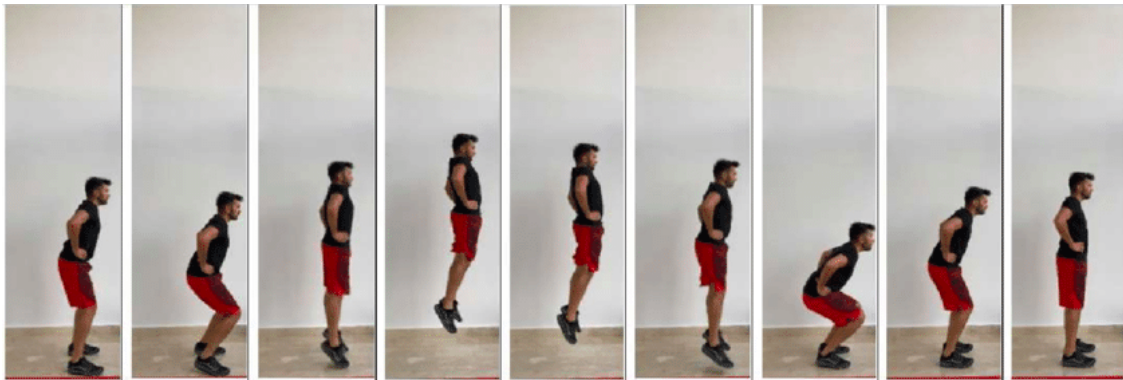


Figura 1.10 : Meccanica di un Bi-CMJ.

Partendo dalla posizione iniziale di riposo, assunta come riferimento in altezza, lo spostamento verticale del baricentro dell'utente può essere ottenuto tramite la doppia integrazione della componente verticale dell'accelerazione misurata dall'IMU (Picerno et al., 2011). Difatti, se indossati all'altezza del bacino, gli IMU possono fornire accelerazioni istantanee rilevate in quella posizione, che risulta ragionevolmente vicina al CoM durante il salto (Picerno et al., 2011). L'accelerazione così rilevata può essere utilizzata per calcolare l'altezza del salto.

Durante il periodo di riposo, l'orientamento iniziale del dispositivo (RSG 0) viene calcolato dai dati dell'accelerometro e la posizione verticale viene impostata su zero. Quando l'utente inizia il movimento, l'orientamento viene continuamente aggiornato integrando la velocità angolare fornita dal giroscopio. La matrice di rotazione risultante RSG viene utilizzata per allineare i dati dell'accelerometro del sensore al sistema di orientamento globale e ottenere così la componente verticale dell'accelerazione (Milosevic & Farella, 2015). Questa accelerazione, filtrata e allineata con il sistema di riferimento globale, viene utilizzata per segmentare il movimento e stimare le fasi di volo del salto. Infine, l'accelerazione viene integrata due volte per stimare lo spostamento del baricentro dell'utente durante il salto e quindi calcolare l'altezza del salto come valore massimo raggiunto (Milosevic & Farella, 2015).

È importante evidenziare che ogni dispositivo deve essere calibrato prima del suo utilizzo, per garantire una corretta eliminazione di eventuali bias o non ortogonalità degli assi che potrebbero inficiare il calcolo delle variabili di interesse.

L'approccio metodologico al calcolo del VHJ è riassunto nella Figura 1.11 (Marković et al., 2021). Nella fase di acquisizione del segnale, l'accelerazione grezza sui tre assi X, Y e Z viene registrata. La fase di elaborazione del segnale combina il filtraggio dei segnali grezzi, seguito dal calcolo dell'accelerazione assoluta e rilevamento degli eventi. Successivamente, nella fase finale, si ha il calcolo dei parametri di interesse: il FT, calcolato come differenza tra gli eventi di *Take Off* e *Landing*, e l'altezza del salto.

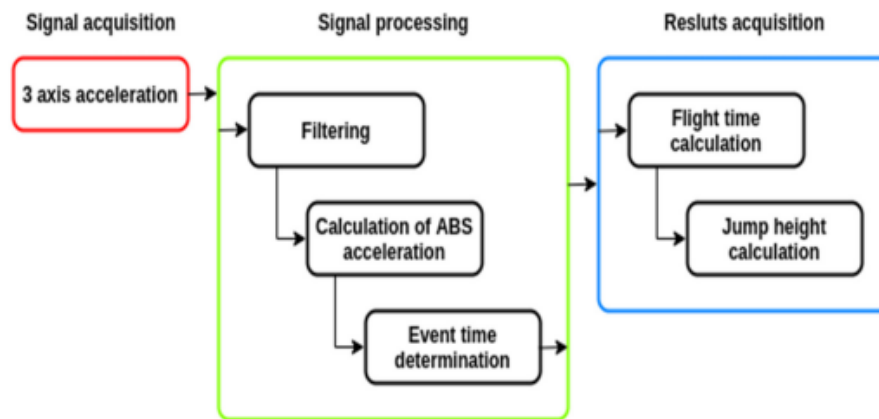


Figura 1.11 : Metodologia di calcolo dell'altezza di salto da dati IMU.

Purtroppo, è possibile che si verifichino problemi di allineamento del sensore col sistema di riferimento a causa del posizionamento manuale dell'IMU sul tronco e a causa delle rotazioni del tronco durante il salto con contromovimento. Per superare queste limitazioni, sono necessarie informazioni aggiuntive. La compensazione del disallineamento iniziale del sensore rispetto alla gravità richiede almeno un accelerometro biassiale, mentre gli effetti della flessione del tronco possono essere compensati utilizzando un giroscopio. Tuttavia, al momento mancano informazioni sulla validità dei metodi basati su sensori inerziali per la stima degli indicatori di prestazione del salto con contromovimento rispetto agli strumenti di misurazione dei

criteri di riferimento (cioè il "*gold standard*") come la stereofotogrammetria e le piattaforme di forza.

2 Capitolo due - Stato dell'arte

2.1. Metodi classici per la valutazione dei salti verticali

I test di salto verticale possono essere condotti sia in un ambiente di laboratorio che in un contesto esterno, a seconda del tipo di analisi che si vuole effettuare. Nonostante i test svolti in un contesto controllato siano caratterizzati da un livello di accuratezza superiore, si deve evidenziare che, perché i test siano replicabili, sono necessarie competenze tecniche specifiche da parte di personale formato (Klavora, 2000). Inoltre, questa tipologia di approccio ha dei costi più elevati rispetto ai test svolti in ambiente esterno (Klavora, 2000).

L'analisi biomeccanica del salto verticale per lo studio delle caratteristiche neuromuscolari e della forza esplosiva degli arti inferiori dell'individuo mediante test standardizzati ha inizio negli anni 20' del Novecento grazie al Dr. Dudley A. Sargent, ideatore del "*Sargent Jump Test*" (SJT) (A. Sargent, 2013).

Il SJT valuta le caratteristiche di forza degli arti inferiori a partire dall'altezza di salto verticale del soggetto in esame. Il protocollo di esecuzione del test prevede che l'individuo, in una prima fase, stazioni in posizione eretta con braccia e gambe tese. L'altezza raggiunta dalle dita viene dunque registrata. Successivamente, la persona esegue un salto con contromovimento (CMJ) e si registra l'altezza del punto più alto raggiunto dalla mano. La differenza tra le due altezze misurate indica l'altezza del salto (A. Sargent, 2013) (Figura 2.1).

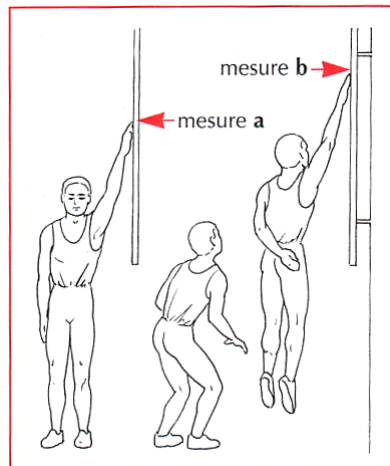


Figura 2.1 : Test di Sargent.

Il SJT è una prova facile da eseguire, ma ad essa sono collegati dei fattori che possono compromettere il risultato del test. Lo svolgimento del SJT richiede infatti una buona mobilità articolare della spalla (Klavora, 2000), dunque l'altezza di salto può essere influenzata dalla lassità articolare dell'individuo.

Un'evoluzione del SJT è rappresentata dal test di Abalakov, in cui l'altezza di salto viene misurata con una fettuccia centimetrata fissata ad una cintura indossata dall'individuo. Si effettua una prima misurazione in posizione di standing; successivamente, viene chiesto al soggetto di eseguire un salto. Durante la realizzazione del task, la fettuccia metrica scorre sino ad arrivare a segnare l'altezza raggiunta dal soggetto. La differenza tra le due misurazioni indica l'altezza di salto raggiunta (Klavora, 2000).

Con l'avanzamento della tecnologia, si è aperta la possibilità di estendere l'indagine relativa al fenomeno dei salti verticali anche all'ambito delle variabili temporali. Con l'ausilio di array di fotocellule e pedane di contatto è stato possibile misurare la durata temporale del salto, utilizzata per calcolare l'altezza verticale di salto.

Un test di comune applicazione che si basa sulla registrazione del tempo di volo (FT) è il Test di Bosco. A partire dalla misura di FT è possibile risalire al lavoro totale impiegato per la realizzazione del task; a tal fine è necessario prima calcolare lo spostamento verticale del CoM (Bosco et al., 1983).

Si riporta di seguito la formula di Bosco, che si basa sulla legge di caduta libera di un grave [34]:

$$VHJ_{\text{Bosco}} = \frac{g \cdot FT^2}{8} \quad (2.1)$$

Dove:

- g = accelerazione di gravità ($-9.81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$);
- FT = tempo di volo.

Tale espressione deriva direttamente dalla formula del moto di caduta libera di un grave, in cui alla variabile temporale t viene sostituito $\frac{FT}{2}$:

$$H = \frac{1}{2}gt^2 \quad (2.2)$$

È importante evidenziare che il calcolo dell'altezza del salto a partire da parametri temporali possa essere affetto da errori introdotti dall'incorretta esecuzione del task. L'individuo potrebbe flettere il busto o le ginocchia al fine di ottenere una misurazione di tempo di volo superiore, che a sua volta si tradurrebbe in un'altezza di salto falsata.

Come è possibile evincere dagli esempi di prove precedentemente presentati, mediante test di semplice esecuzione, è possibile acquisire conoscenze relative alle variabili che caratterizzano il salto. È importante però rimarcare come le misurazioni eseguite per mezzo di semplici test siano affette da un certo grado di errore.

Parallelamente allo sviluppo tecnologico, si è manifestata l'esigenza di condurre ricerche più dettagliate su questa categoria di movimenti motori, impiegando tecnologie sempre più specifiche allo scopo di approfondire tali studi e ottenere parametri peculiari per la descrizione oggettiva della performance di un salto, rendendo le misurazioni standardizzate e comparabili.

Attualmente, OS e FP sono le tecnologie che costituiscono il punto di riferimento per la rilevazione dei parametri spaziali e temporali relativi ai salti verticali, ma sono caratterizzate da elevati costi e sono destinate all'uso esclusivo da parte di personale qualificato. Ad oggi, l'obiettivo della ricerca scientifica è quello di validare l'utilizzo di sensori indossabili, in particolare gli IMU, al fine di consentire la raccolta di dati accurati relativi ai salti verticali anche in ambienti reali, al di fuori dell'ambiente controllato del laboratorio. Questo contribuirà ad una conoscenza più approfondita del movimento umano, riducendo nel contempo i costi associati all'acquisizione di dati.

2.2. Analisi della letteratura sui metodi quantitativi di valutazione del salto verticale

In questo paragrafo, viene fornita una sintesi delle principali ricerche svolte nell'ambito dell'analisi biomeccanica dei salti verticali per mezzo delle tecnologie maggiormente utilizzate. Attualmente, esistono numerosi studi dedicati all'analisi dei CMJ, poiché essi permettono fondamentalmente lo studio delle fasi eccentriche e concentriche del movimento, oltre ad essere uno dei gesti più significativi per la valutazione delle performance atletiche in molti sport. Questo è inoltre estremamente utile per migliorare la tecnica di esecuzione e monitorare il recupero nel tempo in caso di infortunio.

In Tabella 2.1, sono riportati gli autori che hanno condotto gli studi analizzati nel presente paragrafo, la tipologia di salti analizzati, i sistemi e la metodologia adottata.

Tabella 2.1 : Studi di letteratura analizzati

Autore	Salti	Sistema di analisi	Metodi adottati
N. P. Linthorne (2001)	CMJ	FP	FT, momento dell'impulso, lavoro
G. L. Moir (2008)	CMJ	FP	TIA, TOV, TOV+S
Dias et al. (2011)	CMJ	FP	FT, NDI
Conceição et al. (2022)	CMJ	FP	FT, NDI
Ploof et al. (2017)		OS	Weighted Segmental Method
Pavei et al. (2017)		OS	ID
Germanotta et al. (2021)		OS, IMU	Media delle traiettorie dei marker
P. Picerno (2011)	CMJ	OS, IMU	Equazione della caduta libera
F. Camuncoli (2022)	CMJ, CMJ*	FP, OS, IMU	Equazione della caduta libera
M. Grainger (2019)	CMJ	FP, OS, IMU	Equazione della caduta libera
E.T. Nielsens (2019)	CMJ	FP, OS, IMU	NDI, TOV, FT
J. Wang (2016)	CMJ	OS, IMU	Equazione della caduta libera

M. Hara (2008)	CMJA, CMJ	FP, OS, IMU	NDI
B. Milosevic, E. Farella (2015)	CMJ, PLYO	FP, OS, IMU	NDI
J.H. Jimenez (2020)	CMJ	FP, OS, IMU	FT, NDI
S. Marković (2021)	CMJ	FP, IMU	FT
V. Rago (2018)	CMJ	FP, OS, IMU	FT

Legenda: CMJ = salto con contromovimento, CMJ = salto con contromovimento monopodalico, CMJA = salto con contromovimento con oscillazione del braccio, PLYO = salto pliometrico, FP = piattaforma di forza, OS = sistema optoelettronico, IMU = unità di misura inerziale, FT = Flight Time, TIA = Time In Air, TOV = Take Off Velocity, TOV+S = Take Off Velocity + spostamento verticale, NDI = Numerical Double Integration.*

Come si può vedere dalla Tabella 2.1, la maggior parte degli articoli riguardanti la valutazione biomeccanica del salto verticale è di recente pubblicazione. Questo dato conferma che l'analisi quantitativa del movimento nel campo dello sport, incluso il tema trattato in questo studio, è attuale e suscita notevole interesse. Questo è estremamente utile per identificare e massimizzare le capacità atletiche di ciascun individuo. Inoltre, consente loro non solo di raggiungere performance di alto livello, ma anche di migliorare la tecnica di esecuzione di un gesto o di monitorare il recupero nel tempo in caso di infortunio.

Nelle analisi quantitative dettagliate del gesto del salto verticale, condotte nei documenti esaminati, sono stati presi in considerazione un ampio numero di parametri biomeccanici, sia relativi alla cinematica che alla dinamica del movimento del soggetto. In particolare, le variabili più frequentemente scrutinate comprendono l'altezza del salto, poiché calcolabile partendo da tutti i sistemi di analisi considerati (OS, FP e IMU) ed è altamente indicativa della potenza esplosiva espressa, e il FT, misurato attraverso l'uso di una FP, considerata come sistema *gold standard*.

Valutazione biomeccanica del salto verticale con OS e FP

Come si evince dagli studi riportati nella Tabella 2.1, molte ricerche presenti in letteratura utilizzano le FP per lo studio quantitativo del salto. Un vantaggio nell'utilizzo delle FP risiede nel fatto che si possono ricavare numerose informazioni relative al salto verticale, quali massima forza espressa, tempo per il raggiungimento della massima forza, tasso di sviluppo della forza, impulso e FT (Raymond et al., 2018).

Nel 2001, Linthorne, ha presentato tre differenti approcci per il calcolo dell'altezza di un salto verticale a partire dalla forza rilevata dalla FP, chiamata *Ground Reaction Force* (GRF). Le tre variabili prese in considerazione sono: il FT, il momento dell'impulso e il lavoro. I metodi relativi al momento dell'impulso e al calcolo del lavoro sviluppato durante il salto permettono di ricavare la velocità del soggetto all'istante del TO, rendendo possibile l'applicazione dell'equazione del moto di un proiettile per ricavare lo spostamento verticale dell'individuo (Conceição et al., 2022).

Anche nello studio presentato da Moir, 2008 sono state presentate tre diverse metodologie per il calcolo di VHJ a partire da dati registrati con una FP.

La prima metodologia si basa sull'utilizzo dell'equazione del moto uniformemente accelerato (Equazione (2.2)) per il calcolo dello spostamento verticale del CoM durante l'esecuzione del salto (Moir, 2008). La variabile VHJ_{TIA} viene calcolata sostituendo alla variabile t il valore di $\frac{TIA}{2}$, dove TIA sta per *Time In Air* (equivalente alla variabile FT).

La premessa di base per poter applicare questa formula implica che l'altezza del CoM al TO e al LA sia la stessa, in modo tale da poter considerare equivalenti i tempi impiegati per raggiungere l'apice del salto e il tempo necessario per tornare al suolo. Nel caso in cui il soggetto vari la posizione di atterraggio, ad esempio piegando le gambe, il calcolo di VHJ_{TIA} viene sovrastimato (Moir, 2008), e pertanto la VHJ calcolata non risulta affidabile.

Anche il secondo metodo presentato da Moir et al. consiste nell'applicazione dell'equazione del moto uniformemente accelerato, utilizzando però dati di velocità. A partire dai valori di forza registrati dalla pedana, in seguito ad un'operazione di normalizzazione rispetto al peso, è possibile ricavare la velocità verticale del CoM tramite integrazione con la regola del trapezio (Moir, 2008). L'altezza verticale di salto in questo caso si ricava applicando la formula:

$$VHJ_{TOV} = \frac{TOV^2}{2g} \quad (2.3)$$

Dove:

- TOV : velocità verticale del CoM al TO;
- g : accelerazione di gravità ($-9.81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$).

Infine, nel medesimo studio si considera che il CoM della persona sia soggetto ad uno spostamento verticale S anche negli istanti precedenti al TO. La variabile spaziale S è calcolabile mediante doppia integrazione del segnale di accelerazione ottenuto partendo dai dati di forza registrati dalla piattaforma (Moir, 2008). Lo spostamento verticale totale del CoM è dunque calcolabile come somma di S e VHJ_{TOV} .

In una successiva ricerca condotta da Dias et al. è stata valutata la validità dei metodi della doppia integrazione numerica (NDI) della GRF verticale e del calcolo di VHJ tramite FT. Attraverso un confronto con il *gold standard*, Dias et al. sono arrivati alla conclusione che tali metodi per il calcolo di VHJ siano affetti da un errore sistematico che sottostima il valore della variabile. Di conseguenza, sono state formulate delle equazioni per il calcolo della variabile di interesse che incorporano coefficienti di correzione per mitigare l'errore. In aggiunta, si è specificato che, tra i due metodi

analizzati, quello che gode di una maggiore precisione è rappresentato dall'applicazione della NDI della GRF (Dias et al.).

In uno studio più recente, condotto da Conceição et al., 2022, si confermano le criticità presentate negli studi precedentemente riportati per il calcolo della VHJ a partire dal FT. In più si indica che, nonostante il grado di accuratezza inferiore rispetto al *gold standard*, il metodo della NDI della forza rilevata tramite FP possa essere un metodo alternativo all'utilizzo dell'OS per lo studio del salto verticale in un ambiente di laboratorio.

Nonostante la maggiore semplicità di utilizzo delle FP, se si vogliono ottenere delle misurazioni accurate dello spostamento verticale del CoM per ricavare precisamente la variabile VHJ, risulta indispensabile l'utilizzo dell'OS. Come riportato nell'analisi condotta da O'Reilly et al., 2018, in molti studi presenti in letteratura l'OS viene comunemente utilizzato come sistema di confronto e di riferimento per la validazione di strumenti di misura alternativi.

Relativamente al salto verticale, lo studio della cinematica del CoM con l'OS è possibile grazie alla ricostruzione della sua traiettoria di movimento. Per ottenere tale traiettoria si può applicare il principio della dinamica inversa (ID), altamente dipendente dal protocollo di markerizzazione utilizzato (Pavei et al., 2017). L'ID implica la conoscenza delle misure antropometriche del soggetto e la precisione nella ricostruzione della traiettoria cercata è fortemente correlata alla rigidità dei segmenti corporei (Pavei et al., 2017). Ad esempio, artefatti introdotti dal movimento dei tessuti molli in soggetti sovrappeso possono portare a stime errate della cinematica corporea.

Nella ricerca di Ploof et al., 2017 viene riportata una tecnica per la stima della cinematica del CoM attraverso OS, denominata "*Weighted Segmental Method*". Il presupposto fondamentale di questo approccio è che la somma dei momenti dei singoli segmenti corporei rispetto a un asse arbitrario sia equivalente al momento della

massa totale del soggetto rispetto allo stesso asse (Ploof et al., 2017), come espresso dalla relazione riportata, valida nelle tre dimensioni spaziali:

$$\left\{ \begin{array}{l} \sum_{i=1}^n (m_i x_i) = M_B X_B \\ \sum_{i=1}^n (m_i y_i) = M_B Y_B \\ \sum_{i=1}^n (m_i z_i) = M_B Z_B \end{array} \right. \quad \begin{array}{l} (2.4a) \\ (2.4b) \\ (2.4c) \end{array}$$

Dove:

- m_i : massa del segmento i ;
- x_i, y_i e z_i : coordinate del CoM del segmento i ;
- M_B : massa totale del soggetto;
- X_B, Y_B e Z_B : coordinate del CoM del soggetto.

Ogni segmento corporeo è caratterizzato da un proprio CoM, del quale è possibile stimare le coordinate sulla base dei dati presenti in tabelle antropometriche che prendono in considerazione la lunghezza del segmento e la sua massa, sempre ricavabili da tabelle antropometriche in cui questi ultimi sono espressi come percentuali dell'altezza e della massa totale del soggetto (Ploof et al., 2017).

Dunque, attraverso la conoscenza dei dati antropometrici e delle coordinate dei CoM dei singoli segmenti corporei è possibile risalire alle coordinate del CoM dell'individuo. Anche in questo caso, la scelta del protocollo di markerizzazione e quindi la scelta di quali segmenti corporei includere, è altamente influente per la corretta stima della traiettoria del CoM. Come espresso da Pavei et al., 2017, è

indispensabile tenere conto del movimento degli arti superiori e inferiori per la ricostruzione della reale cinematica del CoM.

Nel caso in cui il protocollo di prova non preveda il posizionamento di marcatori in tutti i distretti corporei, è possibile effettuare una stima della traiettoria del CoM considerando solamente i marker apposti sulle spine iliache ed effettuando una media delle loro traiettorie, come effettuato da Germanotta et al., 2021.

Valutazione biomeccanica del salto verticale con IMU, OS e FP

In alcuni degli studi presi in considerazione, vengono impiegati il sistema inerziale IMU e la piattaforma di forza come strumento di analisi, spesso associati all'OS. Nel caso in cui si utilizzi esclusivamente una pedana dinamometrica, si ottiene una valutazione unidimensionale della cinematica e della dinamica del gesto. D'altro canto, nel caso in cui si utilizzi una combinazione delle tre tipologie di strumentazione [Rago et al., 2018, Heredia-Jimenez & Orantes-Gonzalez, 2020, Hara et al., 2008, Milosevic & Farella, 2015, Camuncoli et al., 2022], è possibile condurre una completa analisi tridimensionale del movimento del salto verticale. Questo approccio è particolarmente utile per esaminare dettagliatamente gli angoli e i momenti delle articolazioni coinvolte nell'esecuzione del gesto.

L'analisi della letteratura ha dimostrato che, al momento, la tipologia di salto verticale maggiormente analizzata è quella del CMJ: si può notare come solo un limitato numero di studi mette in relazione le diverse tipologie di salto verticale effettuando un confronto diretto tra i relativi parametri biomeccanici. In particolare, nello studio condotto da Milosevic & Farella, 2015, verrà affrontata l'analisi di CMJ e salti pliometrici (PLYO). D'altro canto, lo studio di Camuncoli et al., 2022 esaminerà i salti bipodalici e monopodalici. Questi studi mirano a fornire una migliore comprensione delle differenze nei parametri biomeccanici tra diverse tipologie di salto verticale,

contribuendo così a sviluppare una prospettiva più completa sulla performance atletica e la biomeccanica associata a tali movimenti.

La maggior parte degli studi trovati in letteratura posiziona l'IMU, contenente un accelerometro 3D e un giroscopio, a livello della vertebra L5 del partecipante (Picerno et al., 2011). L'accelerazione verticale assoluta dell'IMU è utilizzata per ottenere l'altezza del salto, applicando l'equazione della caduta libera al movimento dell'IMU ed è compensata per le rotazioni del tronco. In Picerno et al., 2011 è stato considerato come sistema di riferimento la stereofotogrammetria e si è notato che i punteggi dell'altezza del salto ottenuti utilizzando la metodologia proposta non presentavano differenze significative rispetto alla stereofotogrammetria. Un bias basso di 0.6 cm ha confermato l'accuratezza della stima, che ha mostrato anche una correlazione elevata e significativa con i valori di riferimento. I risultati di questo studio mostrano che la stima dell'altezza del salto utilizzando IMU porta a risultati accurati quando le accelerazioni misurate vengono corrette per le rotazioni. Il problema della rotazione del tronco è stato affrontato anche da Grainger et al., 2020 nel calcolo delle altezze di salto derivate da 5 CMJ, in cui è stato preso in considerazione come sistema di riferimento il *Motion Capture* con l'utilizzo di IMU. La correlazione più alta è stata trovata con la condizione di salto dritto dal pavimento, condizione più semplice in quanto non aveva rotazione e si ipotizzava che avrebbe fornito le migliori correlazioni con la realtà. Effettivamente tale studio si basa su diversi movimenti di salto e si è visto che in condizioni di rotazione di 180° si aveva la correlazione più bassa. La rotazione potrebbe infatti aver influenzato l'orientamento dell'asse verticale dei sistemi IMU. In uno studio condotto da Sadi F., 2013 uno spostamento dall'asse di allineamento potrebbe aver influenzato le letture raccolte dall'IMU.

In generale, la sottostima riscontrata con tutte le condizioni potrebbe essere dovuta alla sensibilità del sistema IMU e alla sua capacità di rilevare l'impatto dell'atterraggio e l'accelerazione del decollo, poiché entrambe le misure influiscono sul tempo di volo. Questa differenza potrebbe essere dovuta anche alla posizione del centro di massa durante il decollo e l'atterraggio. Picerno et al., 2011 hanno affermato che la stima dell'altezza del salto dipende dal fatto che la posizione del centro di massa durante il decollo e l'atterraggio sia la stessa, cosa che raramente accade nella pratica. Anche in Toft Nielsen et al., 2019, per stimare lo spostamento verticale di salti con contromovimento, si ipotizza che la postura di decollo e atterraggio siano identiche. Questa condizione risulta problematica, soprattutto nel caso di test effettuati su bambini o pazienti ortopedici.

In quest'ultimo studio lo spostamento verticale stimato dall'IMU è stato calcolato con tre metodi diversi:

1. Il primo metodo, NDI, riguarda la doppia integrazione dell'accelerazione verticale non filtrata utilizzando la regola trapezoidale. La condizione iniziale presuppone che l'accelerazione sia zero, il che significa che l'altezza del salto sarà equivalente al valore massimo di spostamento verticale.
2. Il secondo metodo, (*Take Off Velocity*) TOV, si basa sul presupposto che il soggetto non è influenzato da altre forze oltre alla gravità durante FT e quindi può essere considerato come una particella con un'accelerazione costante (g), essendo la resistenza dell'aria trascurata. La velocità di decollo è determinata integrando i dati di accelerazione filtrati misurati prima dell'istante del decollo. Questo istante è definito come il momento in cui il soggetto lascia la piattaforma e l'accelerazione filtrata è pari a g .
3. Il terzo metodo, (*Flight Time*) FT, considera il soggetto come una particella libera, applicando l'equazione della caduta libera al movimento del CoM durante la fase di volo. Il tempo di volo è definito come il periodo di tempo compreso tra l'istante del decollo e l'istante dell'atterraggio. Il decollo è definito

come l'istante in cui il soggetto lascia la piattaforma e l'accelerazione filtrata diventa inferiore a g . L'atterraggio è definito come l'istante in cui il soggetto ritorna sulla piattaforma ed è identificato come l'ultima osservazione dell'accelerazione filtrata inferiore a g . Come noto dalla letteratura, il FT è uguale al percorso temporale tra questi due istanti. Noto il tempo di volo, l'altezza del salto è determinata dall'Equazione (2.1).

Dei tre metodi presentati per stimare l'altezza del CMJ, nello studio di Toft Nielsen et al., 2019, l'NDI è risultato essere il metodo IMU più affidabile e accurato per stimare lo spostamento verticale del CoM. Pertanto, l'IMU che utilizza il metodo NDI è ritenuto affidabile e valido per stimare l'altezza della CMJ per monitorare le sue variazioni di altezza nel tempo.

Nello studio di Heredia-Jimenez & Orantes-Gonzalez, 2020, invece, utilizzando il metodo di integrazione numerica, l'altezza del salto con contromovimento (CMJ) valutata con un'unità di misurazione inerziale 3D indossabile confrontata con una piattaforma di forza e fotocellule ha mostrato risultati con una significativa sovrastima dell'altezza di salto per l'IMU rispetto alla piattaforma di forza (+7 cm). Dunque, l'altezza di salto ottenuta con l'IMU utilizzando il metodo di integrazione numerica ha mostrato l'accordo più scarso rispetto alla piattaforma di forza.

Per quanto riguarda il metodo FT, alcuni studi hanno confrontato l'altezza del salto ottenuta utilizzando il FT ottenuto dai dati di un accelerometro, con quelli ottenuti da stereofotogrammetria e piattaforma di forza o tappetini ottici, con risultati controversi. Alcuni studi hanno riportato che i dispositivi accelerometrici sovrastimano l'altezza del salto rispetto alle fotocellule [Castagna et al., Ruben et al., 2021] mentre altri hanno ottenuto una buona affidabilità posizionando un accelerometro su ciascuna caviglia o variando gli algoritmi utilizzati (Picerno et al., 2011). Un altro esempio è lo studio di

Marković et al., 2021: utilizzando il FT, ha riportato risultati con un alto livello di validità concorrente di un'unità di misura inerziale in relazione a una piattaforma di forza per stimare l'altezza del salto verticale nonché un elevato livello di affidabilità per i risultati delle unità di misura inerziali.

Ulteriori studi [Rago et al., 2018, Heredia-Jimenez & Orantes-Gonzalez, 2020, Camuncoli et al., 2022] utilizzano tutti e tre i sistemi, in particolare in Rago et al., 2018 si ha un sistema di motion capture (Qualisys AB, Göteborg, Svezia con $f_s = 200$ Hz), una FP estensimetrica (Bertec FP9060, Bertec, Columbus, KY, USA con $f_s = 2000$ Hz) e il Myotest Pro (Myotest, Sion, Svizzera con $f_s = 200$ Hz), che utilizza un accelerometro tridimensionale fissato all'altezza della vita. Tutti i dati provenienti dall'OS e FP sono stati raccolti simultaneamente utilizzando il software Qualisys Track Manager (Qualisys AB, Göteborg, Svezia). Le variabili della piattaforma di forza sono state calcolate dalle tracce forza-velocità, tempo e accelerazione utilizzando MATLAB (MATLAB, MathWorks, Natick, MA, USA). Per il sistema accelerometrico, la VHJ è stata calcolata utilizzando il metodo del FT. Il tappetino Ergojump, posizionato sopra la piattaforma di forza incorporata nel pavimento, registra il FT dal decollo all'atterraggio e fornisce VHJ e FT immediatamente dopo il salto.

È interessante poi notare che mentre in alcuni studi (Picerno et al., 2011) i sensori sono stati posizionati sulla zona lombare a livello delle vertebre L5, o sulla vita [Milosevic & Farella, 2015, Rago et al., 2018], in Wang et al., 2018 è stato adottato un nuovo algoritmo per stimare l'altezza del salto verticale basato su sensori inerziali indossati a livello dei piedi. Venti soggetti sani hanno eseguito prove di salto con contromovimento e l'altezza massima del salto è stata determinata tramite sensori inerziali posizionati sopra la punta e sotto il tallone, ed è stata confrontata con la stima dell'altezza massima del salto tramite *gold standard* (sistema *motion capture*). La stima dell'altezza del salto verticale con l'algoritmo presentato ha mostrato un elevato grado di affidabilità. Da questo studio emergono importanti implicazioni, suggerendo che

l'algoritmo in questione potrebbe essere applicato con successo ai sensori inerziali indossati sui piedi per stimare l'altezza massima di un salto, consentendo la valutazione al di fuori delle tradizionali impostazioni di laboratorio.

Inoltre, per evitare errori di bias, il posizionamento ideale del sensore risulta quello sulla punta rispetto al tallone.

Nello studio di Hara et al., 2008 viene inoltre valutata la differenza tra il salto verticale con la spinta delle braccia e non. Si è evidenziato come, tra salti verticali con contromovimento con e senza l'oscillazione del braccio (CMJA e CMJ, rispettivamente), i partecipanti saltavano più in alto nel caso di CMJA.

È importante notare che, in letteratura, i confronti tra le due principali tipologie di salto verticale - il salto con contromovimento (caratterizzato da un singolo salto verticale) e il salto pliometrico (caratterizzato da una serie veloce di salti consecutivi) - sono stati oggetto di studio in un numero relativamente esiguo di ricerche. Tali confronti sono stati effettuati nello studio condotto da Milosevic & Farella, 2015.

Inoltre, è stato effettuato uno studio condotto da Camuncoli et al., 2022, il quale ha affrontato l'analisi di due sottotipi di salto verticale: i salti bipodalici e i salti monopodalici.

Per quanto riguarda il primo confronto menzionato, effettuato nello studio di Milosevic & Farella, 2015, l'approccio proposto prevede una fase di inizializzazione, seguita dall'uso dei dati provenienti dal giroscopio per tracciare continuamente l'orientamento del dispositivo e allinearli con il piano verticale. Inoltre, utilizza i dati dell'accelerometro per stimare la traiettoria del salto. I risultati di questa ricerca mostrano che i dati rilevati dal sensore utilizzato sono accurati nella valutazione sia dei salti verticali con contromovimento (CMJ) che dei salti pliometrici (PLYO),

riportando errori medi rispettivamente di 0.7 (max. 1.9 cm) e 0.6 (max. 2.1 cm) rispetto al sistema Myotest impiegato nello studio. Anche in questo caso, il dispositivo viene indossato all'altezza della vita dell'utente. Nell'analisi, si fa affidamento sulla cinematica del dispositivo per stimare la cinematica del centro di massa (CoM) dell'utente, misurando l'altezza del salto come il massimo valore verticale raggiunto durante l'evento di salto.

Nell'analisi di Camuncoli et al., 2022, l'attenzione viene invece rivolta anche ai salti monopodalici, una considerazione particolarmente significativa per ottenere prestazioni ottimali in competizioni sportive e una valutazione rapida dello stato del ginocchio in atleti che tornano a praticare sport dopo un intervento di ricostruzione del legamento crociato anteriore. Il presente studio mira a valutare la concordanza tra le misurazioni eseguite tramite l'uso del sistema di sensori inerziali Baiobit e le piattaforme di forza, sia individualmente che in combinazione con il sistema optoelettronico, durante l'esecuzione del CMJ sia su una gamba singola che su entrambe le gambe in atleti. I risultati indicano che il sensore Baiobit sottostima l'altezza dei CMJ bipodalici rispetto all'utilizzo esclusivo delle piattaforme di forza, mentre sovrastima l'altezza dei CMJ bipodalici rispetto all'uso combinato del sistema optoelettronico e delle piattaforme di forza. Infine, l'altezza durante il CMJ monopodalico è stata sovrastimata rispetto ad entrambi i metodi, ossia l'utilizzo delle sole piattaforme di forza e la combinazione del sistema optoelettronico e delle piattaforme di forza.

Tuttavia, dall'analisi della letteratura appena riportata, si può constatare che al momento manca uno standard consolidato che confermi la validità dei metodi basati su IMU per la stima degli indicatori di prestazione nei salti con contromovimento rispetto ai *gold standard*, quali sistemi optoelettronici e piattaforme di forza. Questa mancanza di dati è particolarmente evidente nel contesto dei salti monopodalici e pliometrici.

Pertanto, in questo lavoro di tesi lo studio quantitativo delle variabili spaziali e temporali è stato valutato, non solo per i CMJ, ma anche per i salti verticali monopodalici e pliometrici. Ulteriormente, sono stati analizzati due distinti metodi di doppia integrazione dei dati di accelerazione rilevati tramite IMU, al fine di valutare la compatibilità dei due metodi per la stima dei parametri relativi ai salti verticali con i sistemi di riferimento adottati.

2.3. Obiettivi dello studio

Tra i software medicali che utilizzano gli IMU per fornire informazioni si può citare euleria lab di Euleria Health (Rovereto, Trento (TN), Italia). Si tratta di un software medicale certificato in classe 2a (MDR 2017/745) che affianca i professionisti del movimento nel loro lavoro di tutti i giorni con i pazienti. Un laboratorio portatile di biomeccanica che garantisce la massima accuratezza delle misurazioni e un approccio sartoriale alla riabilitazione dei pazienti (Euleria Lab).

Tale software utilizza i sensori IMU di Xsens DOT (Xsens Technologies - NL) nel modulo di valutazione della performance, in cui è contenuta anche l'analisi delle abilità di salto. Il progetto sviluppato ha l'obiettivo di verificare l'accuratezza dei parametri spaziali e temporali relativi a tre tipologie di salto verticale appartenenti al modulo di valutazione delle Performance del software medicale di riabilitazione clinica euleria lab di Euleria Health (Rovereto, Trento (TN), Italia). Le variabili di interesse saranno ricavate dall'elaborazione di dati di accelerazione acquisiti tramite tali sensori IMU.

Gli algoritmi in esame forniscono come output le seguenti variabili:

1. Altezza verticale del salto (VHJ);
2. Tempo di volo (FT);
3. Velocità raggiunta al momento del *Take Off* (TO) e al momento del *Landing* (LA);

4. Tempo di contatto (CT) (variabile calcolata specificatamente per la categoria di salti PLYO).

Per verificare la validità dei dati acquisiti, le stesse variabili di output sono state calcolate sfruttando i dati registrati da un OS e due pedane di forza integrate.

Gli output ricavati dall'elaborazione dei dati provenienti da IMU, OS e FP sono stati posti a confronto mediante analisi statistica.

3 Capitolo tre - Materiali e metodi

Lo studio presentato è stato effettuato presso il Dipartimento di Elettronica, Informazione e Bioingegneria del Politecnico di Milano (Italia), specificatamente presso il Laboratorio di Analisi della Postura e del Movimento “Luigi Divieti”.

Il progetto è stato concepito con l’obiettivo di analizzare i dati acquisiti mediante sensori IMU e di confrontarli con i dati ottenuti tramite i *gold standard*, ossia le piattaforme di forza e il sistema optoelettronico.

3.1. Partecipanti

Per prendere parte a questo studio, i partecipanti hanno dovuto soddisfare i seguenti criteri di inclusione:

- Età superiore a 18 anni;
- BMI compreso tra 18,5 kg/m² e 24,9 kg/m²;
- Assenza di disturbi neurologici o muscoloscheletrici.

I criteri di inclusione hanno garantito l’assenza di condizioni che potessero influire sui risultati finali della ricerca.

Per lo svolgimento dello studio in esame sono stati reclutati, su base volontaria, 20 soggetti maggiorenni in buona salute (13 F, 7 M). I dati relativi ad età, peso e altezza, sono riportati in Tabella 3.1. Prima di partecipare, ciascun soggetto ha acconsentito all’utilizzo dei propri dati per lo svolgimento dello studio, firmando il modulo di Consenso Informato. La ricerca è stata previamente autorizzata dal Comitato Etico del Politecnico di Milano (Protoc. N. 22/2021, 14 giugno 2021).

Ad ogni individuo è stato chiesto di svolgere le prove indossando scarpe sportive adeguate al fine di evitare infortuni o eccessive sollecitazioni alle articolazioni.

Tabella 3.1 : Dati antropometrici dei partecipanti espressi attraverso i valori medi (DS).

Numero di partecipanti	20 (13 F, 7 M)
Età [yrs]	24 (1.31)
Peso [kg]	57.15 (10.78)
Altezza [cm]	168.2 (7.55)

3.2. Setup sperimentale

La strumentazione utilizzata include:

- Un sistema optoelettronico dotato di 8 telecamere (OS, SMART DX, BTS-Bioengineering, Milan, Italy), con frequenza di acquisizione di 100 Hz (Figura 3.1a);
- Due piattaforme di forza (AMTI, USA) di dimensioni 46.4 x 50.8 x 8.25 cm, con frequenza di acquisizione di 200 Hz (Figura 3.1b);
- Un sensore IMU (Xsens DOT, Xsens Technologies - NL), con frequenza di acquisizione di 60 Hz (Figura 3.1c). Lo stesso sensore è alla base del dispositivo di riabilitazione clinica euleria lab di Euleria Health.

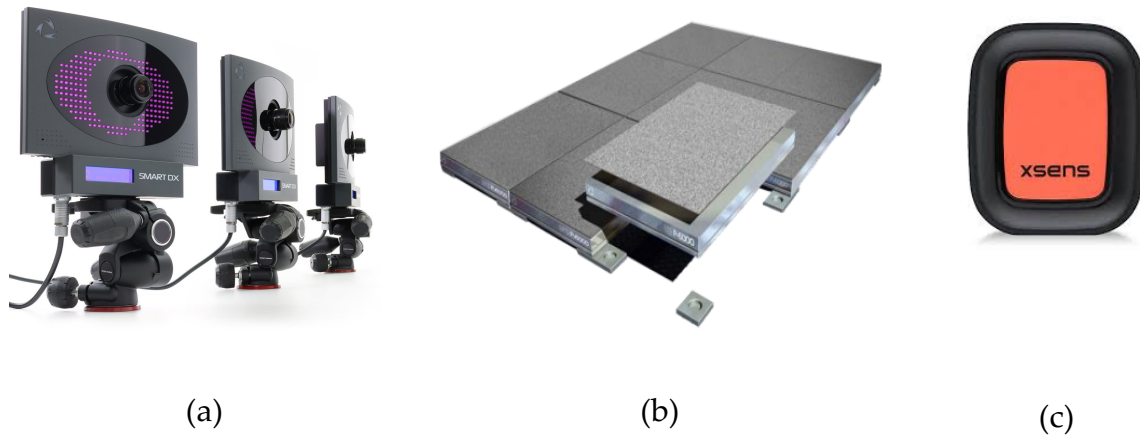


Figura 3.1 : Sistema optoelettronico, piattaforma di forza, sensore di misura inerziale.

Ai partecipanti è stato richiesto di svolgere tre tipologie di salto verticale appartenenti al modulo B.I.A. (*Back In Action*) del dispositivo di riabilitazione clinica eulera lab di Euleria Health.

I gesti motori eseguiti sono stati:

- 1) Salto verticale con contromovimento bipodale (Bi-CMJ);
- 2) Salto verticale con contromovimento monopodale destro (Mono-CMJ-DX);
- 3) Salto verticale con contromovimento monopodale sinistro (Mono-CMJ-SX);
- 4) Salti verticali pliometrici bipodali (PLYO).

Durante lo svolgimento di ogni movimento i soggetti hanno indossato il sensore inerziale per mezzo di una banda elastica al fine di minimizzare i movimenti accidentali del singolo IMU. Il sensore è stato posizionato sul fianco destro degli individui, ad eccezione del task Mono-CMJ-SX in cui la sua collocazione è stata variata in posizione controlaterale.

L'OS e le FP sono stati utilizzati come sistemi di riferimento *gold standard* per il calcolo delle variabili di interesse.

Ogni soggetto ha svolto le prove posizionando il piede destro sulla FP destra e il piede sinistro sulla FP sinistra; solamente durante un'iniziale prova di standing è stato richiesto di stare con entrambi i piedi sulla singola FP destra. Inoltre, su ogni individuo sono stati apposti 22 marcatori passivi rispettando il protocollo di posizionamento Davis (Figura 3.2). In questo studio non è stato effettuato il posizionamento dei marker sugli arti superiori e sulla testa.

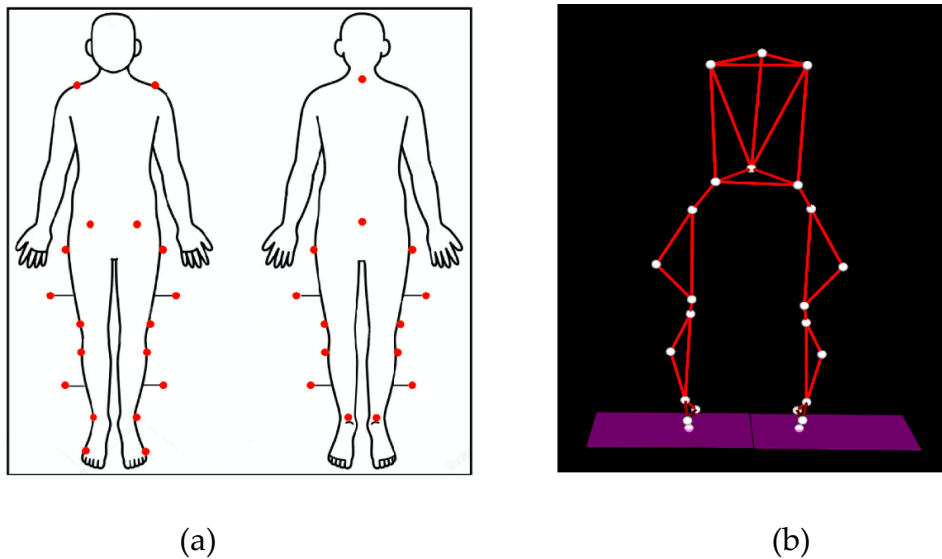


Figura 3.2 : Protocollo di posizionamento dei marcatori (Davis, 1991) e ricostruzione digitale.

3.3. Procedura sperimentale

L'esecuzione dei salti verticali è stata preceduta da una fase di raccolta di dati antropometrici, utili per l'inizializzazione del software dell'OS. Ai partecipanti è stato richiesto di stendersi su un lettino medico e qui, per mezzo di un calibro e di un metro (Figura 3.3), sono state rilevate le seguenti misure riguardanti bacino e arti inferiori:

- Larghezza pelvi [cm];
- Altezza pelvi (dx e sx) [cm];
- Diametro ginocchio (dx e sx) [cm];
- Diametro caviglia (dx e sx) [cm];
- Lunghezza gamba (dx e sx) [cm].

Sono stati inoltre misurati il peso [kg] e l'altezza [cm] dei soggetti.

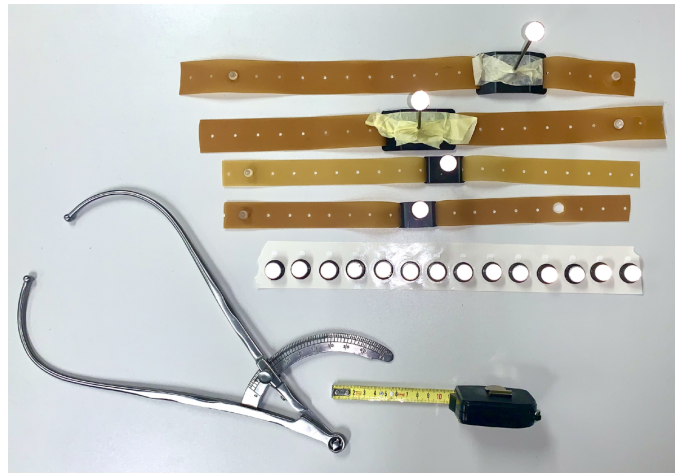


Figura 3.3 : Pelvimetro, metro e marcatori passivi.

La successiva fase del processo ha coinvolto la collocazione dei marcatori in punti anatomici specifici precedentemente identificati tramite palpazione, seguita dall'applicazione della banda elastica con l'IMU posizionato lateralmente sul bacino.

I marcatori sono stati posizionati in conformità alle dettagliate direttive del protocollo Davis (Figura 3.4):

- Per il tronco, è stato collocato un marcatore sulla settima vertebra cervicale (c7), e uno su ciascun acromion (rshould, lshould);
- Per il bacino, sono stati applicati marcatori su entrambe le spine iliache anteriori superiori (rasis, lasis) e uno in corrispondenza della seconda vertebra sacrale (sacrum);
- Sulla coscia, sono stati fissati un marcatore al grande trocantere (rthigh, lthigh), uno sul condilo femorale laterale (rknee1, rknee2), e un ulteriore marcatore è stato posizionato lateralmente sulla coscia attraverso una fascia elastica adattabile (rbar1, lbar1);
- Per la tibia, è stato applicato un marcatore sulla testa del perone (rknee2, lknee2), uno sul malleolo laterale (rmall, lmall), e un altro marcatore è stato

fissato lateralmente sulla tibia mediante una fascia elastica adattabile (rbar2, lbar2);

- Per il piede, è stato collocato un marcatore sulla terza testa metatarsale (rmet, lmet) e uno sul tallone (rheel, lheel).

Tutti questi marcatori sono stati applicati mentre il partecipante si trovava in posizione ortostatica.

In Figura 3.4 è mostrato il posizionamento dei marcatori e dell'IMU sul soggetto. In particolare, è possibile notare la presenza di ulteriori sensori inerziali apposti sugli arti inferiori mediante fasce elastiche. Tali IMU sono stati utilizzati per l'acquisizione di dati utili per una ricerca differente. Per questo lavoro di tesi sono stati utilizzati esclusivamente i dati acquisiti tramite l'IMU posizionato sul fianco.

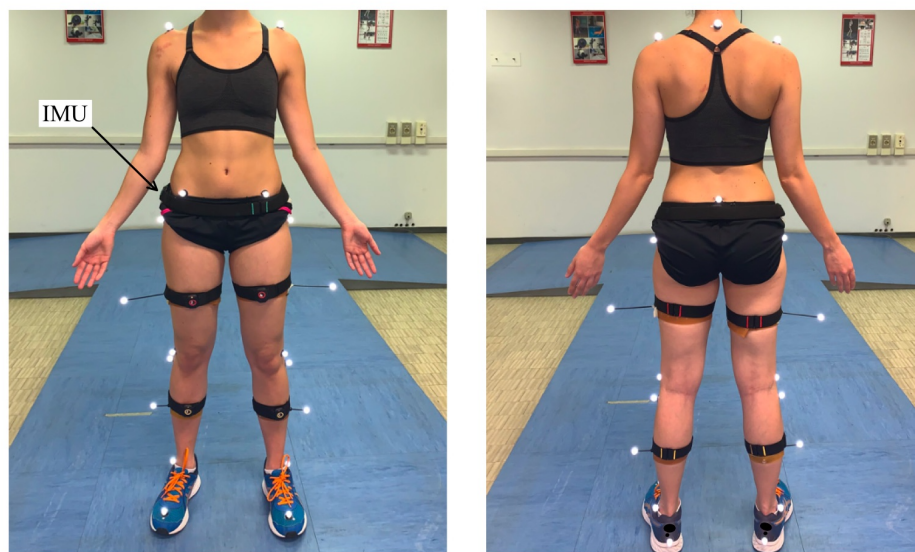


Figura 3.4 : Posizionamento marcatori e IMU.

In seguito alla fase preparatoria, i partecipanti sono stati istruiti su come eseguire i salti verticali richiesti. Ogni tipologia di movimento è stata eseguita per 5 volte, garantendo un adeguato tempo di recupero tra una prova e la successiva.

I task motori sono stati eseguiti come descritto di seguito:

- Bi-CMJ: ai soggetti è stato chiesto di partire da una posizione di standing con le mani sui fianchi. I partecipanti hanno eseguito una fase di contromovimento seguita da una fase di spinta, mantenendo le mani nella posizione di partenza. Successivamente all'atterraggio, i soggetti sono tornati nella posizione di standing iniziale;
- Mono-CMJ: il posizionamento degli arti superiori è rimasto invariato rispetto ai Bi-CMJ. Nell'esecuzione dei salti, sia la fase di contromovimento che di atterraggio sono state eseguite sul singolo arto inferiore in esame;
- PLYO: in questa tipologia di salti i soggetti hanno potuto scegliere liberamente il posizionamento delle mani, permettendo quindi l'oscillazione degli arti superiori durante l'esecuzione del test. Ogni test pliometrico è composto da sei salti consecutivi. Ai partecipanti è stato richiesto di eseguire i salti pliometrici con il minor tempo di contatto al suolo tra un salto e il successivo possibile e cercando di raggiungere la massima altezza di salto.

Al fine di sincronizzare i dati acquisiti dai tre sistemi di rilevazione in fase di analisi, è stato richiesto ai partecipanti di eseguire tre tocchi col piede destro sulla FP destra e attendere circa cinque secondi prima dell'inizio dell'effettivo task di interesse. Lo stesso procedimento è stato replicato col piede sinistro, con l'esecuzione dei tre tocchi sulla FP sinistra durante i Mono-CMJ-SX. In questa maniera sono stati registrati su tutti i sistemi di acquisizione tre eventi facilmente riconoscibili in ogni segnale e ciò ha permesso di allineare temporalmente i dati provenienti da IMU, FP e OS. È importante specificare che debbano trascorrere almeno tre secondi tra la fine dei tre tocchi e l'inizio del salto verticale affinché si abbia una chiara lettura del segnale specifico del task motorio in esame.

Per garantire l'allineamento dei segnali, il movimento è stato registrato simultaneamente per tutti e tre i sistemi utilizzando l'applicazione Movella DOT per l'IMU e l'applicazione SMART Capture per i sistemi OS e FP.

3.4. Elaborazione dei dati

In seguito all'esecuzione dei salti, si è potuto procedere con la fase di elaborazione dei dati. Ai fini di questa ricerca, sono stati trattati esclusivamente i dati relativi all'accelerometro.

I dati acquisiti tramite OS e FP sono stati elaborati in un primo step attraverso il software SMART Tracker (BTS Bioengineering SPA, Milano, Italia) al fine di eseguire la corretta procedura di *tracking* e ottenere le giuste traiettorie dei marcatori in un file in formato .tdf.

I segnali rilevati tramite IMU, FP e OS sono stati dunque sottoposti a un processo di elaborazione mediante il software di analisi MATLAB (v.2023a, MathWorks, Natick, MA, USA). In particolare, al fine di rendere i tre segnali comparabili, sono stati tutti uniformati a una frequenza di 60 Hz.

I parametri spaziali e temporali calcolati per ogni tipologia di salto verticale sono i seguenti:

- Bi-CMJ:
 - Altezza verticale del salto (VHJ, cm);
 - Tempo di volo (FT, ms);
 - Velocità raggiunta al Take Off (TO, m/s);
 - Velocità raggiunta al Landing (LA, m/s).
- Mono-CMJ:
 - Altezza verticale del salto (VHJ, cm);
 - Tempo di volo (FT, ms);
 - Velocità raggiunta al Take Off (TO, m/s);

- Velocità raggiunta al Landing (LA, m/s).
- PLYO:
 - Altezza verticale del salto (VHJ, cm);
 - Tempo di volo (FT, ms);
 - Velocità raggiunta al Take Off (TO, m/s);
 - Velocità raggiunta al Landing (LA, m/s);
 - Tempo di contatto al suolo (CT, ms).

I parametri sopra citati sono stati calcolati a partire dai dati di accelerazione rilevati dall'IMU per mezzo di due metodi basati sulla doppia integrazione, denominati BIA_Method e New_Method. Questi ultimi sono stati applicati anche ai dati rilevati dalle FP, in seguito ad una prima elaborazione del segnale di forza registrato che ha permesso di ottenere un segnale di accelerazione (Fathian R. et al., 2022).

Inoltre, l'altezza del salto verticale è stata calcolata anche per mezzo della formula di Bosco, Equazione (2.1), ossia una formula empirica che ricava la variabile VHJ a partire dal FT.

I parametri di velocità sono stati rilevati per ottenere una migliore caratterizzazione dei salti verticali presi in esame: la conoscenza delle velocità al TO e al LA può essere infatti utilizzata per valutare la potenza degli arti inferiori, monitorare i soggetti durante la fase di recupero da infortunio, personalizzare gli allenamenti al fine di migliorare le prestazioni atletiche e prevenire l'insorgenza di lesioni.

3.4.1. Allineamento e taglio dei segnali

Il primo processo di elaborazione dei dati è consistito nell'allineamento temporale dei segnali di IMU, OS e FP per ogni prova eseguita. Effettuare l'allineamento è stato possibile grazie all'individuazione in ognuno dei tre segnali di un evento riconoscibile, ossia l'esecuzione di tre tocchi sulla FP col piede destro prima dell'effettivo inizio del task. I tre tocchi in questione sono stati preceduti e seguiti da una condizione di

staticità del soggetto per renderli facilmente individuabili. In particolare, i dati sono stati allineati prendendo come riferimento il terzo e ultimo tocco al terreno. I segnali dell'OS e delle FP risultavano essere già allineati dal momento di acquisizione poiché i due sistemi venivano attivati contemporaneamente; dunque, è bastato allineare i dati di IMU e FP affinché tutti e tre i segnali risultassero comparabili.

In Figura 3.5 sono stati riportati due plot esemplificativi per mettere in evidenza il risultato voluto tramite il processo di allineamento.

I segnali considerati sono stati:

- Accelerazione verticale dell'IMU-S1;
- Prima componente della pedana di forza (considerazione dei picchi negativi).

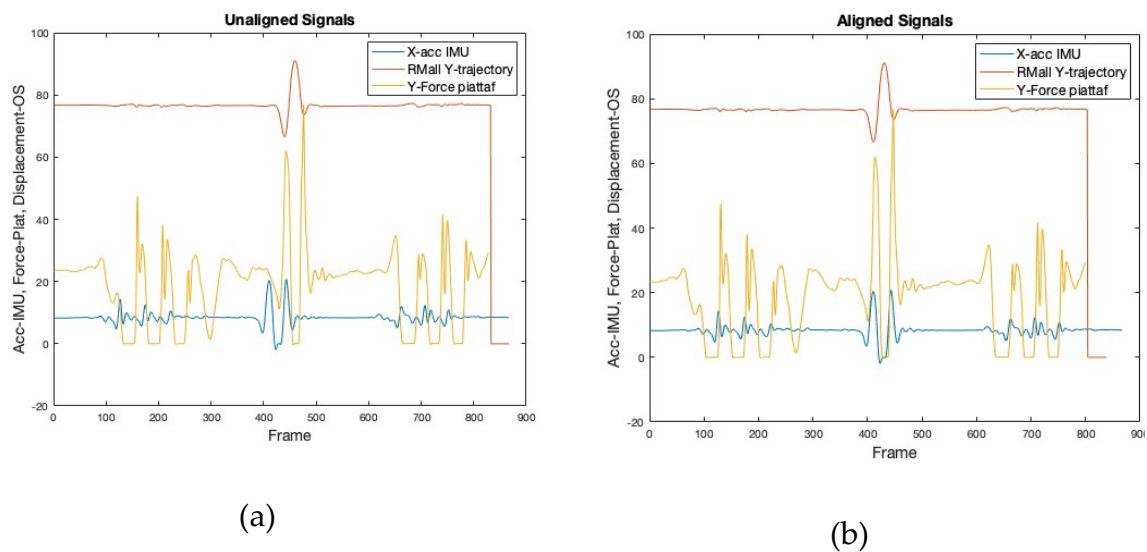


Figura 3.5 : Segnali di partenza non allineati e segnali allineati.

Successivamente all'allineamento, i segnali sono stati tagliati per isolare la porzione relativa all'esecuzione del task motorio esaminato, che sarà elaborata per il calcolo delle variabili spaziali e temporali (Figura 3.6).

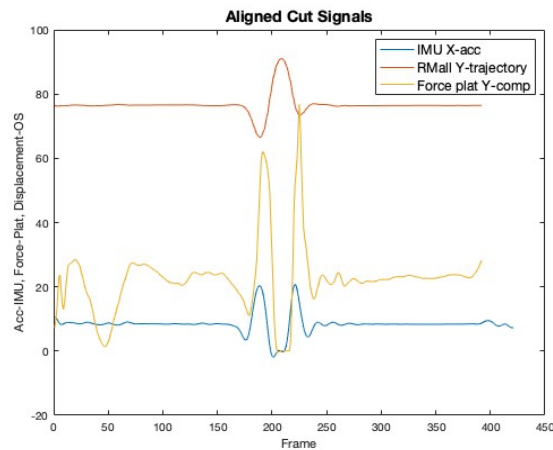


Figura 3.6 : Segnali di IMU, OS e FP allineati e tagliati.

Lo script Matlab utilizzato per effettuare i passaggi di elaborazione dei dati appena descritti è riportato in appendice.

3.4.2. Calcolo dei parametri temporali

I parametri temporali calcolati sono stati il FT e il CT, quest'ultimo esclusivamente in relazione ai PLYO. FT e CT sono stati calcolati attraverso il *New_Method* e il *BIA_Method* e i risultati ottenuti sono stati messi a confronto.

Il FT è definito come il periodo temporale compreso tra il *Take Off (TO)* e il *Landing (LA)*, ovvero gli istanti di distacco del soggetto dal suolo e di atterraggio in seguito allo svolgimento del salto. Per individuare i punti di interesse, è stato utilizzato il segnale della velocità ottenuto mediante singola integrazione del segnale di accelerazione verticale. I punti di TO e LA corrispondono rispettivamente al massimo e al minimo locale del segnale di velocità (Figura 3.7).

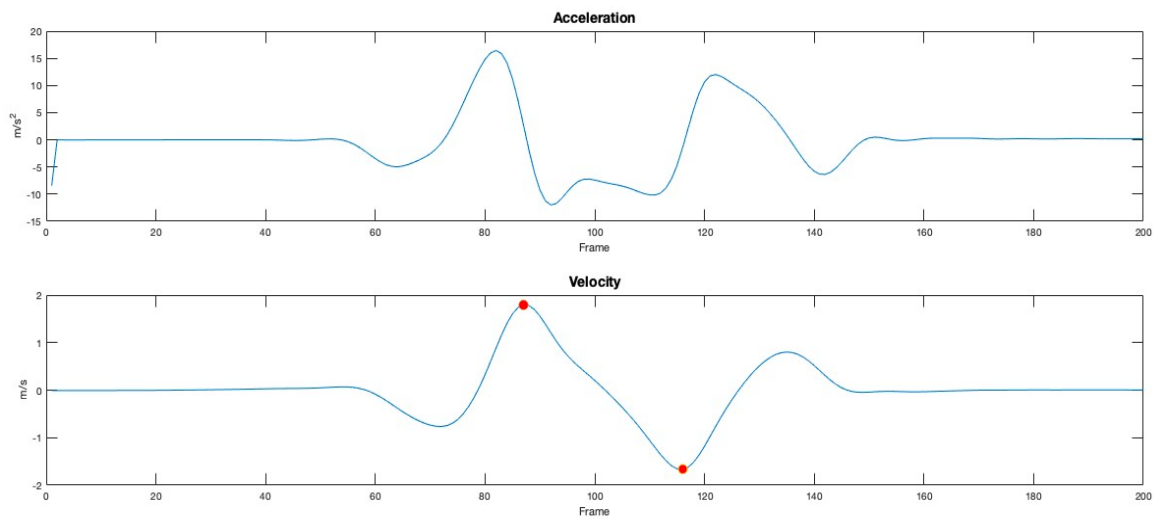


Figura 3.7 : Grafici del segnale di accelerazione e di velocità di un CMJ. In evidenza i punti di TO e LA nel segnale di velocità.

La variabile FT è stata calcolata considerando la differenza tra gli indici dei punti di minimo e massimo. Tale differenza è poi stata convertita da Hz a millisecondi (ms) tramite l'equazione:

$$FT = \left(\frac{LA - TO}{freq} \right) \cdot 1000 \quad (3.1)$$

Dove:

- LA = frame corrispondente al LA del salto;
- TO = frame corrispondente al TO del salto;
- $freq$ = frequenza di acquisizione.

La variabile CT, nei salti pliometrici, esprime il periodo di tempo di appoggio dei piedi al suolo compreso tra un salto e il successivo. Il CT equivale al lasso di tempo compreso tra il LA del salto appena concluso e il TO del salto seguente, ed è stato calcolato effettuando la differenza tra i frame di LA e TO di due salti consecutivi. Ai soggetti è stato richiesto di eseguire almeno cinque salti consecutivi; dunque, sono stati calcolati quattro CT per prova. Successivamente, è stata calcolata la media dei quattro valori per ottenere un indice medio della variabile durante la prova. Il valore ottenuto è stato

diviso per la frequenza per ottenere la conversione da Hz a ms. I passaggi appena descritti sono racchiusi nell'equazione riportata di seguito, dove n è stato imposto uguale a 4:

$$CT = \left(\frac{\sum_{i=1}^4 (TO_{i+1} - LA_i)}{n} \right) \cdot 1000 \quad (3.2)$$

3.4.3. Calcolo dei parametri spaziali

La variabile VHJ è stata calcolata considerando il segnale di spostamento verticale ottenuto mediante doppia integrazione dell'accelerazione verticale. VHJ corrisponde infatti al massimo valore del segnale di displacement (Figura 3.8). La stessa variabile è stata calcolata nel medesimo modo attraverso il BIA_Method.

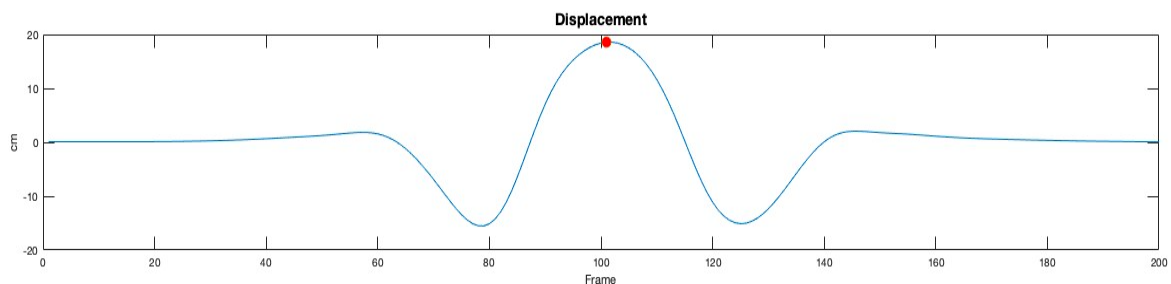


Figura 3.8 : Individuazione del massimo del segnale di displacement nel caso di un CMJ.

In maniera analoga, per i PLYO, il segnale di displacement è stato utilizzato per valutare l'altezza raggiunta dal soggetto per ciascuno dei cinque salti eseguiti nella stessa prova. Nella variabile VHJ è stato racchiuso il valore medio delle misurazioni precedentemente rilevate.

Inoltre, l'altezza di salto è stata calcolata anche attraverso la formula empirica di Bosco, Equazione (2.1).

3.5. New_Method

In questo lavoro di tesi è stato applicato un nuovo metodo per ricavare i parametri spaziali e temporali precedentemente riportati a partire da valori di accelerazione misurati tramite IMU. Il nuovo metodo proposto, denominato New_Method, consiste in una doppia integrazione del segnale dell'accelerazione per ricavare lo spostamento verticale del soggetto.

Sono riportati di seguito i principali passaggi di elaborazione dei dati di accelerazione per mettere in pratica il New_Method:

1. È stato applicato un filtro Butterworth passa-basso al segnale di accelerazione con frequenza 5 Hz e di terzo ordine, per rimuovere il rumore dal segnale grezzo;
2. Sottrazione dell'accelerazione di gravità (g) dal segnale di accelerazione grezzo. È importante evidenziare che l'IMU possa non essere posizionato in maniera perfettamente parallela al piano sagittale del corpo e dunque il suo asse verticale potrebbe non coincidere con la direzione dell'accelerazione di gravità. In tal caso la componente da sottrarre al segnale di accelerazione verticale non sarebbe puramente g , ma sarebbero presenti anche altre componenti. È stata dunque considerata la media dei primi valori di accelerazione registrati in posizione di standing prima di performare il task e il valore ottenuto è stato sottratto al segnale di accelerazione di partenza;
3. Il segnale di accelerazione è stato tagliato per elaborare solamente l'intervallo di segnale relativo all'esecuzione del salto. Per trovare la parte di segnale di interesse, nei Bi-CMJ e nei monopodali, sono stati individuati i picchi massimi di accelerazione, indicanti i punti di taglio. Nei PLYO è stato considerato l'intervallo di segnale con i primi cinque picchi massimi di accelerazione.

Il taglio del segnale è stato effettuato per minimizzare l'errore introdotto dall'operazione di integrazione;

4. Il taglio del segnale è stato effettuato per minimizzare l'errore introdotto dall'operazione di integrazione; È stata eseguita una prima integrazione per ottenere il segnale di velocità a partire dal segnale di accelerazione verticale;
5. È stato applicato un filtro passa-alto al segnale di velocità;
6. Il segnale di velocità è stato integrato per ottenere il segnale di spostamento verticale;
7. È stato applicato un filtro passa-alto al segnale di spostamento verticale per ridurre l'errore introdotto dall'operazione di integrazione.

Similmente al New_Method, per il BIA_Method le fasi di elaborazione dei dati sono state le medesime, con un'unica differenza nella formula matematica utilizzata per effettuare le operazioni di integrazione.

Di seguito sono riportate le righe di codice per calcolare le stesse variabili con i due diversi metodi di integrazione:

- New_Method: $s = \text{cumsum}(\text{filt_vel}(\text{maxvel_frame} - 2:\text{minvel_frame} + 2))/\text{fs}$;
- BIA_Method:

```
for i=1:length(filtVel_BIA)
    if i==1
        S_BIA(i,:)=(Vel_BIA(i,:)/2)*(1/freqIMU);
    else
        S_BIA(i,:)=S_BIA(i-1,:) + ((Vel_BIA(i,:)+Vel_BIA(i-1,:))/2)*(1/freqIMU);
    end
end
```

3.6. Sistema di riferimento vs sistema inerziale

Le variabili di interesse sono state calcolate anche mediante OS e FP al fine di comparare l'utilizzo dell'IMU, per questa specifica applicazione, ai sistemi di

riferimento definiti ad oggi *gold standard* per lo studio dei salti verticali. Specificatamente, le variabili temporali sono state calcolate attraverso i dati registrati con le FP mentre la variabile VHJ è stata valutata attraverso l'OS.

FT e CT sono state calcolate individuando anche in questo caso TO e LA. I dati sulla forza applicata alle FP sono stati elaborati come riportato nello studio di Fathian R. et al., 2022 ed è stata ricavata l'accelerazione del corpo del soggetto sfruttando la relazione espressa dal secondo principio della dinamica, Equazione (1.1).

Una volta ottenuto il segnale di accelerazione è stata effettuata un'integrazione per ricavare il segnale di velocità utile ad individuare gli istanti di TO e LA, ricavati con lo stesso metodo illustrato precedentemente per l'IMU. Dopo aver ricavato i punti di interesse, il calcolo del FT è stato eseguito in maniera analoga a quanto fatto durante il processo di elaborazione dei dati dell'IMU per ottenere la medesima variabile. La variabile CT, anche a partire dal segnale della FP, è stata ottenuta come media dei quattro CT rilevati durante l'esecuzione dei cinque salti consecutivi. Analogamente a quanto fatto con l'IMU, un singolo CT è stato calcolato come differenza tra il frame di LA di un salto e il frame di TO del successivo. Tale differenza è stata convertita in ms tramite divisione per la frequenza di acquisizione, Equazione (3.2).

Relativamente alla variabile VHJ, il segnale di displacement ottenuto tramite doppia integrazione rappresenta lo spostamento verticale del CoM del soggetto dato il posizionamento del sensore sul fianco. Nel sistema di riferimento, la VHJ sarà calcolata considerando il massimo del segnale ottenuto considerando la media delle traiettorie dei tre marker posizionati sul bacino: due sulle creste iliache e uno all'altezza dell'osso sacro. Tale traiettoria può essere approssimata a reale traiettoria del CoM. In questo studio non è stato possibile ricavare con la massima precisione le coordinate della traiettoria del CoM poiché sarebbe stato necessario un protocollo di markerizzazione dell'intero corpo, per poi eseguire una media pesata segmentale (Thirunarayan et al., 1996).

3.7. Analisi statistica

La normalità dei dati è stata verificata e confermata tramite il test di Shapiro-Wilk. I dati sono stati quindi riportati come media e deviazione standard.

Nella fase di elaborazione dei dati, dopo aver completato il calcolo dei parametri di interesse, sono stati previsti dei test statistici allo scopo di determinare la significatività e l'affidabilità dei risultati ottenuti:

- T-test di Student;
- Analisi di correlazione;
- Bland-Altman;
- Analisi di accuratezza;
- RMSE.

Per condurre l'analisi statistica, i dati sono stati elaborati utilizzando il software Matlab (v.2023a, MathWorks, Natick, MA, USA) e fogli di calcolo su Microsoft Excel.

Inizialmente, per ciascun tipo di salto, è stata fatta una distinzione tra parametri spaziali e parametri temporali. In particolare, come parametri spaziali si sono considerati la VHJ calcolata con l'OS e con l'IMU (calcolata sia con il New_Method che con il BIA_Method) e l'altezza rilevata dalla FP attraverso la formula di Bosco (anche in questo caso calcolata sia con New_Method che con BIA_Method).

I parametri temporali sono invece il FT e il CT (quest'ultimo solo per i salti pliometrici) rilevati dalla FP e IMU, e i valori di massima e minima velocità sempre per gli stessi sistemi di riferimento. Tutti questi parametri sono stati calcolati sia con New_Method che con BIA_Method.

Successivamente, per ognuno dei parametri analizzati è stato effettuato un confronto tra i vari sistemi.

Il test T di Student per campioni indipendenti consente di confrontare le misure relative a due gruppi di casi, il New_Method e il BIA_Method. Quello che si vuole osservare è se le misure dei due gruppi sono significativamente differenti, al fine di giustificare l'utilizzo di entrambi i campioni di dati per svolgere i test parametrici o, se non statisticamente differenti, considerarne solo uno dei due. Considerando che i due test sono risultati essere statisticamente differenti, è stato scelto di impiegare entrambi i metodi per i successivi confronti.

Successivamente, per ciascuna tipologia di salto, è stata calcolata la correlazione lineare tra i parametri spaziali e temporali, rispettivamente tramite l'utilizzo dell'IMU e OS nel primo caso e IMU e FP nel secondo caso. La correlazione viene descritta mediante un valore privo di unità di misura specifica, noto come coefficiente di correlazione (Coefficiente Di Correlazione), compreso tra -1 e +1 e denotato da R:

- Più R si avvicina a zero, più la correlazione lineare è debole;
- Un valore positivo di R indica una correlazione positiva, in cui i valori delle due variabili tendono ad aumentare in parallelo;
- Un valore negativo di R indica una correlazione negativa, in cui il valore di una variabile tende a diminuire quando l'altra aumenta.

In seguito, la concordanza tra le due tecniche di misurazione è stata valutata attraverso l'uso dei diagrammi di Bland-Altman (Figura 3.9). Questo grafico prende il nome dai due ideatori, John Martin Bland e Douglas Altman, che lo proposero come alternativa al grafico di dispersione per valutare se due metodi di misurazione fossero sufficientemente concordi tra loro da poter essere interscambiabili (Pozzolo P., 2021). In questo grafico le misurazioni sono riportate su un asse xy:

- Sull'asse delle ordinate le differenze tra le due misure, ossia l'errore di misura;
- Sull'asse delle ascisse le medie aritmetiche delle due misurazioni. Assumendo che le due misurazioni siano equivalenti, la miglior stima del valore vero della misura è rappresentata dalla media aritmetica delle due misure.

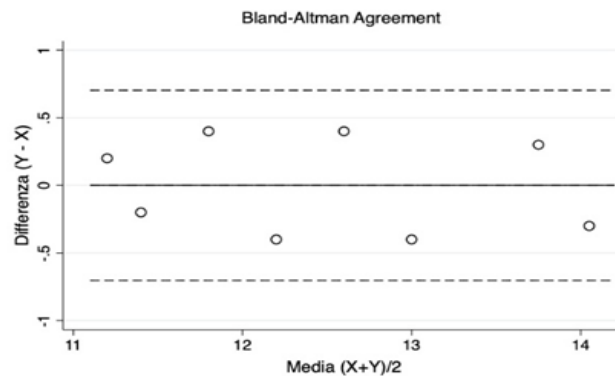


Figura 3.9 : Esempio di grafico di Bland Altman.

Su questo grafico, oltre ai punti che rappresentano le singole unità statistiche, sono riportate anche delle linee orizzontali. In particolare:

- La linea continua indica l'altezza in cui si collocano le differenze uguali a 0;
- Le due linee tratteggiate in alto ed in basso delimitano una banda che rappresenta i limiti dell'intervallo di confidenza della media delle differenze. La posizione di queste due linee è calcolabile come: media delle differenze $\pm 1.96 \times SD$ (deviazione standard).

L'analisi dell'accuratezza delle variabili calcolate con dati derivanti dall'IMU rispetto all'OS ha permesso di stimare il grado di conformità tra il valore ricavato tramite l'elaborazione dei dati registrati dall'IMU, e il valore di riferimento del *gold standard*.

Il calcolo dell'accuratezza è stato condotto applicando la seguente formula:

$$a = 1 - \left| \frac{IMU - OS}{OS} \right| \quad (3.3)$$

I valori ottenuti sono stati moltiplicati per cento per ottenere l'accuratezza percentuale.

In ultimo, è stato calcolato l'errore quadratico medio (RMSE) per ogni task svolto dai partecipanti allo studio. Questa analisi è stata condotta al fine di stimare l'errore complessivo del modello utilizzato rispetto al *gold standard* di riferimento.

Per il calcolo di RMSE sono stati eseguiti i seguenti passaggi:

1. Per ogni prova eseguita dal soggetto è stato calcolato l'errore come differenza tra il valore della variabile derivante dai dati rilevati con l'IMU e la medesima variabile ricavata con il sistema di riferimento;
2. Elevamento al quadrato di ciascun errore;
3. Calcolo della media dei quadrati degli errori;
4. Estrazione della radice quadrata della media dei quadrati degli errori.

Gli step elencati sono racchiusi nella seguente formula:

$$\text{RMSE} = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(Y_i - y_i)^2}{n}} \quad (3.4)$$

Dove:

- Y_i = Valore sistema di riferimento;
- y_i = Valore IMU;
- n = Numero di prove.

4 Capitolo quattro - Risultati

4.1. Confronto degli output dei sistemi di acquisizione

Nel presente paragrafo si intendono illustrare i risultati emersi in seguito all'analisi quantitativa dei dati relativi alle quattro tipologie di salti verticali descritte nei capitoli precedenti. L'analisi quantitativa è stata condotta al fine di fornire una comprensione approfondita delle prestazioni, dei pattern di movimento e dei risultati misurabili ottenuti durante tali prove.

In seguito all'esecuzione del test Shapiro-Wilk di normalità e del T test di Student che ha evidenziato differenze significative tra il BIA_Method e il New_Method, verranno presentati e valutati i risultati dei test analizzati nel capitolo precedente, considerando entrambi i metodi di integrazione.

Per facilitare la lettura e la discussione, inizialmente verranno presentati i risultati relativi ai parametri spaziali, seguiti da quelli concernenti i parametri temporali e di velocità di stacco e atterraggio durante il salto verticale.

4.1.1. Parametri spaziali

I parametri spaziali che includono le misurazioni di altezza ottenute tramite l'uso di IMU, utilizzando sia il New_Method che il BIA_Method, sono stati comparati con il sistema *gold standard* OS. Inoltre, è stata condotta un'analisi dell'altezza calcolata dai dati ottenuti dalla FP, calcolata secondo la formula di Bosco (Equazione (2.1)). Anche in questo caso, il calcolo è stato eseguito utilizzando sia il New_Method che il BIA_Method. I valori medi della variabile VHJ sono riportati in Tabella 4.1.

Tabella 4.1 : Valori medi di VHJ (DS) rilevati da OS, FP e IMU.

VHJ [cm]	OS	New_Method	New_Method	BIA_Method	BIA_Method
		IMU	FP	IMU	FP
Bi-CMJ	25.60 (6.09)	29.24 (6.47)	20.09 (5.56)	18.91 (2.59)	20.03 (5.55)
Mono-CMJ-DX	19.74 (4.55)	17.78 (5.06)	13.01 (3.55)	14.81 (2.17)	12.82 (3.47)
Mono-CMJ-SX	18.88 (4.54)	17.59 (5.26)	12.59 (3.42)	14.97 (2.41)	12.43 (3.27)
PLYO	23.07 (5.49)	17.37 (2.67)	19.17 (4.15)	16.75 (2.62)	19.14 (4.24)

Legenda: VHJ = altezza del salto, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodalico, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodalico destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodalico sinistro, PLYO = salto pliometrico, OS = sistema optoelettronico, IMU = unità di misura inerziale, FP = piattaforma di forza.

Questo approccio analitico è stato finalizzato a fornire un quadro completo e dettagliato delle misurazioni spaziali relative all'altezza, esplorando diverse metodologie di acquisizione ed elaborazione dei dati, confrontando i risultati con i sistemi di riferimento *gold standard* ampiamente accettati in letteratura.

Nella Tabella 4.2 sono riportati i coefficienti di correlazione tra i valori di altezza derivati dalle misurazioni ottenute mediante gli IMU, utilizzando sia il New_Method che il BIA_Method, e i valori ottenuti dalle misurazioni effettuate attraverso l'OS e la FP. La tabella presenta i coefficienti di correlazione specifici per ciascun esercizio eseguito. Tali coefficienti offrono una misura dell'associazione tra le diverse metodologie di misurazione dell'altezza, consentendo una valutazione dell'accuratezza e della coerenza tra i dati ottenuti dai differenti sistemi nei diversi contesti di esercizio. Le relazioni caratterizzate da un p-value inferiore a 0.05, indicanti una correlazione statisticamente significativa, sono state contrassegnate con il simbolo

*

Tabella 4.2 : Coefficiente di correlazione di Pearson per VHJ tra IMU, OS e FP.

VHJ	New_Method OS vs IMU	New_Method FP vs IMU	BIA_Method OS vs IMU	BIA_Method FP vs IMU
Bi-CMJ	0.88*	0.94*	0.67*	0.94*
Mono-CMJ-DX	0.84*	0.92*	0.83*	0.90*
Mono-CMJ-SX	0.91*	0.90*	0.90*	0.91*
PLYO	0.76*	0.78*	0.73*	0.92*
Correlazione media	0.84	0.88	0.78	0.91

Legenda: VHJ = altezza del salto, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodale, Mono-CMJ-DX = salto con contromovimento monopodale destro, Mono-CMJ-SX = salto con contromovimento monopodale sinistro, PLYO = salto pliometrico, OS = sistema optoelettronico, IMU = unità di misura inerziale, FP = piattaforma di forza, * = p-value < 0.05.

Ad eccezione del task dei salti bipodali, in cui emerge una discrepanza tra le altezze rilevate dall'OS e quelle ottenute dagli IMU tramite il metodo BIA (coefficiente di correlazione pari a 0.67, rappresentante comunque una correlazione statisticamente significativa), è possibile notare che il coefficiente di correlazione di Pearson risulta, in media, pari a 0.84 nel confronto tra le altezze rilevate dall'OS e quelle ottenute mediante IMU tramite il New_Method. Il coefficiente di correlazione tra i dati dell'OS e l'IMU ottenuti tramite il BIA_Method è, invece, di 0.78. Inoltre, la correlazione trovata tra le altezze di salto calcolate attraverso la formula di Bosco partendo dai dati del sensore IMU e della FP mostrano, in media, coefficienti pari a 0.88 e 0.91, rispettivamente per il New_Method e per il BIA_Method.

Per quanto riguarda i due metodi di integrazione presi in considerazione, entrambi riportano in media, sia nel confronto con OS che FP, coefficienti di correlazione superiori a 0.78, senza differenze significative tra i due.

Di seguito, in Figura 4.1, vengono riportati i grafici relativi alla correlazione tra i vari sistemi analizzati.

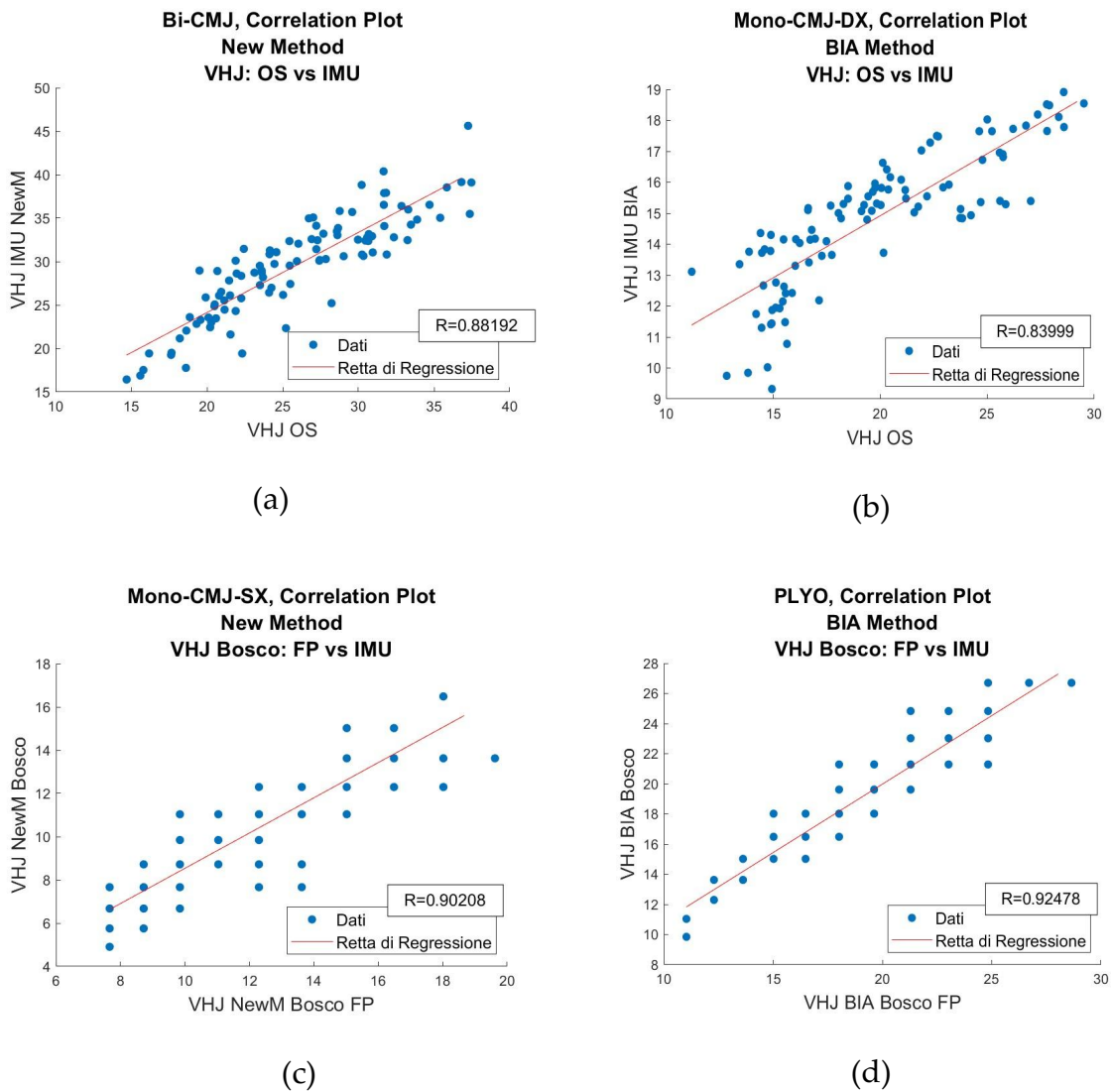


Figura 4.1 : Grafici di correlazione di VHJ, confronto tra OS, FP e IMU.

Per ciascun gesto motorio, sono stati calcolati poi i valori di accuratezza percentuale (tramite l'Equazione (3.3)) delle misurazioni effettuate mediante IMU rispetto a quelle ottenute dall'OS. I valori sono riportati nella Tabella 4.3.

Tabella 4.3 : Valori di accuratezza percentuale di VHJ tra IMU e OS.

<u>VHJ</u>	New_Method OS vs IMU	BIA_Method OS vs IMU
Bi-CMJ	83.85 %	76.12 %
Mono-CMJ-DX	85.26 %	76.48 %
Mono-CMJ-SX	87.43 %	80.78 %
PLYO	77.35 %	74.59 %
Accuratezza media	83.47 %	76.24 %

Legenda: VHJ = altezza del salto, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodale, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodale destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodale sinistro, PLYO = salto pliometrico, OS = sistema optoelettronico, IMU = unità di misura inerziale.

Nell'analisi delle altezze, sono state prese in considerazione le misurazioni ottenute con l'IMU utilizzando sia il New_Method che il BIA_Method. In media, l'accuratezza percentuale relativa alla stima dell'altezza è risultata essere dell'83.47 % nel confronto tra i valori stimati dagli IMU con il New_Method e quelli acquisiti dall'OS. D'altro canto, nel confronto tra le misurazioni ottenute con il BIA_Method e i valori di altezza rilevati dall'OS, l'accuratezza percentuale media è risultata del 76.24 %.

Come si può evincere dalla Tabella 4.3, l'accuratezza percentuale risulta in media superiore all'80 % per tutti i task analizzati, ad eccezione dei salti PLYO, per i quali si registrano dei valori percentuali inferiori, ma comunque superiori al 70 %.

L'analisi dell'accuratezza percentuale è un indicatore cruciale per valutare quanto le misurazioni dei sensori siano congruenti con le misurazioni del sistema di riferimento optoelettronico.

Il valore di accuratezza è stato calcolato anche per valutare il confronto tra la variabile VHJ ricavata dalla FP e dall'IMU con la formula di Bosco (Tabella 4.4).

Tabella 4.4 : Valori di accuratezza percentuale di VHJ tra IMU e FP.

<u>VHJ</u>	New_Method	BIA_Method
	FP vs IMU	FP vs IMU
Bi-CMJ	93.74 %	90.92 %
Mono-CMJ-DX	82.53 %	89.93 %
Mono-CMJ-SX	84.22 %	91.56 %
PLYO	94.95 %	94.61 %
Accuratezza media	88.86 %	91.75 %

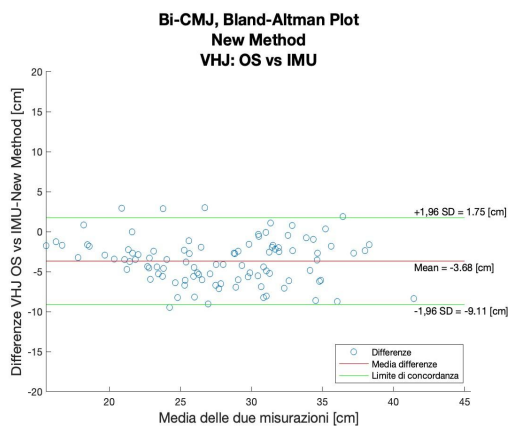
Legenda: VHJ = altezza del salto, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodalico, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodalico destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodalico sinistro, PLYO = salto pliometrico, FP = piattaforma di forza, IMU = unità di misura inerziale.

Con riferimento ai dati presentati nella Tabella 4.4, emerge che, in media, i valori di accuratezza risultano essere inferiori per il New_Method (88.86 %) rispetto al secondo metodo di integrazione preso in considerazione (91.75 %). Questo comportamento differisce da quello osservato nel precedente confronto tra i dati dell'IMU e dell'OS.

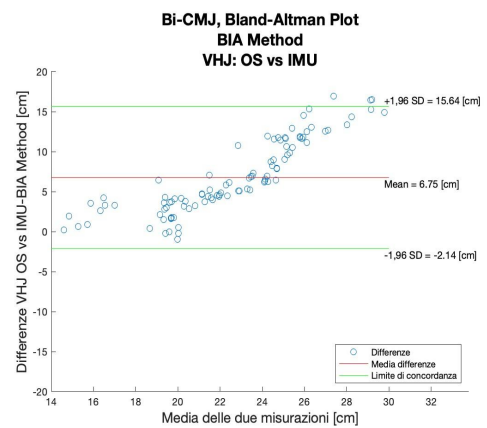
Per valutare la concordanza tra i metodi utilizzati per ricavare la variabile VHJ sono stati analizzati i plot di Bland-Altman. Sull'asse delle ordinate è stata riportata la differenza tra le misurazioni ottenute mediante i due sistemi a confronto. Rispettivamente, sono state riportate le differenze tra OS e IMU in una prima analisi,

e le differenze tra il risultato della formula di Bosco per FP e IMU in una seconda analisi. Sull'asse delle ascisse è stata riportata la media aritmetica delle due misurazioni poste a confronto.

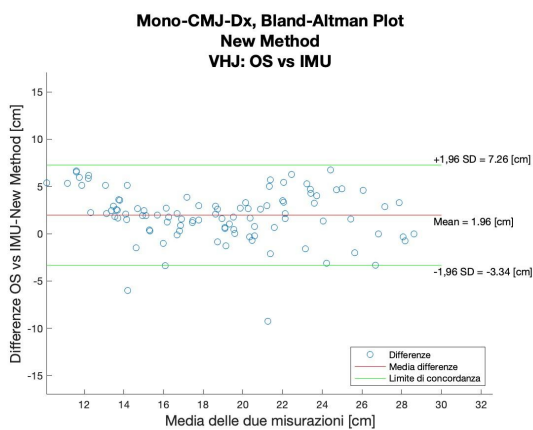
Di seguito, in Figura 4.2, sono riportati i risultati ottenuti dal confronto tra l'OS e l'IMU per entrambi i metodi di doppia integrazione utilizzati.



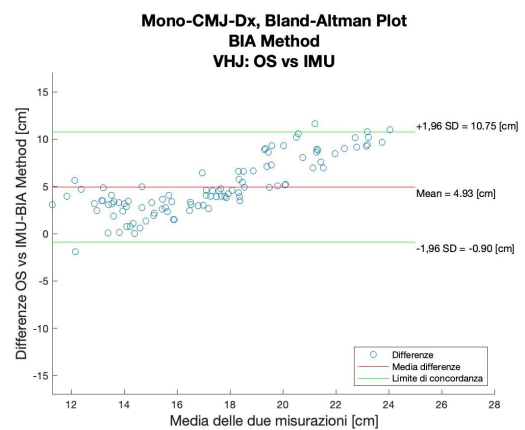
(a)



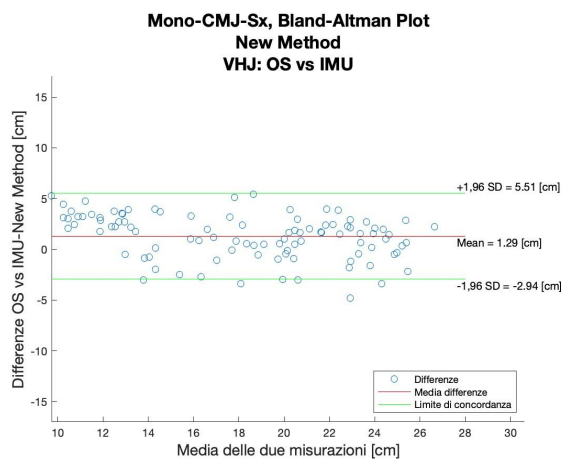
(b)



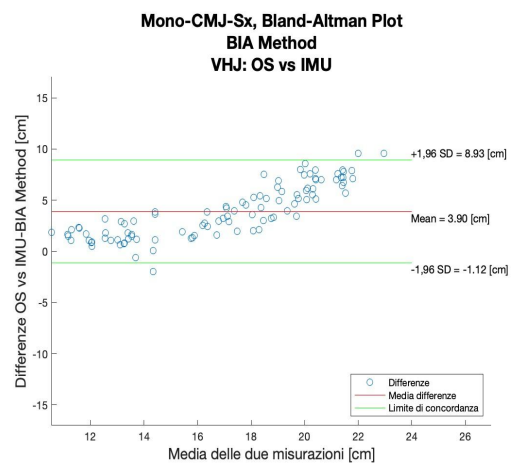
(c)



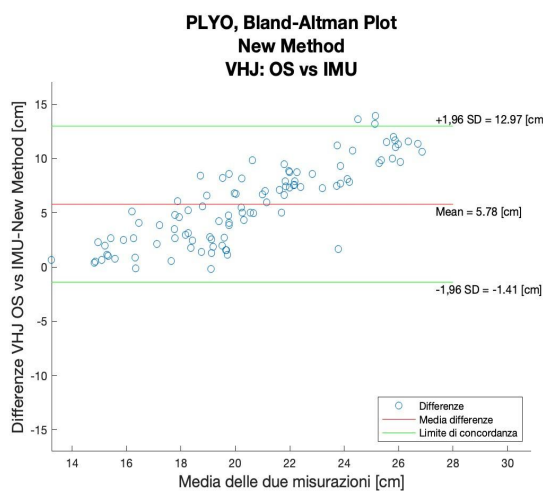
(d)



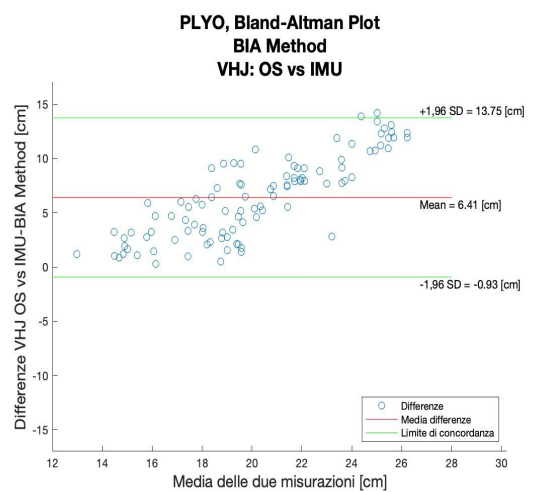
(e)



(f)



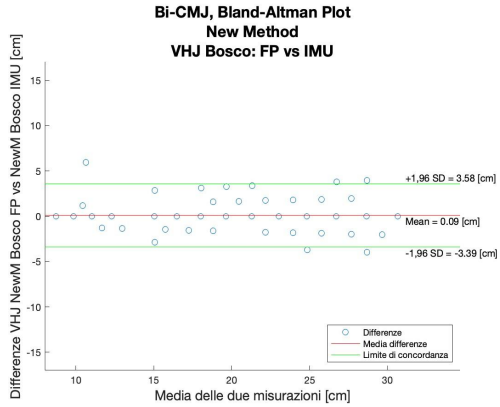
(g)



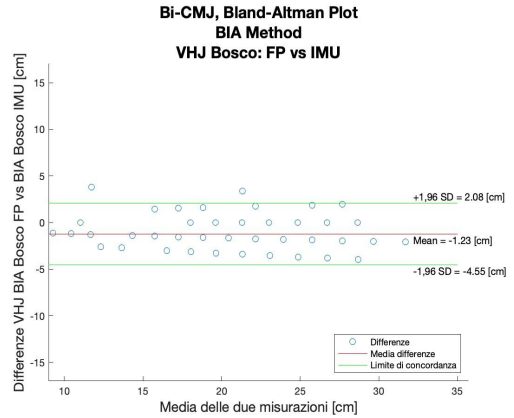
(h)

Figura 4.2 : Plot di Bland-Altman di VHJ sul confronto tra OS e IMU.

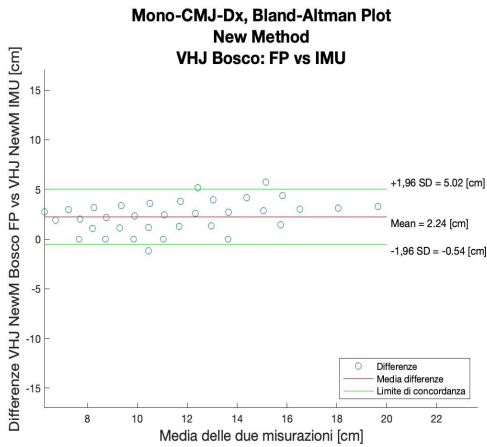
Relativamente ai plot di Bland-Altman sul confronto tra la formula di Bosco utilizzata per la FP e l'IMU, i risultati ottenuti sono riportati in Figura 4.3.



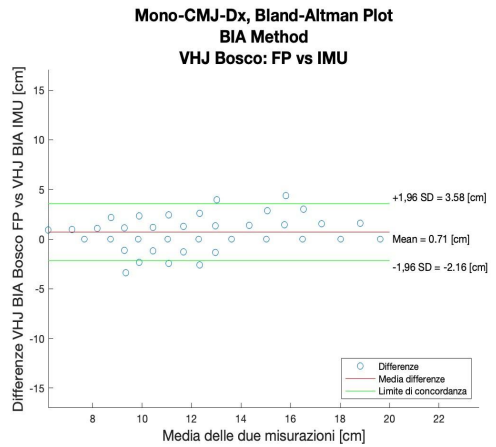
(a)



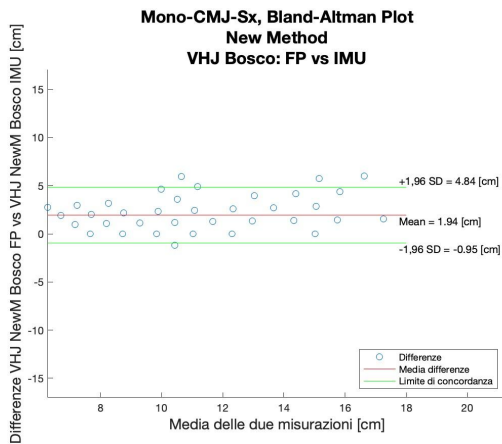
(b)



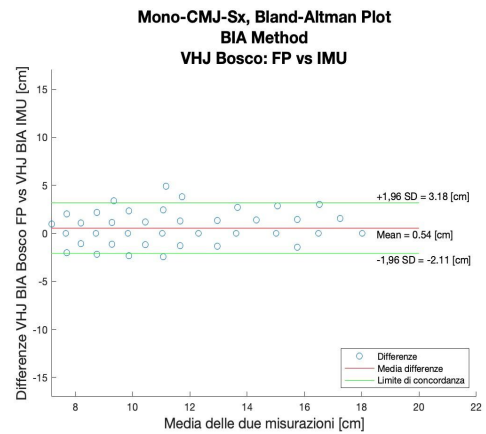
(c)



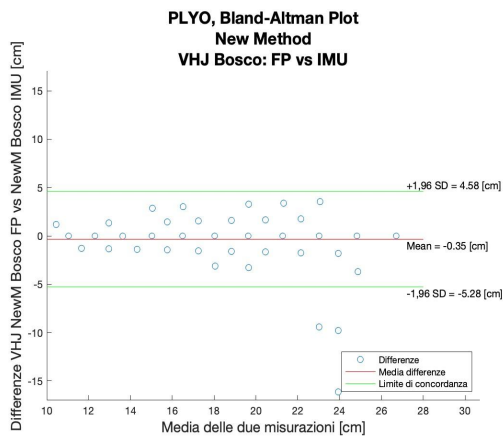
(d)



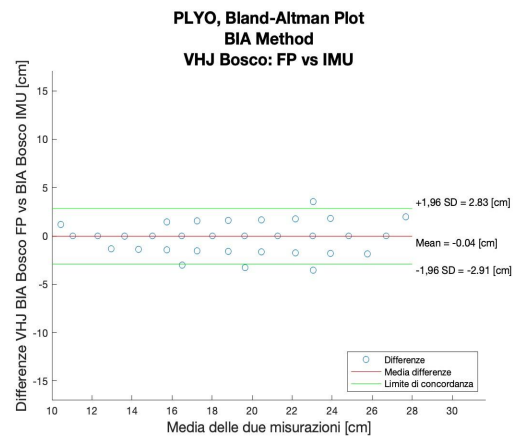
(e)



(f)



(g)



(h)

Figura 4.3 : Plot di Bland-Altman di VHJ sul confronto tra FP e IMU.

Nei grafici riportati in Figura 4.3 è possibile osservare il valore di ordinata della retta rossa, mediamente più vicina allo zero rispetto ai grafici di Bland-Altman relativi al confronto tra OS e IMU.

La quasi totalità dei campioni è compresa tra le rette di concordanza, fatta eccezione per alcuni campioni *outliers* con valori di differenza particolarmente elevati riscontrati nei PLYO nel New_Method (Figura 4.3g).

I risultati riscontrati attraverso l'analisi dei plot di Bland-Altman relativi al calcolo di VHJ (Figura 4.2 e Figura 4.3) sono stati riportati nella Tabella 4.5. In essa sono stati riportati i valori di errore sistematico rilevato tra i due sistemi confrontati e i limiti di concordanza superiore e inferiore.

Tabella 4.5 : Tabella riassuntiva dei coefficienti relativi all'Analisi di Bland-Altman sui sistemi OS, FP e IMU per VHJ.

VHJ [cm]	New_Method OS vs IMU	New_Method FP vs IMU	BIA_Method OS vs IMU	BIA_Method FP vs IMU
Bi-CMJ	ULA = 1.75 Mean = -3.68 LLA = -9.11	ULA = 3.58 Mean = 0.09 LLA = -3.39	ULA = 15.64 Mean = 6.75 LLA = -2.14	ULA = 2.08 Mean = -1.23 LLA = -4.55
Mono-CMJ-DX	ULA = 7.26 Mean = 1.96 LLA = -3.34	ULA = 5.02 Mean = 2.24 LLA = - 0.54	ULA = 10.75 Mean = 4.93 LLA = - 0.90	ULA = 3.58 Mean = 0.71 LLA = -2.16
Mono-CMJ-SX	ULA = 5.51 Mean = 1.29 LLA = -2.94	ULA = 4.84 Mean = 1.94 LLA = - 0.95	ULA = 8.93 Mean = 3.90 LLA = -1.12	ULA = 3.18 Mean = 0.54 LLA = -2.11
PLYO	ULA = 12.97 Mean = 5.78 LLA = -1.41	ULA = 4.58 Mean = -0.35 LLA = -5.28	ULA = 13.75 Mean = 6.41 LLA = - 0.93	ULA = 2.83 Mean = -0.04 LLA = -2.91

Legenda: VHJ = altezza del salto, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodalico, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodalico destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodalico sinistro, PLYO = salto pliometrico, OS = sistema optoelettronico, IMU = unità di misura inerziale, FP = piattaforma di forza, ULA = Upper Limit of Agreement, Mean = media, LLA= Lower Limit of Agreement.

Dal confronto tra OS e IMU New_Method, è stato identificato un errore sistematico medio di 1.33 cm; relativamente al confronto tra OS e IMU BIA_Method l'errore sistematico riscontrato è stato pari a 5.49 cm.

Nell'analisi del confronto tra FP e IMU relativamente alla formula di Bosco, l'errore sistematico medio rilevato per il New_Method è stato di 0.98 cm, mentre per il BIA_Method è stato di $-5 \cdot 10^{-3}$ cm.

In ultima analisi è stato valutato il RMSE e i risultati medi ottenuti per ogni task sono riportati in Tabella 4.6.

Tabella 4.6 : Valori medi RMSE (DS) di VHJ tra OS e IMU.

<u>VHJ</u>	New_Method	BIA_Method
[cm]	OS vs IMU	OS vs IMU
Bi-CMJ	4.22	6.93
Mono-CMJ-DX	2.94	5.04
Mono-CMJ-SX	2.32	4.04
PLYO	5.88	6.49
RMSE medio	3.84 (1.57)	5.62 (1.32)

Legenda: VHJ = altezza del salto, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodalico, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodalico destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodalico sinistro, PLYO = salto pliometrico, OS = sistema optoelettronico, IMU = unità di misura inerziale, RMSE = errore quadratico medio.

Il valore medio dell'indice è stato di 3.84 ± 1.57 cm nel caso del New_Method e 5.62 ± 1.32 cm nel caso del BIA_Method. Il valore massimo di RMSE è stato 6.93 cm, riscontrato nel BIA_Method per i Bi-CMJ, mentre il valore minimo di 2.32 cm è stato registrato per i Mono-CMJ-SX con l'algoritmo New_Method.

Il RMSE è stato calcolato anche per valutare il confronto tra la variabile VHJ ricavata dall'IMU e dalla FP con la formula di Bosco (Tabella 4.7).

Tabella 4.7 : Valori medi RMSE (DS) di VHJ tra FP e IMU.

<u>VHJ</u> [cm]	New_Method FP vs IMU	BIA_Method FP vs IMU
Bi-CMJ	1.63	1.95
Mono-CMJ-DX	2.46	1.46
Mono-CMJ-SX	2.17	1.23
PLYO	1.24	1.34
RMSE medio	1.87 (0.54)	1.49 (0.31)

Legenda: VHJ = altezza del salto, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodalico, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodalico destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodalico sinistro, PLYO = salto pliometrico, FP = piattaforma di forza, IMU = unità di misura inerziale, RMSE = errore quadratico medio.

In questo caso il valore medio dell'indice è stato di 1.87 ± 0.54 cm nel caso del New_Method e 1.49 ± 0.31 cm nel caso del BIA_Method. Il minimo valore di RMSE riscontrato è stato di 1.23 cm con il BIA_Method nei Mono-CMJ-SX e il valore massimo di 2.46 cm è stato riscontrato nel New_Method nei Mono-CMJ-DX.

4.1.2. Parametri temporali

I valori medi delle variabili FT e CT misurati con l'IMU e il sistema di riferimento, applicando entrambi i metodi di doppia integrazione, sono riportati rispettivamente in Tabella 4.8 e Tabella 4.9.

Tabella 4.8 : Valori medi di FT (DS) rilevati da IMU e FP.

FT [ms]	New_Method		BIA_Method	
	IMU	FP	IMU	FP
Bi-CMJ	398.34 (67.06)	399.33 (66.78)	411.05 (66.55)	398.67 (66.94)
Mono-CMJ-DX	294.16 (41.19)	323.16 (44.31)	312.5 (39.23)	321 (43.97)
Mono-CMJ-SX	291.5 (43.71)	317.5 (43.76)	308.83 (41.33)	315.66 (42.49)
PLYO	343.86 (121.96)	347.62 (123.34)	314.73 (147.85)	321.64 (146.97)

Legenda: FT = tempo di volo, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodalico, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodalico destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodalico sinistro, PLYO = salto pliometrico, IMU = unità di misura inerziale, FP = piattaforma di forza.

Tabella 4.9 : Valori medi di CT (DS) rilevati da IMU e FP.

CT [ms]	New_Method		BIA_Method	
	IMU	FP	IMU	FP
PLYO	222 (41.39)	217.62 (51.16)	222.41 (41.66)	218.08 (51)

Legenda: CT = tempo di contatto, PLYO = salto pliometrico, IMU = unità di misura inerziale, FP = piattaforma di forza.

Il confronto dei parametri temporali ha coinvolto le variabili relative al tempo di volo e ai tempi di contatto. Tali confronti sono stati effettuati tra gli IMU e le FP, considerando sia il New_Method che il BIA_Method.

L'analisi di questi parametri temporali consente di valutare la concordanza tra le misurazioni ottenute con l'IMU e quelle acquisite dalla piattaforma di forza, tenendo conto dell'utilizzo dei due differenti metodi di integrazione. Questa analisi fornisce

informazioni significative sulla precisione e sull'affidabilità delle misurazioni temporali raccolte tramite l'IMU rispetto alla FP nei diversi contesti di studio, inclusa una valutazione specifica per i salti pliometrici attraverso il CT.

Analogamente ai parametri spaziali, anche per i parametri temporali vengono effettuati gli stessi test di analisi statistica visti precedentemente.

Per ciascun gesto motorio, sono stati calcolati i coefficienti di correlazione tra le misurazioni effettuate tramite il sensore e quelle ottenute dalla FP. I risultati vengono riportati in Tabella 4.10 e le correlazioni caratterizzate da un'associazione statisticamente significativa sono state contrassegnate col simbolo *.

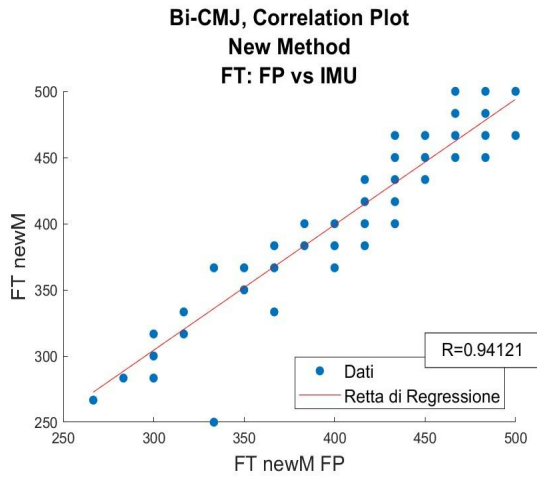
Tabella 4.10 : Coefficiente di correlazione di Pearson per FT e CT tra FP e IMU.

	<u>FT</u>		<u>CT</u>	
	New_Method FP vs IMU	BIA_Method FP vs IMU	New_Method FP vs IMU	BIA_Method FP vs IMU
Bi-CMJ	0.94*	0.94*	-	-
Mono-CMJ-DX	0.91*	0.90*	-	-
Mono-CMJ-SX	0.90*	0.90*	-	-
PLYO	0.95*	0.95*	0.98*	0.98*
Correlazione media	0.92	0.92	0.98	0.98

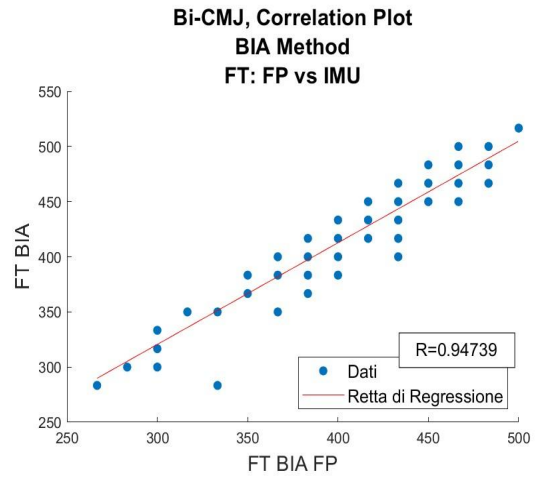
Legenda: FT = tempo di volo, CT = tempo di contatto, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodalico, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodalico destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodalico sinistro, PLYO = salto pliometrico, FP = piattaforma di forza, IMU = unità di misura inerziale, * = p-value < 0.05.

Come si evince dalla Tabella 4.10, si registrano valori del coefficiente di correlazione di Pearson in media superiori a 0.92 per il FT e pari a 0.98 per il CT nei salti pliometrici.

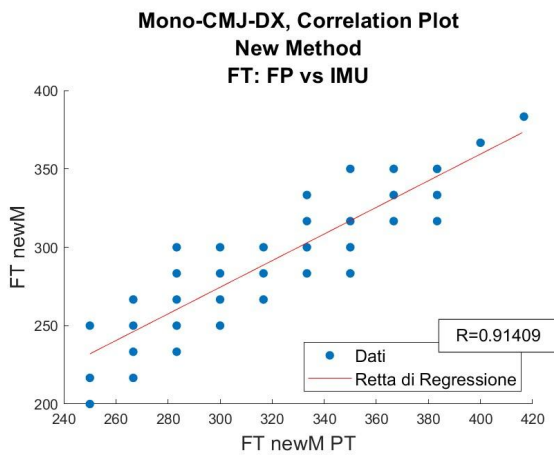
Di seguito, in Figura 4.4, vengono presentati alcuni grafici illustrativi che evidenziano la correlazione tra i vari sistemi analizzati per quanto concerne il FT e il CT.



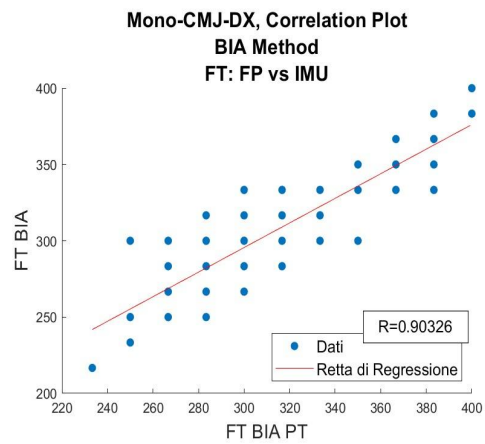
(a)



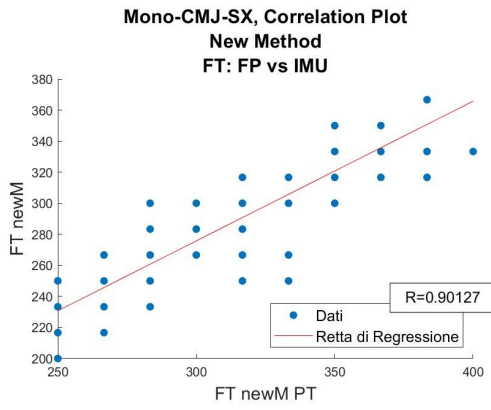
(b)



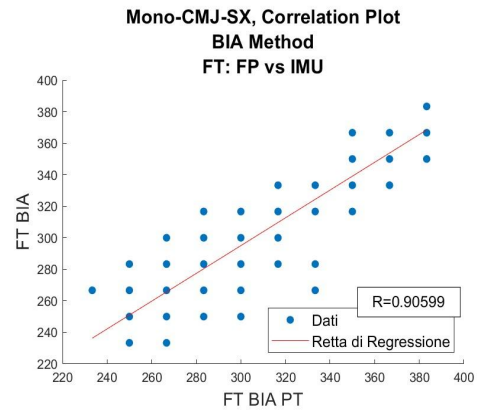
(c)



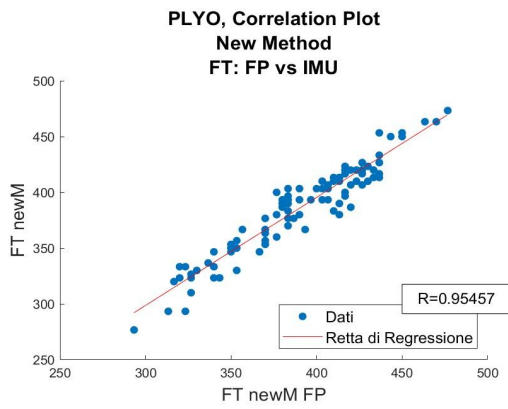
(d)



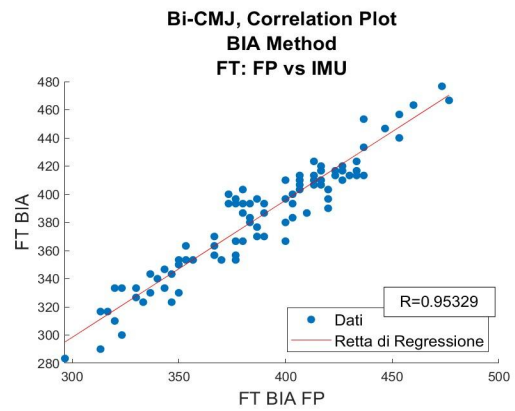
(e)



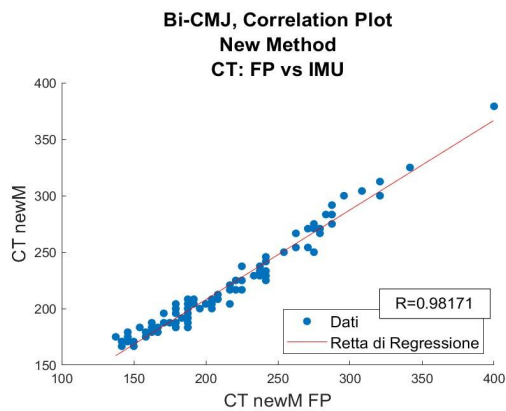
(f)



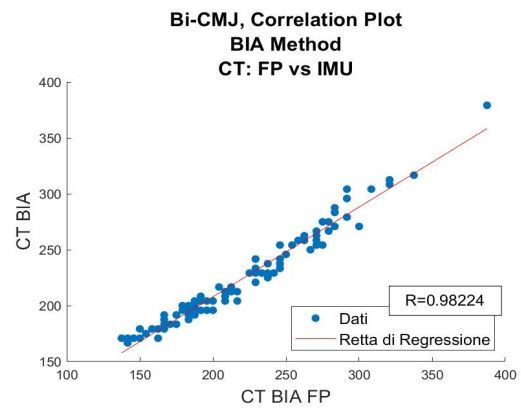
(g)



(h)



(i)



(l)

Figura 4.4 : Grafici di correlazione di FT e CT tra FP e IMU.

A supporto dei coefficienti di correlazione riportati in Tabella 4.9, la visualizzazione grafica della correlazione tra i sistemi contribuisce a chiarire ulteriormente la coerenza e l'accuratezza delle misurazioni effettuate, consentendo una valutazione visiva delle relazioni esistenti tra i dati raccolti attraverso i sensori e quelli ottenuti dai sistemi di riferimento.

Anche per i parametri temporali è stato valutato il tasso di accuratezza percentuale delle misurazioni effettuate con l'IMU in confronto a quelle rilevate con la FP. I valori ottenuti sono riportati nella Tabella 4.11.

Tabella 4.11 : Valori di accuratezza percentuale di FT tra FP e IMU.

<u>FT</u>	New_Method FP vs IMU	BIA_Method FP vs IMU
Bi-CMJ	96.83 %	95.58 %
Mono-CMJ-DX	90.78 %	94.89 %
Mono-CMJ-SX	91.59 %	95.69 %
PLYO	96.62 %	96.54 %
Accuratezza media	93.96 %	95.68 %

Legenda: FT = tempo di volo, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodalico, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodalico destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodalico sinistro, PLYO = salto pliometrico, FP = piattaforma di forza, IMU = unità di misura inerziale.

Nel caso dei task bipodalici (Bi-CMJ e PLYO) sono stati ottenuti valori di accuratezza confrontabili per i due metodi di doppia integrazione. Differentemente, si nota una discrepanza tra il New_Method e il BIA_Method nel caso degli esercizi monopodalici, in cui sono stati registrati indici di accuratezza percentuale inferiori per il primo dei

metodi citati. In ogni caso, in entrambi gli algoritmi analizzati, si riscontra un'accuratezza superiore al 90 %.

Nel caso dei PLYO, l'accuratezza è stata valutata anche per il parametro temporale CT (Tabella 4.12), confrontando il valore ottenuto dal sensore IMU con il valore ottenuto dalla FP, sia nel caso del New_Method che del BIA_Method.

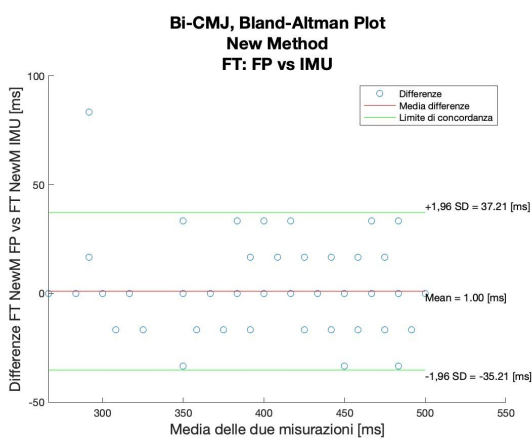
Tabella 4.12 : Valori di accuratezza percentuale di CT tra FP e IMU.

CT	New_Method FP vs IMU	BIA_Method FP vs IMU
PLYO	94.30 %	94.34 %

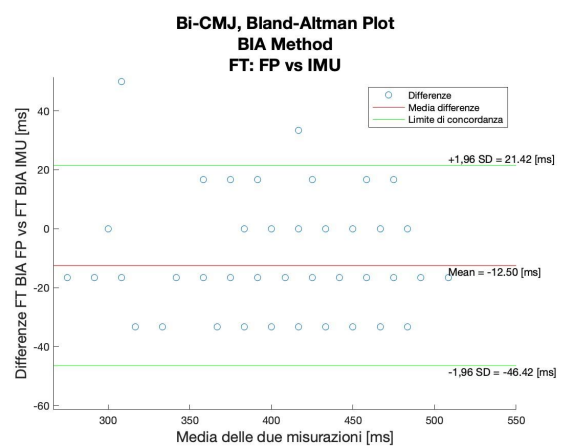
Legenda: CT = tempo di contatto, PLYO = salto pliometrico, FP = piattaforma di forza, IMU = unità di misura inerziale.

In entrambi i casi si registrano valori di accuratezza superiori al 94 %.

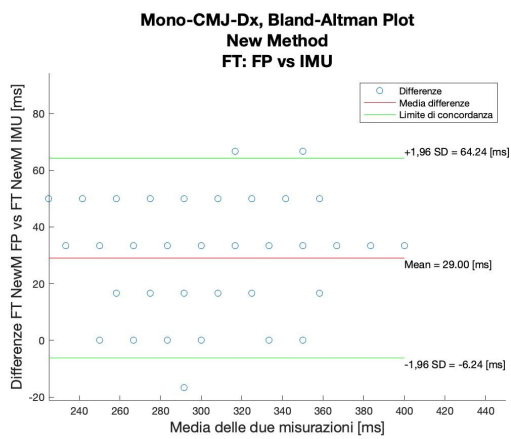
I risultati ottenuti mediante l'analisi di Bland-Altman relativi alla variabile FT sono riportati di seguito in Figura 4.5.



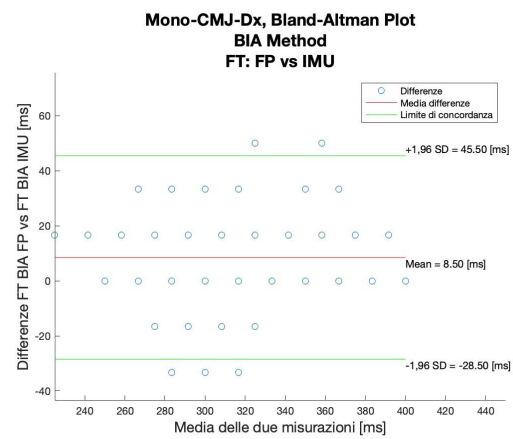
(a)



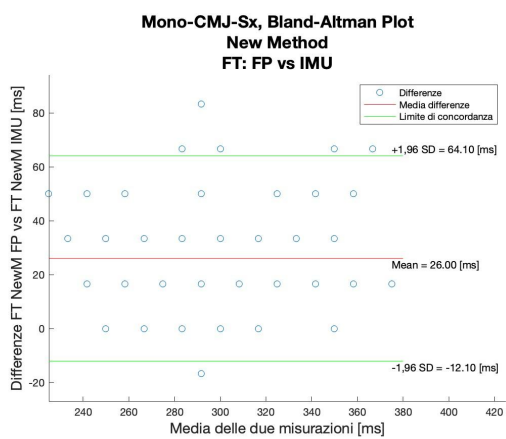
(b)



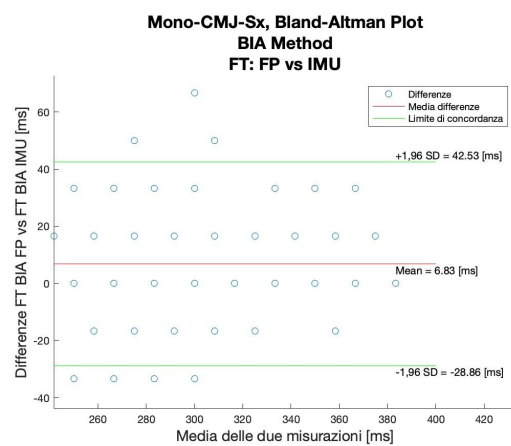
(c)



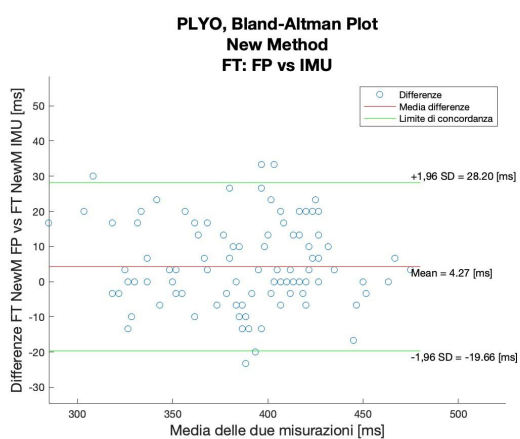
(d)



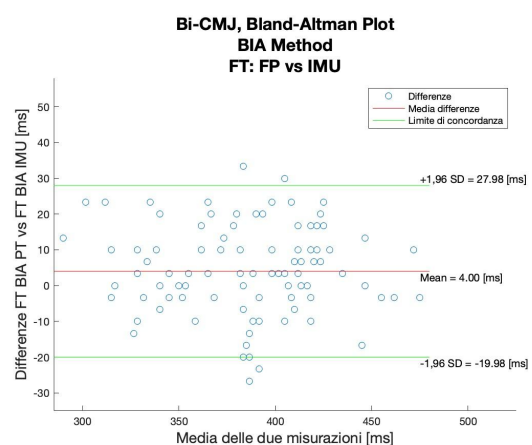
(e)



(f)



(g)



(h)

Figura 4.5 : Plot di Bland-Altman di FT, confronto tra FP e IMU.

Gli esiti ottenuti attraverso l'analisi dei grafici di Bland-Altman sono stati dettagliatamente documentati nella Tabella 4.13. In questa, sono riportati i valori relativi all'errore sistematico, nonché i limiti di concordanza superiore e inferiore.

Tabella 4.13 : Tabella riassuntiva dei coefficienti relativi all'Analisi di Bland-Altman sui sistemi FP e IMU per FT.

<u>FT</u> [ms]	New_Method FP vs IMU	BIA_Method FP vs IMU
Bi-CMJ	ULA = 37.21 Mean = 1.00 LLA = -35.21	ULA = 21.42 Mean = -12.50 LLA = -46.42
Mono-CMJ-DX	ULA = 64.24 Mean = 29.00 LLA = -6.24	ULA = 45.50 Mean = 8.50 LLA = -28.50
Mono-CMJ-SX	ULA = 64.10 Mean = 26.00 LLA = -12.10	ULA = 42.53 Mean = 6.83 LLA = -28.86
PLYO	ULA = 28.20 Mean = 4.27 LLA = -19.66	ULA = 27.98 Mean = 4.00 LLA = -19.98

Legenda: FT = tempo di volo, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodale, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodale destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodale sinistro, PLYO = salto pliometrico, FP = piattaforma di forza, IMU = unità di misura inerziale, ULA = Upper Limit of Agreement, Mean = media, LLA= Lower Limit of Agreement.

Nello specifico caso del New_Method, è stato rilevato un errore sistematico medio di 15 ms tra FP e IMU. Differentemente, per il BIA_Method, l'errore sistematico medio è risultato essere di 1.7 ms.

In merito alla variabile CT, i plot di Bland-Altman relativi al confronto tra FP e IMU, in cui sono stati presi in esame entrambi i metodi di integrazione, sono riportati in Figura 4.6.

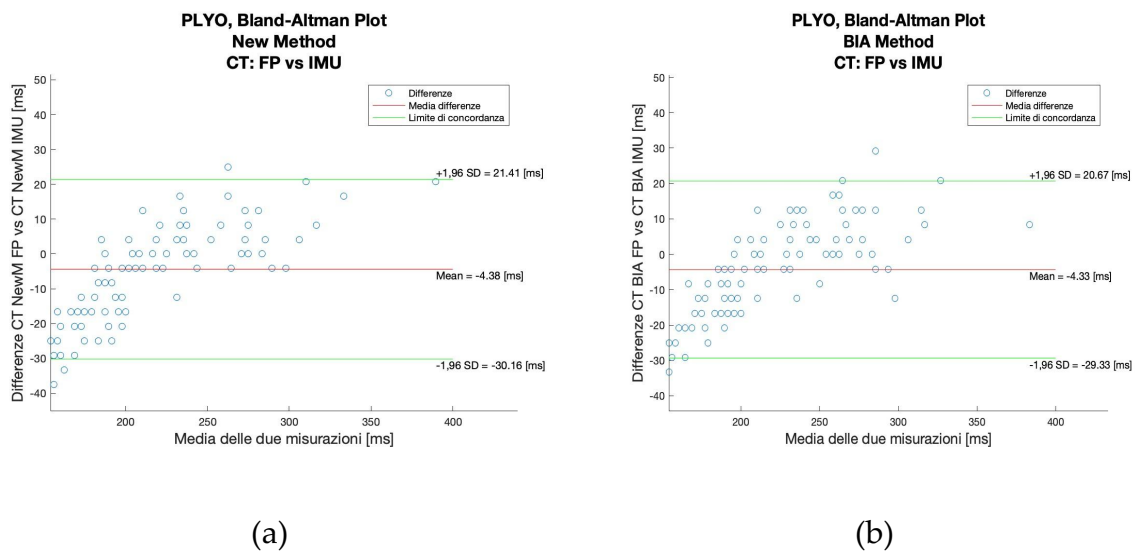


Figura 4.6 : Plot di Bland-Altman di CT per i PLYO.

In Tabella 4.14 si riportano i risultati ottenuti mediante l'analisi dei plot di Bland-Altman, relativamente il CT nei salti pliometrici.

Tabella 4.14 : Tabella riassuntiva dei coefficienti relativi all'Analisi di Bland-Altman sui sistemi FP e IMU per CT.

CT [ms]	New_Method FP vs IMU	BIA_Method FP vs IMU
PLYO	ULA = 21.41 Mean = -4.38 LLA = -30.16	ULA = 20.67 Mean = -4.33 LLA = -29.33

Legenda: CT = tempo di contatto, PLYO = salto pliometrico, FP = piattaforma di forza, IMU = unità di misura inerziale, ULA = Upper Limit of Agreement, Mean = media, LLA= Lower Limit of Agreement.

Infine, per entrambi i metodi di doppia integrazione è stato valutato il valore medio di RMSE (Tabella 4.15).

Tabella 4.15 : Valori medi RMSE (DS) di FT tra FP e IMU.

FT [ms]	New_Method FP vs IMU	BIA_Method FP vs IMU
Bi-CMJ	16.70	19.89
Mono-CMJ-DX	32.05	18.72
Mono-CMJ-SX	29.14	16.52
PLYO	10.59	11.16
RMSE medio	22.12 (10.16)	16.57 (3.86)

Legenda: FT = tempo di volo, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodalico, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodalico destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodalico sinistro, PLYO = salto pliometrico, FP = piattaforma di forza, IMU = unità di misura inerziale, RMSE = errore quadratico medio.

Mediamente, il valore di RMSE relativo al calcolo della variabile FT è stato di 22.12 ± 10.16 ms per il New_Method e di 16.57 ± 3.86 ms per il BIA_Method. Il massimo valore dell'indice è stato di 32.05 ms, riscontrato nei Mono-CMJ-DX con l'applicazione del New_Method. Il valore minimo di errore, d'altra parte, è stato di 10.59 ms, registrato per il task PLYO nell'applicazione del New_Method.

I valori medi di RMSE osservati per la variabile CT sono riportati nella Tabella 4.16. Con entrambi i metodi di integrazione sono stati ottenuti valori dell'indice approssimativamente uguali.

Tabella 4.16 : Valore medio RMSE di CT tra FP e IMU.

CT [ms]	New_Method FP vs IMU	BIA_Method FP vs IMU
PLYO	11.60	11.94

Legenda: CT = tempo di contatto, PLYO = salto pliometrico, FP = piattaforma di forza, IMU = unità di misura inerziale.

4.1.3. Parametri di velocità

Si riportano in Tabella 4.17 e 4.18 i valori medi rispettivamente della massima e della minima velocità.

Tabella 4.17 : Valori medi di MaxVel (DS) rilevati da FP e IMU.

<u>MaxVel</u> [m/s]	New_Method IMU	New_Method FP	BIA_Method IMU	BIA_Method FP
Bi-CMJ	1.27 (0.28)	1.19 (0.24)	1.76 (0.26)	1.20 (0.24)
Mono-CMJ-DX	0.8 (0.23)	1.07 (0.19)	1.2 (0.24)	1.06 (0.19)
Mono-CMJ-SX	0.82 (0.27)	1.10 (0.27)	1.22 (0.27)	1.10 (0.27)
PLYO	1.81 (0.23)	2.05 (0.55)	1.74 (0.19)	1.94 (0.43)

Legenda: MaxVel = velocità massima, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodalico, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodalico destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodalico sinistro, PLYO = salto pliometrico, IMU = unità di misura inerziale, FP = piattaforma di forza.

Tabella 4.18 : Valori medi di MinVel (DS) rilevati da FP e IMU.

<u>MinVel</u> [m/s]	New_Method IMU	New_Method FP	BIA_Method IMU	BIA_Method FP
Bi-CMJ	-1.60 (0.35)	-1.20 (0.27)	-1,56 (0.25)	-1.10 (0.24)
Mono-CMJ-DX	-1.13 (0.30)	-0.98 (0.19)	-1.22 (0.21)	-0.92 (0.17)
Mono-CMJ-SX	-1.11 (0.28)	-0.98 (0.21)	-1.19 (0.20)	-0.93 (0.20)
PLYO	-1.70 (0.21)	-1.84 (0.31)	-1.71 (0.21)	-1.93 (0.41)

Legenda: MinVel = velocità minima, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodalico, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodalico destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodalico sinistro, PLYO = salto pliometrico, IMU = unità di misura inerziale, FP = piattaforma di forza.

Relativamente ai valori massimi e minimi della velocità, corrispondenti alle velocità al TO e LA del salto, i risultati della correlazione tra l'IMU e il *gold standard* sono riportati in Tabella 4.19. In particolare, si indicano con il simbolo * i valori per cui le correlazioni sono caratterizzate da un'associazione statisticamente significativa.

Tabella 4.19 : Coefficiente di correlazione di Pearson per MaxVel e MinVel tra FP e IMU.

	<u>MaxVel</u>		<u>MinVel</u>	
	New_Method FP vs IMU	BIA_Method FP vs IMU	New_Method FP vs IMU	BIA_Method FP vs IMU
Bi-CMJ	0.24*	0.34*	0.37*	0.38*
Mono-CMJ-DX	0.42*	0.50*	0.36*	0.39*
Mono-CMJ-SX	0.29*	0.42*	0.32*	0.36*
PLYO	0.52*	0.51*	0.56*	0.57*
Correlazione media	0.36	0.44	0.40	0.42

Legenda: MaxVel = velocità massima, MinVel = velocità minima, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodalico, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodalico destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodalico sinistro, PLYO = salto pliometrico, FP = piattaforma di forza, IMU = unità di misura inerziale, * = *p-value* < 0.05.

Nel BIA_Method sono stati riscontrati coefficienti di correlazione di Pearson con valori mediamente superiori. In particolare, le correlazioni lineari più significative sono state osservate per la tipologia di salto PLYO, specificatamente per la variabile MinVel. La correlazione più scarsa è invece stata riscontrata per la variabile MaxVel, nel caso di applicazione dell'algorithmo New_Method nei Bi-CMJ.

Dall'analisi dei plot di Bland-Altman è stata riscontrata una distribuzione omogenea dei campioni attorno alla linea media delle differenze e non sono state osservate tendenze indicanti la possibile presenza di errori sistematici significativi. Talvolta, nei plot si possono individuare degli *outliers*, non compresi all'interno della porzione di piano delimitata dalle linee di concordanza. In Figura 4.7 si riportano due grafici esemplificativi degli andamenti riscontrati nell'analisi delle variabili di velocità, uno di correlazione e uno di Bland-Altman, relativi al medesimo task di salto.

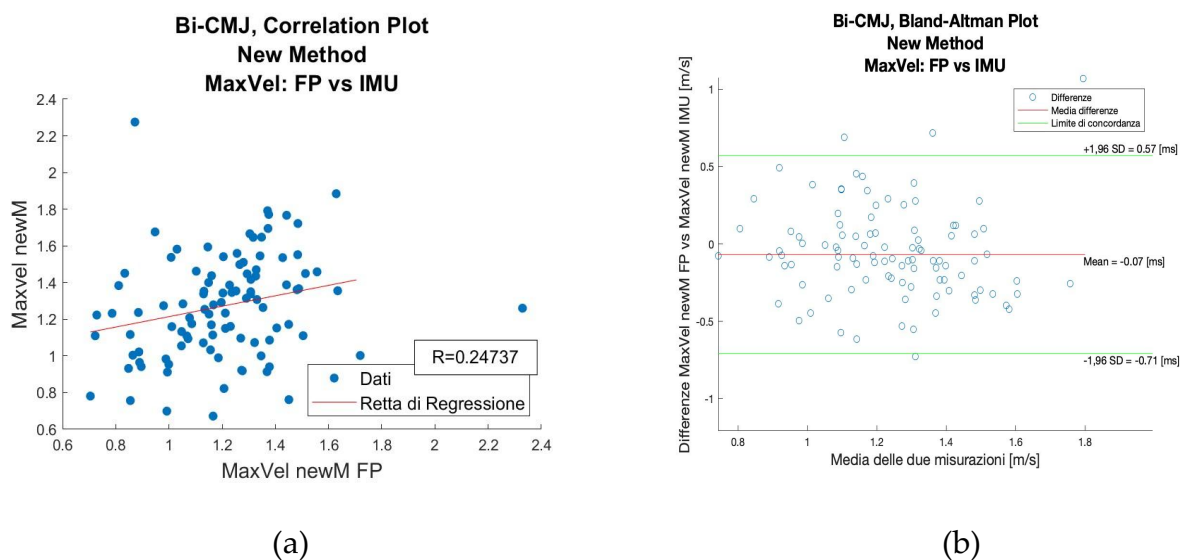


Figura 4.7 : Variabile considerata: MaxVel. Grafico di correlazione e plot di Bland-Altman relativo ai Bi-CMJ.

In Tabella 4.20 sono stati riportati i parametri di interesse relativi ai plot di Bland-Altman relativi alle variabili di velocità.

Tabella 4.20 : Tabella riassuntiva dei coefficienti relativi all'Analisi di Bland-Altman sui sistemi FP e IMU per il calcolo di MaxVel e MinVel.

	<u>MaxVel</u> [m/s]		<u>MinVel</u> [m/s]	
	New_Method	BIA_Method	New_Method	BIA_Method
	FP vs IMU	FP vs IMU	FP vs IMU	FP vs IMU
Bi-CMJ	ULA = 0.57 Mean = -0.06 LLA = -0.70	ULA = 0.01 Mean = -0.56 LLA = 0.01	ULA = 1.10 Mean = 0.40 LLA = -0.29	ULA = 1.00 Mean = 0.46 LLA = -0.07
Mono-CMJ-DX	ULA = 0.71 Mean = 0.26 LLA = -0.18	ULA = 0.29 Mean = -0.13 LLA = -0.56	ULA = 0.73 Mean = 0.15 LLA = -0.42	ULA = 0.72 Mean = 0.30 LLA = -0.12
Mono-CMJ-SX	ULA = 0.92 Mean = 0.28 LLA = -0.35	ULA = 0.46 Mean = -0.11 LLA = -0.70	ULA = 0.70 Mean = 0.12 LLA = -0.45	ULA = 0.71 Mean = 0.26 LLA = -0.19
PLYO	ULA = 1.17 Mean = 0.24 LLA = -0.68	ULA = 0.92 Mean = 0.19 LLA = -0.54	ULA = 0.36 Mean = -0.14 LLA = -0.66	ULA = 0.45 Mean = -0.22 LLA = -0.89

Legenda: MaxVel = velocità massima, MinVel = velocità minima, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodalico, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodalico destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodalico sinistro, PLYO = salto pliometrico, FP = piattaforma di forza, IMU = unità di misura inerziale, ULA = Upper Limit of Agreement, Mean = media, LLA= Lower Limit of Agreement.

Relativamente alla variabile MaxVel, è stato riscontrato un errore sistematico medio di 0.18 m/s nel caso del New_Method. Per il secondo metodo di integrazione tale valore è stato di -0.15 m/s.

Per quanto riguarda MinVel invece, il valore medio dell'errore rilevato dal confronto tra FP e IMU è stato di 0.13 m/s per il New_Method e di 0.2 m/s nel caso del BIA_Method.

Infine, sono stati valutati i valori medi del RMSE per le variabili di velocità (Tabella 4.21).

Tabella 4.21 : Valori medi RMSE (DS) di MaxVel e MinVel tra FP e IMU.

	<u>MaxVel [m/s]</u>		<u>MinVel [m/s]</u>	
	New_Method FP vs IMU	BIA_Method FP vs IMU	New_Method FP vs IMU	BIA_Method FP vs IMU
Bi-CMJ	0.30	0.59	0.50	0.51
Mono-CMJ-DX	0.31	0.22	0.28	0.34
Mono-CMJ-SX	0.36	0.29	0.29	0.32
PLYO	0.35	0.27	0.23	0.27
RMSE medio	0.33 (0.029)	0.34 (0.16)	0.32 (0.11)	0.36 (0.10)

Legenda: MaxVel = velocità massima, MinVel = velocità minima, Bi-CMJ = salto con contromovimento bipodalico, Mono-CMJ-DX= salto con contromovimento monopodalico destro, Mono-CMJ-SX= salto con contromovimento monopodalico sinistro, PLYO = salto pliometrico, FP = piattaforma di forza, IMU = unità di misura inerziale, RMSE = errore quadratico medio.

Per entrambi i metodi di integrazione proposti si osservano valori di errore confrontabili, con una media di 0.33 m/s per la variabile MaxVel e un valore medio di 0.34 m/s per MinVel.

Dal confronto tra New_Method e BIA_Method, mediamente, i valori medi minori dell'indice sono stati osservati per il primo metodo citato.

5 Capitolo cinque – Discussione

5.1. Interpretazione dei risultati

Nel presente capitolo, si procederà all'analisi dei risultati emersi dalla valutazione statistica dei dati relativi ai partecipanti alle prove descritte nel capitolo precedente. Inizialmente, saranno esposti i risultati relativi ai parametri spaziali, seguiti dalla discussione dei risultati associati ai parametri temporali e di velocità.

5.1.1. Parametri spaziali

Relativamente ai parametri spaziali, osservazioni rilevate dai vari test statistici analizzati sono le seguenti.

Per quanto concerne l'analisi di correlazione, si è potuto constatare che, ad eccezione del task dei salti bipodalici, in cui si nota una discrepanza nel confronto tra le altezze rilevate dall'OS e quelle ottenute dall'IMU con il metodo BIA, si evidenzia una correlazione fortemente positiva tra i valori derivanti dalle misurazioni effettuate mediante gli IMU e i cosiddetti "*gold standard*". Ciò è manifestato dalla presenza di coefficienti di correlazione di Pearson superiori a 0.73.

L'associazione positiva osservata tra le misurazioni IMU e i *gold standard* suggerisce un significativo grado di coerenza tra le diverse metodologie di rilevamento. Analogamente, tale coerenza è riscontrabile tra i due metodi di integrazione utilizzati per gli IMU, poiché i valori ottenuti risultano comparabili. Tali risultati avvalorano l'affidabilità e l'accuratezza delle misurazioni ottenute tramite gli IMU nella maggior parte dei contesti di studio, fornendo una solida base di validità per i dati raccolti nelle varie tipologie di salto esaminate.

Questo comportamento può essere ulteriormente evidenziato attraverso l'analisi dei grafici di correlazione. In particolare, la disposizione ordinata dei campioni nei grafici

di correlazione tra FP e IMU è il risultato di come l'altezza sia calcolata utilizzando la formula di Bosco, Equazione (2.1), che a sua volta dipende dal tempo di volo. È importante sottolineare che il calcolo di FT deriva dalla differenza tra gli indici relativi a LA e TO, espressi mediante valori interi, spesso coincidenti tra le diverse prove condotte sui vari soggetti. Dunque, poiché il valore di FT è spesso ripetuto tra le diverse prove dei vari soggetti, ciò ha un impatto diretto sul calcolo dell'altezza utilizzando la formula di Bosco. Questo fenomeno illustra come la coerenza nei tempi di volo tra le diverse prove e soggetti influenzi direttamente i calcoli dell'altezza e, di conseguenza, i risultati dei grafici di correlazione.

Per lo stesso motivo, lo stesso risultato si ripresenterà nell'analisi dei risultati dei parametri temporali.

In merito all'accuratezza, i dati evidenziano che, in media, le misurazioni ottenute mediante gli IMU mostrano una deviazione positiva rispetto ai valori di altezza stimati mediante l'OS, con una discrepanza più marcata nelle misurazioni relative ai PLYO. È tuttavia rilevante notare che i dati elaborati col BIA_Method siano caratterizzati da valori di accuratezza inferiori rispetto a quanto osservato relativamente al New_Method. Infatti, con il BIA_Method è stata riscontrata un'accuratezza del 76.24 %, contro l'83.47 % ottenuto dal confronto tra OS e IMU New_Method.

Nel confronto tra IMU e FP, invece, emerge che, in media, l'accuratezza delle misurazioni risulta leggermente inferiore per il New_Method rispetto al BIA_Method, con valori dell'88.86 % contro il 91.75 % rispettivamente. Questo andamento è invertito rispetto a quanto osservato nella precedente analisi, in cui erano stati confrontati i dati tra l'IMU e l'OS.

Dall'analisi dei plot di Bland-Altman, relativamente al confronto tra OS e IMU per il calcolo di VHJ, è emerso che entrambi i metodi di doppia integrazione dei dati di accelerazione sono concordi col *gold standard*, in quanto la quasi totalità delle prove in

esame è compresa all'interno dei limiti di concordanza, fatta eccezione per alcuni campioni *outliers*.

Da un'analisi qualitativa dei grafici di dispersione è però emersa la possibile presenza di un errore sistematico nei CMJ analizzati utilizzando il BIA_Method. Questo non è stato riscontrato nel caso del New_Method.

In assenza di errore sistematico, i campioni dovrebbero presentare una distribuzione uniforme da entrambi i lati della linea rossa, rappresentante la linea media delle differenze, e in prossimità della linea dello zero. La tendenza dei punti a disporsi lungo una retta immaginaria inclinata verso l'alto indica che le differenze tra le misurazioni dei due metodi a confronto dipendono dal valore della misura.

Dai grafici di Bland-Altman di VHJ, nel confronto tra OS e IMU per l'analisi del BIA_Method, si può apprezzare la peculiare distribuzione delle prove analizzate rispetto alla linea della media delle differenze. La distribuzione dei campioni segue una tendenza lineare evidente che indica che per altezze elevate di VHJ, l'IMU ha sottostimato il valore reale della variabile. Perciò i due metodi considerati presentano un buon *agreement* per alcuni valori di misura ma non per altri.

Differentemente, nei grafici di Bland-Altman relativi ai PLYO, la distribuzione dei campioni con chiaro andamento lineare è stata osservata sia per il BIA_Method che per il New_Method. Questo riscontro può indicare che durante l'esecuzione di salti ripetuti, al crescere delle altezze di salto raggiunte, si possa accumulare un errore che va ad influenzare il grado di relazione del sensore con il *gold standard*.

Da un'ulteriore analisi condotta sui plot di Bland-Altman, confrontando il sensore IMU con l'OS, è emerso che la variabile VHJ valutata con il New_Method, nel caso dei Bi-CMJ, è stata mediamente sovrastimata di 3.68 cm. Al contrario, per i PLYO, la variabile calcolata con l'IMU ha fornito valori di misura mediamente inferiori rispetto al *gold standard*, fornendo una sottostima media di 5.78 cm nel caso del New_Method e di 6.41 cm col BIA_Method. Differentemente, per i task monopodali, sono stati

riscontrati valori medi di errore sistematico inferiori, rispettivamente di 4.41 cm per il BIA_Method e di 1.62 cm per il New_Method.

In generale, i valori di errore osservati tra OS e IMU sono stati minori nel contesto del New_Method, suggerendo una maggiore concordanza tra questo metodo di elaborazione dati e il sistema di riferimento.

Dal confronto effettuato tra IMU e la FP con il grafico di Bland-Altman, si può escludere la presenza di errori sistematici nelle misurazioni; evidenza data dalla distribuzione omogenea dei campioni attorno alla retta indicante la media delle differenze e la sua disposizione in prossimità dello zero in tutti i task analizzati. Solamente nel caso di alcune misurazioni specifiche dei PLYO, i due metodi hanno mostrato differenze significative. Infatti, si può notare la presenza di campioni *outliers* al di fuori dei limiti di accordo.

Effettuando una valutazione generale, il confronto tra IMU e FP ha evidenziato una buona concordanza tra i sistemi di misura e gli esigui valori della media delle differenze indicano che le discrepanze che intercorrono tra i due sistemi sono minime e casuali.

In ultima analisi, il valore di RMSE calcolato per il confronto dei sistemi OS e IMU per il calcolo di VHJ ha evidenziato che, per ogni task motorio, il New_Method è stato caratterizzato da valori medi dell'indice inferiori rispetto al BIA_Method (3.84 cm vs 5.62 cm), indicando una sua maggiore precisione rispetto al sistema di riferimento.

D'altra parte, dal confronto tra IMU e FP, è stato riscontrato un valore medio di RMSE inferiore per i Bi-CMJ e per i PLYO nel caso del New_Method, mentre sono stati ottenuti degli errori medi superiori al BIA_Method nel caso dei task monopodali. I risultati suggeriscono che, in media, i due metodi di integrazione hanno manifestato errori simili, non dimostrando la superiorità di un metodo rispetto all'altro in termini di precisione.

5.1.2. Parametri temporali

Nell'ambito dei parametri temporali, sono stati analizzati i valori relativi al tempo di volo e al tempo di contatto (esclusivamente per i salti pliometrici).

Come si evince dai valori del coefficiente correlazione di Pearson ottenuti, vi è una relazione fortemente positiva tra le misurazioni effettuate con il *gold standard* e il sensore IMU, con coefficienti di superiori a 0.90 per il FT e pari a 0.98 per il CT nei salti pliometrici. Questo dato è ulteriormente supportato dai plot di correlazione, che illustrano chiaramente la coerenza tra i sistemi di misura per i vari tipi di salto.

La disposizione ordinata dei campioni osservata nei grafici di correlazione può essere spiegata dalla presenza di valori di FT che si ripetono tra le diverse prove effettuate dai vari soggetti, portando a una sovrapposizione dei dati. Nello specifico, si ricorda che il calcolo di FT si basa sulla differenza tra gli indici relativi a LA e TO, espressi con valori interi. Il valore della variabile in ms è successivamente ottenuto dividendo questa differenza per la frequenza di acquisizione, una costante (Equazione (3.1)). Pertanto, le prove caratterizzate dallo stesso FT, hanno il medesimo valore di ascissa (o ordinata, a seconda del sistema considerato), e la disposizione dei campioni nel grafico risulta dunque omogenea.

Questo contrasta con la situazione dei salti pliometrici, in cui i valori di FT e CT sono molto diversi tra le prove e i soggetti, il che porterebbe a una distribuzione apparentemente meno ordinata dei dati nel grafico di correlazione. La spiegazione di tale comportamento può essere attribuita alla natura stessa dei PLYO, che coinvolgono una sequenza di cinque salti consecutivi invece di un singolo salto. Poiché i salti pliometrici prevedono una serie di ripetizioni, la variabilità nei FT e nei CT tra le diverse prove eseguite dallo stesso soggetto e tra i vari soggetti risulta maggiore, riflettendosi in una distribuzione più eterogenea dei campioni rispetto agli altri task analizzati.

Analogamente, per quanto riguarda l'accuratezza, emerge che i valori di FT e CT ottenuti mostrano un notevole grado di corrispondenza con il sistema *gold standard*, con un'accuratezza media superiore al 93 %.

Dai grafici di Bland-Altman relativi ai parametri temporali è possibile notare una distribuzione ordinata dei campioni in esame dovuta alla discretizzazione dei campioni, come già avvenuto nei grafici di correlazione precedenti.

Analizzando i plot di Bland-Altman ottenuti, è emerso che, per i Bi-CMJ, la variabile FT calcolata con il *New_Method* risulta in maggiore accordo con il sistema di riferimento rispetto al *BIA_Method*. Questa conclusione è giustificata dal valore di errore medio tra i due sistemi di 1 ms, indicando la quasi totale assenza di errore sistematico tra i due metodi. Al contrario, col *BIA_Method*, è stato riscontrato un errore sistematico di 12.5 ms.

Nei salti monopodali è stata osservata una tendenza opposta, ovvero il *New_Method* ha mostrato una propensione a sottostimare il valore della variabile FT. Difatti, è stato possibile apprezzare tale tendenza osservando il posizionamento della linea di bias su valori di ordinate positivi, indicando che la FP ha registrato valori di tempi di volo mediamente superiori rispetto a quanto fatto dall'IMU. Specificatamente, l'IMU nel caso del *New_Method*, ha sottostimato la variabile FT di 29 ms nei Mono-CMJ-DX e di 26 ms nei Mono-CMJ-SX.

Per il task PLYO, invece, è stato riscontrato che entrambi i metodi di doppia integrazione risultano essere in buon accordo col *gold standard*.

In conclusione, FP e IMU sono metodi caratterizzati da un buon grado di accordo per il calcolo di FT, come evidenziato dalla maggioranza dei campioni analizzati compresa tra le rette di concordanza. Solamente per un numero esiguo di campioni sono state riscontrate differenze significative tra i due sistemi a confronto.

Per quanto riguarda l'analisi dei grafici di Bland-Altman relativi al confronto tra FP e IMU per il calcolo della variabile CT, è stata osservata per entrambi i metodi di

integrazione una distribuzione dei campioni nel grafico di dispersione che suggerisce la presenza di un errore sistematico tra i due sistemi confrontati. In particolare, è stato osservato che, per bassi valori di CT, l'IMU ha mostrato una tendenza a sovrastimare la variabile. Al contrario, per alti valori di CT registrati dalla FP, l'IMU ha evidenziato un'inclinazione a sottostimare il suo valore. Dunque, per lo specifico caso del calcolo di questa variabile, FP e IMU risultano essere metodi concordi per alcuni range di valori ma non per l'interezza dei casi analizzati.

Infine, dal calcolo del RMSE per entrambi i metodi di integrazione si può affermare che il migliore modello per il calcolo di FT risulta il *New_Method* per i Bi-CMJ e i PLYO, poiché si riscontrano i valori minimi di errore. Differentemente, per i monopodali si evidenzia come più efficace il *BIA_Method*. In ogni caso, i valori medi di errore sono esigui, dunque entrambi i metodi possono essere ritenuti affidabili per il calcolo della variabile temporale FT.

Anche per la variabile CT sono stati riscontrati valori medi di RMSE ridotti. Dunque, i dati ricavati con l'IMU permettono di ottenere valori con una buona corrispondenza rispetto al *gold standard* per entrambi i metodi di elaborazione dei dati analizzati.

5.1.3. Parametri di velocità

In questo paragrafo sono discussi i risultati dei test statistici relativi ai valori massimi e minimi di velocità.

In merito alle variabili di velocità precedentemente citate, l'analisi di correlazione ha evidenziato la presenza di coefficienti di Pearson notevolmente inferiori. Tale risultato suggerisce una correlazione limitata tra l'IMU e il *gold standard*, indicando che le due variabili non presentano una forte associazione lineare.

Differentemente, dall'analisi dei plot di Bland-Altman è stato riscontrato che la quasi totalità dei campioni analizzati è risultata essere compresa nei limiti di concordanza e, fatta eccezione per la presenza di alcuni campioni *outliers*, si riscontra un buon

agreement tra i due sistemi di misura confrontati. Questo risultato è stato ottenuto sia per la variabile MaxVel che per MinVel.

Pertanto, dall'analisi dei risultati delle analisi statistiche precedentemente discusse, possiamo dedurre che le variabili di velocità calcolate tramite l'IMU e la FP non presentano una correlazione lineare. Tuttavia, ciò non implica l'assenza di una relazione tra i due sistemi di misurazione, come evidenziato dai grafici di Bland-Altman. Effettivamente, le analisi condotte suggeriscono la possibilità di una relazione non lineare tra le variabili esaminate; una correlazione che non è evidenziata dal coefficiente di Pearson.

La presenza di *outliers* potrebbe aver influenzato significativamente l'analisi di correlazione, poiché si tratta di un'analisi statistica fortemente dipendente dal valore dei singoli dati. Al contrario, il plot di Bland-Altman è meno sensibile al valore del singolo campione ma ha un focus rivolto alla differenza generale tra i due metodi confrontati. Pertanto, la presenza di valori anomali potrebbe aver avuto un impatto significativo sulla correlazione, ma non sembra aver influenzato la concordanza tra i due metodi.

Infine, è stato valutato il valore medio di RMSE, rispettivamente di 0.33 m/s per MaxVel e di 0.34 m/s per MinVel. Dall'analisi dei valori ottenuti e considerando i valori delle grandezze in esame, si può concludere che l'errore non è trascurabile. Di conseguenza, i dati ottenuti dall'IMU e dalla FP, utilizzando entrambi i metodi di doppia integrazione considerati, attualmente non suggeriscono una buona affidabilità del sistema IMU per la misurazione di tali variabili.

6 Capitolo sei – Conclusioni e sviluppi futuri

6.1. Conclusioni

L'obiettivo primario di questo lavoro di tesi è stato quello di validare l'accuratezza di parametri spaziali e temporali calcolati attraverso l'elaborazione di dati di accelerazione rilevati tramite IMU durante l'esecuzione di tre tipologie di salto verticale.

La significatività di questo studio risiede nell'inclusione delle analisi riguardanti i salti monopodalici e pliometrici, tematiche che attualmente hanno ricevuto una minore attenzione in letteratura scientifica rispetto ai salti bipodalici con contromovimento.

Inoltre, è stata verificata l'affidabilità di un nuovo algoritmo basato sulla doppia integrazione per il calcolo dei parametri di interesse. In particolare, i confronti effettuati hanno riguardato i dati rilevati da un sensore Xsens DOT (Xsens DOT, Xsens Technologies - NL) e quelli acquisiti con dispositivi considerati *gold standard* nell'ambito dell'analisi biomeccanica del movimento umano (sistema optoelettronico e piattaforme di forza), col fine di verificare la validità del sensore sulla base dei risultati ottenuti.

Da una prima analisi qualitativa, l'andamento globale dei parametri registrati dal sensore è risultato congruente con quello ottenuto dai *gold standard* per ciascuna tipologia di salto presa in esame. Tuttavia, l'analisi statistica effettuata ha permesso di riscontrare alcune differenze tra i due metodi di integrazione considerati.

In particolare, è emersa una correlazione significativamente positiva tra le misurazioni effettuate attraverso i sensori IMU e i dispositivi *gold standard*, con valori di correlazione di Pearson R per il VHJ mediamente superiori a 0.84 nel caso del

New_Method e maggiori di 0.78 per il BIA_Method. Nel caso delle variabili di FT e CT, entrambi i metodi di integrazione mostrano coefficienti di correlazione mediamente superiori a 0.92 e 0.98 rispettivamente, denotando una forte associazione lineare tra i vari sistemi. Tuttavia, si riscontrano valori di correlazione per le variabili di velocità (MaxVel e MinVel) nettamente inferiori, con un R medio di 0.40 per entrambi i metodi analizzati. In quest'ultimo caso, quindi, tale risultato suggerisce una correlazione limitata tra l'IMU e il *gold standard*.

Anche per quanto riguarda l'accuratezza, i valori ottenuti mostrano una deviazione positiva per le misurazioni ottenute mediante IMU. In particolare, il New_Method riporta un'accuratezza media superiore all' 86.16 % mentre il BIA_Method registra un'accuratezza media superiore dell'83.99 % per il VHJ. Per le variabili relative a FT e CT, entrambi i metodi di integrazione evidenziano un'accuratezza superiore al 93 %.

Dal confronto tra OS, FP e IMU (analizzato attraverso il New_Method), nei grafici di Bland-Altman è stato identificato un errore sistematico medio di 1.15 cm. Diversamente, nel caso del BIA_Method, l'errore sistematico medio riscontrato è stato di 2.74 cm, evidenziando come l'IMU in quest'ultimo caso ha sottostimato il valore reale della variabile VHJ.

Per quanto riguarda la variabile FT, nel caso del New_Method, è stato riscontrato un errore sistematico medio di 15 ms tra FP e IMU. Differentemente, per il BIA_Method, l'errore sistematico medio è risultato essere di 1.7 ms. Relativamente alla variabile CT è stato riscontrato un errore sistematico di 4.3 ms per entrambi i metodi.

Anche per le variabili di velocità si riscontra un buon *agreement* tra i sistemi di misura confrontati, con errori sistematici medi di 0.18 m/s e -0.15 m/s, rispettivamente per il New_Method e il BIA_Method per la variabile MaxVel. Per MinVel, il bias rilevato tra i sistemi a confronto è stato di 0.13 m/s per il New_Method e di 0.2 m/s per il BIA_Method.

Infine, relativamente il RMSE, per ciascun task motorio, il New_Method è stato caratterizzato da valori medi dell'indice inferiori rispetto al BIA_Method, rispettivamente di 2.85 cm contro 3.55 cm per VHJ. Per le variabili di velocità, i dati evidenziano un andamento simile, con il New_Method che riporta un RMSE medio di 0.32 m/s, mentre il BIA_Method mostra un RMSE medio di 0.35 m/s. Nel caso del FT si osserva una situazione opposta, con il New_Method che riporta valori di RMSE maggiori rispetto al secondo metodo (22.1 ms contro 16.5 ms). Per il CT non emergono differenze significative tra i due metodi (RMSE medio pari a 11.7 ms).

Un'analisi qualitativa è stata poi condotta per valutare similarità e differenze tra i risultati ottenuti in questo studio e di quelli riportati in letteratura. Tuttavia, è stato possibile effettuare solamente dei confronti limitati a causa delle diverse tecniche di elaborazione dei dati utilizzate e dei differenti sistemi adottati come riferimento. Principalmente, i confronti sono stati effettuati considerando i risultati relativi al parametro VHJ, a cui è rivolto il focus in letteratura.

Nello studio di Toft Nielsen et al., 2019 è stata condotta la medesima analisi effettuata in questo lavoro di tesi per la validazione del metodo di doppia integrazione dell'accelerazione acquisita dall'IMU, effettuando un confronto con l'OS. La presente ricerca si è differenziata dallo studio di Toft Nielsen et al., 2019 evidenziando correlazioni più significative tra i due sistemi di misura ma presentando differenze sistematiche maggiori.

Relativamente al confronto tra FP e IMU, sono stati riscontrati coefficienti di correlazione paragonabili a quelli ottenuti nello studio di Camuncoli et al., 2022 e Grainger et al., 2020. Relativamente ai risultati dell'analisi di Bland-Altman, nel confronto tra l'IMU e la FP, in questa ricerca sono stati registrati valori medi di bias inferiori rispetto a quanto riportato da Grainger et al., 2020 e si discostano ulteriormente da quanto ottenuto da Heredia-Jimenez & Orantes-Gonzalez, 2020. In quest'ultimo, l'IMU sovrastima l'altezza di salto di 7 cm rispetto alla FP mentre in

questa ricerca son stati ottenuti bias di 0.09 e -1.23 cm, rispettivamente per New_Method e BIA_Method; valori invece simili a quanto osservato da Camuncoli et al., 2022.

Per i salti pliometrici, nel presente studio sono stati ottenuti dei bias maggiori tra OS e IMU rispetto a quanto riportato da Milosevic & Farella, 2015. Differentemente, sono stati evidenziati errori minori tra IMU e FP nel calcolo della variabile temporale CT. Infine, dal confronto con lo studio di Camuncoli et al., 2022, in questo lavoro son state riscontrate tendenze opposte nei risultati relativi ai salti monopodali. Nel lavoro di Camuncoli et al., 2022 l'altezza dei salti monopodali è stata mediamente sovrastimata dall'IMU mentre in questo lavoro è risultata essere sottostimata.

Al termine delle valutazioni effettuate, si evince come il sensore Xsens DOT basato su un'unica unità di misura inerziale (IMU) permette di ottenere misurazioni di movimento affidabili e coerenti con quelle ottenute dai *gold standard* con cui si è effettuato il confronto, e con i vari studi precedenti. In particolare, il dispositivo in oggetto presenta il potenziale per essere impiegato all'interno di programmi di riabilitazione per l'arto inferiore, anche in ambiente domiciliare.

Inoltre, si può evincere come il New_Method risulti essere il metodo di integrazione che permette di ottenere migliori risultati nel test di salto verticale.

6.2. Criticità

Nel corso del progetto di ricerca sono state riscontrate delle criticità che fungono da spunti per l'ottimizzazione dello studio al fine di conseguire risultati di maggior precisione e di conseguenza una caratterizzazione più accurata della cinematica del salto verticale, riducendo al minimo gli errori sistematici.

Nonostante i riscontri positivi ottenuti dall'analisi dei risultati, un primo aspetto limitante lo studio risiede nella ridotta numerosità del campione di soggetti testato.

Inoltre, l'omogeneità del gruppo esaminato non ha permesso di ampliare l'analisi ad una categoria di popolazione che, potenzialmente, potrebbe utilizzare il modulo di valutazione delle Performance del software medico di riabilitazione clinica sviluppato da Euleria Health (Rovereto, Trento (TN), Italia).

Un secondo aspetto suscettibile di miglioramento riguarda la delineazione della traiettoria del CoM. Nel presente studio, il protocollo di markerizzazione adottato ha permesso di ottenere solamente una stima approssimata della cinematica del baricentro. Difatti, il non considerare l'influenza dell'interezza dei segmenti corporei nel computo delle coordinate del CoM, per poi risalire alla sua traiettoria, può aver introdotto delle approssimazioni nella misurazione della variabile VHJ con l'OS. In questo modo il confronto tra IMU e sistema di riferimento può essere stato influenzato, non rappresentando con il grado di accuratezza massimo la cinematica del punto di interesse.

Un'altra criticità riscontrata nel corso dello studio riguarda le caratteristiche tecniche del sensore inerziale. La frequenza di acquisizione dell'IMU, settata a 60 Hz, potrebbe essere insufficiente per la tipologia di task eseguiti. Si è notato, infatti, che a causa delle operazioni di integrazione e filtraggio applicate ai segnali, potrebbero essere stati introdotte delle fonti di errore nel segnale, influenzando il calcolo dei parametri spaziali e temporali che potrebbero essere stati approssimati.

Un'ultima osservazione di notevole rilevanza riguarda la posizione del sensore. Al fine di garantire l'affidabilità dei risultati ottenuti tramite i metodi di elaborazione dati proposti, è di rilevante importanza garantire un allineamento quanto più preciso possibile tra l'asse verticale dell'IMU e l'asse verticale su cui agisce l'accelerazione di gravità. Inoltre, si deve tenere presente che l'IMU, durante l'esecuzione del salto, potrebbe subire rotazioni dovute ai movimenti del tronco e del bacino e anche questo

potrebbe rappresentare un fattore influente sui valori delle variabili spaziali e temporali.

6.3. Sviluppi futuri

Sulla base delle criticità evidenziate nel precedente paragrafo, è possibile proporre degli accorgimenti da mettere in atto per ottenere informazioni sui salti verticali caratterizzate da un maggiore livello di affidabilità e accuratezza.

In primo luogo, si ritiene che l'ampliamento del campione dei soggetti esaminati, comprendendo una maggiore eterogeneità di caratteristiche in termini di età, peso e altezza, possa contribuire a valutare in maniera più precisa l'affidabilità del sensore. Inoltre, al fine di stabilire con maggiore precisione l'accuratezza del sensore è necessario che il valore della variabile VHJ rilevata tramite l'OS venga valutata utilizzando un protocollo che preveda l'utilizzo di marcatori anche sugli arti superiori, in modo che nel computo della traiettoria precisa del CoM sia compresa l'interezza dei segmenti corporei.

Per aumentare l'affidabilità delle misurazioni, potrebbe essere vantaggioso incrementare la frequenza di acquisizione dell'IMU: una frequenza di campionamento di 60 Hz potrebbe essere infatti troppo bassa per ottenere una descrizione dettagliata e precisa dei movimenti; dunque, un suo aumento consentirebbe una migliore registrazione del salto, migliorando la qualità complessiva delle informazioni raccolte.

Ulteriori ricerche future potrebbero concentrarsi sulla valutazione degli errori sistematici, evidenziati attraverso l'analisi dei grafici di Bland-Altman. Particolare attenzione dovrebbe essere posta sull'analisi dei casi in cui si sono riscontrate discrepanze sistematiche significativamente superiori rispetto alle altre comparazioni effettuate. Questo approccio contribuirebbe a comprendere meglio le differenze esistenti tra l'IMU e i sistemi di riferimento. Identificare eventuali fonti di errore e

comprenderne la loro origine permetterebbe di mettere in atto strategie correttive al fine di ottenere misurazioni caratterizzate da maggiore accuratezza.

Un ulteriore aspetto che potrebbe essere approfondito riguarda la comprensione della relazione esistente tra l'IMU e la FP nell'ambito del calcolo delle variabili di velocità, poiché sono state le uniche ad essere caratterizzate da bassi valori del coefficiente di correlazione di Pearson. Comprendere la natura alla base di questa relazione permetterebbe di avere una conoscenza più approfondita del sistema IMU e al contempo migliorare l'algoritmo per il calcolo delle variabili di velocità, da cui potrebbero essere ricavate ulteriori informazioni per descrivere la meccanica del salto.

Inoltre, considerando che la presente ricerca ha coinvolto esclusivamente soggetti sani, studi futuri potrebbero dedicarsi all'accuratezza delle misurazioni di movimento nei casi di individui con limitazioni funzionali. Questo rappresenterebbe un passo importante per valutare l'applicabilità delle misurazioni in una varietà di contesti clinici e terapeutici. Infine, si sottolinea nuovamente che gli studi sull'analisi dei salti monopodali e pliometrici sono ancora relativamente limitati. Pertanto, sarebbe opportuno dedicare ulteriori ricerche in queste specifiche tipologie di movimenti, approfondendo la comprensione dei fattori che le influenzano e la loro rilevanza in vari contesti sportivi e medici.

Bibliografia

- A. Sargent. (2013). The Physical Test of a Man. *Original Articles* .
- Arlotti, J. S., Carroll, W. O., Afifi, Y., Talegaonkar, P., Albuquerque, L., Burch, R. F. V., Ball, J. E., Chander, H., & Petway, A. (2022). Benefits of IMU-based Wearables in Sports Medicine: Narrative Review. In *International Journal of Kinesiology and Sports Science* (Vol. 10, Issue 1, pp. 36–43). Australian International Academic Centre PTY LTD. <https://doi.org/10.7575/aiac.ijkss.v.10n.1p.36>
- Bisciotti G. N. (n.d.). *Il salto come metodo diagnostico della riabilitazione funzionale*.
- Bosco, C., Luhtanen, P., & Komi, P. V. (1983). A Simple Method for Measurement of Mechanical Power in Jumping. In *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* (Vol. 50).
- Buckley, C., Alcock, L., McArdle, R., Ur Rehman, R. Z., Del Din, S., Mazzà, C., Yarnall, A. J., & Rochester, L. (2019). The role of movement analysis in diagnosing and monitoring neurodegenerative conditions: Insights from gait and postural control. In *Brain Sciences* (Vol. 9, Issue 2). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/brainsci9020034>
- Camuncoli, F., Barni, L., Nutarelli, S., Rocchi, J. E., Barcillesi, M., Di Dio, I., Sambruni, A., & Galli, M. (2022). Validity of the Baiobit Inertial Measurements Unit for the Assessment of Vertical Double- and Single-Leg Countermovement Jumps in Athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(22). <https://doi.org/10.3390/ijerph192214720>
- Castagna, C., Ganzetti, M., Ditroilo, M., Giovannelli, M., Rocchetti, A., & Manzi, V. (n.d.). *CONCURRENT VALIDITY OF VERTICAL JUMP PERFORMANCE ASSESSMENT SYSTEMS*. www.nasca.com
- Cerfoglio, S., Capodaglio, P., Rossi, P., Conforti, I., D'Angeli, V., Milani, E., Galli, M., & Cimolin, V. (2023). Evaluation of Upper Body and Lower Limbs Kinematics through an IMU-Based Medical System: A Comparative Study

- with the Optoelectronic System. *Sensors*, 23(13).
<https://doi.org/10.3390/s23136156>
- Coefficiente di correlazione.* (n.d.).
- Conceição, F., Lewis, M., Lopes, H., & Fonseca, E. M. M. (2022). An Evaluation of the Accuracy and Precision of Jump Height Measurements Using Different Technologies and Analytical Methods. *Applied Sciences (Switzerland)*, 12(1).
<https://doi.org/10.3390/app12010511>
- Degeorges, R., Parasie, J., Mitton, D., Imbert, N., Goubier, J. N., & Lavaste, F. (2005). Three-dimensional rotations of human three-joint fingers: An optoelectronic measurement. Preliminary results. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 27(1), 43–50. <https://doi.org/10.1007/s00276-004-0277-4>
- Di Paolo, S., Lopomo, N. F., Villa, F. Della, Paolini, G., Figari, G., Bragonzoni, L., Grassi, A., & Zaffagnini, S. (2021). Rehabilitation and return to sport assessment after anterior cruciate ligament injury: Quantifying joint kinematics during complex high-speed tasks through wearable sensors. *Sensors*, 21(7). <https://doi.org/10.3390/s21072331>
- Dias, J. A., Dal Pupo, J., Reis, D. C., Borges, L., Santos, S. G., Anto[^], A., Moro, A. R. P., & Borges, N. G. (n.d.). *VALIDITY OF TWO METHODS FOR ESTIMATION OF VERTICAL JUMP HEIGHT*. www.nsca-jscr.org
- Dowling, A. V., Favre, J., & Andriacchi, T. P. (2011). A wearable system to assess risk for anterior cruciate ligament injury during jump landing: Measurements of temporal events, jump height, and sagittal plane kinematics. *Journal of Biomechanical Engineering*, 133(7). <https://doi.org/10.1115/1.4004413>
- euleria lab.* (n.d.). Retrieved October 12, 2023, from <https://euleria.health/lab/>
- Fathian R., Khanda A., Chiu L., & Rouhani H. (2022, February). *Assessment of countermovement jump with and without arm swing using a single inertial measurement unit*. *Sports Biomech.*
- Filippeschi, A., Schmitz, N., Miezal, M., Bleser, G., Ruffaldi, E., & Stricker, D. (2017). Survey of motion tracking methods based on inertial sensors: A focus on upper limb human motion. In *Sensors (Switzerland)* (Vol. 17, Issue 6). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/s17061257>
- Germanotta, M., Mileti, I., Conforti, I., Del Prete, Z., Aprile, I., & Palermo, E. (2021). Estimation of human center of mass position through the inertial

- sensors-based methods in postural tasks: An accuracy evaluation. *Sensors (Switzerland)*, 21(2), 1–17. <https://doi.org/10.3390/s21020601>
- Goffredo M., Morone G., Pournajaf S., Capecchi M., Ceravolo M. G., Franceschini M., & Bonaiuti D. (2021). *Teleriabilitazione post-ictus basata su sensori per l'analisi cinematica del movimento: revisione della recente letteratura internazionale* (3).
- Grainger, M., Weisberg, A., Stergiou, P., & Katz, L. (2020). Comparison of two methods in the estimation of vertical jump height. *Journal of Human Sport and Exercise*, 15(3), 623–632. <https://doi.org/10.14198/jhse.2020.153.12>
- Gu, C., Lin, W., He, X., Zhang, L., & Zhang, M. (2023). IMU-based motion capture system for rehabilitation applications: A systematic review. In *Biomimetic Intelligence and Robotics* (Vol. 3, Issue 2). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.birob.2023.100097>
- Hara, M., Shibayama, A., Takeshita, D., Hay, D. C., & Fukashiro, S. (2008). A comparison of the mechanical effect of arm swing and countermovement on the lower extremities in vertical jumping. *Human Movement Science*, 27(4), 636–648. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2008.04.001>
- Heredia-Jimenez, J., & Orantes-Gonzalez, E. (2020). Comparison of three different measurement systems to assess the vertical jump height. *Revista Brasileira de Medicina Do Esporte*, 26(2), 143–146. <https://doi.org/10.1590/1517-869220202602185305>
- Hewett, T. E., & Bates, N. A. (2017). Preventive Biomechanics: A Paradigm Shift with a Translational Approach to Injury Prevention. *American Journal of Sports Medicine*, 45(11), 2654–2664. <https://doi.org/10.1177/0363546516686080>
- Hughes, G. T. G., Camomilla, V., Vanwanseele, B., Harrison, A. J., Fong, D. T. P., & Bradshaw, E. J. (2021). Novel technology in sports biomechanics: some words of caution. In *Sports Biomechanics*. Routledge. <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1869453>
- Ikizoğlu, S., Şahin, K., Ataş, A., Kara, E., & Çakar, T. (2017). IMU acceleration drift compensation for position tracking in ambulatory gait analysis. *ICINCO 2017 - Proceedings of the 14th International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics*, 1, 582–589. <https://doi.org/10.5220/0006422905820589>
- Iosa, M., Picerno, P., Paolucci, S., & Morone, G. (2016). Wearable inertial sensors for human movement analysis. In *Expert Review of Medical Devices* (Vol. 13,

- Issue 7, pp. 641–659). Taylor and Francis Ltd.
<https://doi.org/10.1080/17434440.2016.1198694>
- Kavanagh, J. J., & Menz, H. B. (2008). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. In *Gait and Posture* (Vol. 28, Issue 1, pp. 1–15). <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.010>
- Klavora, P. (2000). Vertical-jump Tests: A Critical Review. In *National Strength & Conditioning Association* (Vol. 22, Issue 5). <http://journals.lww.com/nsca-scj>
- Linthorne, N. P. (2001). Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*, 69(11), 1198–1204.
<https://doi.org/10.1119/1.1397460>
- Luteberget L., Holme B. R., & Spencer M. (n.d.). *Reliability of Wearable Inertial Measurement Units to Measure Physical Activity in Team Handball*.
- Marković, S., Dopsaj, M., Tomažič, S., Kos, A., Nedeljković, A., & Umek, A. (2021). Can imu provide an accurate vertical jump height estimate? *Applied Sciences (Switzerland)*, 11(24). <https://doi.org/10.3390/app112412025>
- Milosevic, B., & Farella, E. (2015). Wearable inertial sensor for jump performance analysis. *WearSys 2015 - Proceedings of the 2015 Workshop on Wearable Systems and Applications*, 15–20. <https://doi.org/10.1145/2753509.2753512>
- Moir, G. L. (2008). Three different methods of calculating vertical jump height from force platform data in men and women. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 12(4), 207–218.
<https://doi.org/10.1080/10913670802349766>
- O'Reilly, M., Caulfield, B., Ward, T., Johnston, W., & Doherty, C. (2018). Wearable Inertial Sensor Systems for Lower Limb Exercise Detection and Evaluation: A Systematic Review. In *Sports Medicine* (Vol. 48, Issue 5, pp. 1221–1246). Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0878-4>
- Pavei, G., Seminati, E., Cazzola, D., & Minetti, A. E. (2017). On the estimation accuracy of the 3D body center of mass trajectory during human locomotion: Inverse vs. forward dynamics. *Frontiers in Physiology*, 8(MAR). <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00129>
- Picerno, P., Camomilla, V., & Capranica, L. (2011). Countermovement jump performance assessment using a wearable 3D inertial measurement unit.

- Journal of Sports Sciences*, 29(2), 139–146.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2010.523089>
- Ploof, G., Alqahtani, B., Alghamdi, F., Flynn, G., & Yang, C. X. (2017). Center of Mass Estimation Using Motion Capture System. *2017 IEEE 15th Intl Conf on Dependable, Autonomic and Secure Computing, 15th Intl Conf on Pervasive Intelligence and Computing, 3rd Intl Conf on Big Data Intelligence and Computing and Cyber Science and Technology Congress(DASC/PiCom/DataCom/CyberSciTech)*, 287–292.
<https://doi.org/10.1109/DASC-PiCom-DataCom-CyberSciTec.2017.61>
- Pozzolo P. (2021, May). *Bland Altman plot: come si interpreta?*
- Rago, V., Brito, J., Figueiredo, P., Carvalho, T., Fernandes, T., Fonseca, P., & Rebelo, A. (2018). Countermovement jump analysis using different portable devices: Implications for field testing. *Sports*, 6(3).
<https://doi.org/10.3390/sports6030091>
- Raymond, F., Lussier, B., Dugas, F., Charbonneau, M., Croteau, F., Kennedy, C., & Berryman, N. (2018). Using portable force plates to assess vertical jump performance: A metrological appraisal. *Sports*, 6(4).
<https://doi.org/10.3390/sports6040149>
- Restoy, J. L. F., Solé-Casals, J., & Borràs-Boix, X. (2021). Imu-based effects assessment of the use of foot orthoses in the stance phase during running and asymmetry between extremities. *Sensors*, 21(9).
<https://doi.org/10.3390/s21093277>
- Ricci, L., Taffoni, F., & Formica, D. (2016). On the orientation error of IMU: Investigating static and dynamic accuracy targeting human motion. *PLoS ONE*, 11(9). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0161940>
- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., & Plamondon, A. (2017). Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 55(4), 609–619. <https://doi.org/10.1007/s11517-016-1537-2>
- Ruben, Saffel, & McCrory. (2021, March). *Comparison of Accelerometer Based Vertical Jump Assessments to a Linear Position Transducer Plus Force Plate System*. *Journal of Strength and Conditioning Research* .

- Sadi F. (2013). Precise air time determination of athletic jumps with low-cost MEMS inertial sensors using multiple attribute decision making. *Sports Technology* .
- Thirunarayan, M. A., Kerrigan, D. C., Rabuffettib, M., Croce', U. Della, & Sainia3d, M. (1996). Comparison of three methods for estimating vertical displacement of center of mass during level walking in patients. In *ELSEVIER Gait & Posture* (Vol. 4).
- Toft Nielsen, E., Jørgensen, P. B., Mechlenburg, I., & Sørensen, H. (2019). Validation of an inertial measurement unit to determine countermovement jump height. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology*, 16, 8–13. <https://doi.org/10.1016/j.asmart.2018.09.002>
- van der Kruk, E., & Reijne, M. M. (2018). Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review. In *European Journal of Sport Science* (Vol. 18, Issue 6, pp. 806–819). Taylor and Francis Ltd. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1463397>
- Wang, J., Xu, J., & Shull, P. B. (2018). Vertical Jump Height Estimation Algorithm Based on Takeoff and Landing Identification Via Foot-Worn Inertial Sensing. *Journal of Biomechanical Engineering*, 140(3). <https://doi.org/10.1115/1.4038740>

A Appendice codici Matlab

A.1. Codice per l'allineamento e il taglio dei segnali

```

freqIMU = 60;
task = 'Bipodalic'; % Scegliere tra: Bipodalic - Monodx - Monosx
prova = '1054~aa~Walking 01.tdf';
numpeaksIMU= 3; % Riconoscimento del picco del segnale IMU per effettuare l'allineamento
tshold_IMU= 10;
varNames = {'numpeaks','tshold'};
peakIMU = table(numpeaksIMU, tshold_IMU, 'VariableNames', varNames);
numpeaksPLAT= 3; % Riconoscimento del picco del segnale PLAT per effettuare
l'allineamento
tshold_PLAT = 20;
peakPLAT = table(numpeaksPLAT, tshold_PLAT, 'VariableNames', varNames);

%% IMU Data
EHome_file = uigetfile('*.csv','Multiselect','on'); % Selezionare il file excel
EHome_Data=importdata(EHome_file); % Importo dati IMU
SensorLabel = EHome_file(1:2);
rawAcc=EHome_Data.data(2:end,7:9); % Selezione del segnale di accelerazione

[a,b]=butter(3, 5/(freqIMU/2)); % Applicazione filtro passa basso
filtAcc=filtfilt(a,b,rawAcc);

%% Opto Data
[freqOpto,~,~,~,labels,~,tracks] = tdfReadData3D(prova); % Import del file .tdf

Traj_Sacrum = resample(tracks(:,1:3),freqIMU,freqOpto, 0); % Traiettorie del marcatore sul
sacro (X,Y,Z) resampled a 60Hz

```

```
Traj_RAsis = resample(tracks(:,4:6),freqIMU,freqOpto, 0); % Traiettoria del marcatore su R-asis  
(X,Y,Z) resampled a 60Hz
```

```
Traj_LAsis = resample(tracks(:,28:30),freqIMU,freqOpto, 0); % Traiettoria del marcatore su L-  
asis (X,Y,Z) resampled a 60Hz
```

```
Traj_RMall = resample(tracks(:,22:24),freqIMU,freqOpto, 0); % Traiettoria del marcatore sul  
malleolo-DX (X,Y,Z) per sincronizzazione resampled a 60Hz
```

```
Traj_LMall = resample(tracks(:,46:48),freqIMU,freqOpto, 0); % Traiettoria del marcatore sul  
malleolo-SX (X,Y,Z) per sincronizzazione resampled a 60Hz
```

```
CoM = mean(cat(3,Traj_Sacrum,Traj_RAsis,Traj_LAsis),3); % Centro di Massa espresso come  
media delle traiettorie dei 3 marker
```

%% Plat Data

```
[~,freqPlat,~,~,Dataplat] = tdfReadDataPlat(prova);
```

```
plat1 = Dataplat(1,:,3:5); % Estrazione dei dati della prima piattaforma
```

```
Dataplat1 = reshape(plat1,[size(plat1,2) size(plat1,3)]); % Colonna 3 = componente verticale
```

```
Dataplat1 = resample(Dataplat1(:,:),freqIMU, freqPlat,0); % senza Antialiasing
```

```
plat2 = Dataplat(2,:,3:5); % Estrazione dei dati della seconda piattaforma
```

```
Dataplat2 = reshape(plat2,[size(plat2,2) size(plat2,3)]); % Colonna 3 = componente verticale
```

```
Dataplat2 = resample(Dataplat2(:,:), freqIMU, freqPlat, 0); % resampling a 60Hz
```

%% ALLINEAMENTO SEGNALI

```
S1 = Accelerations.FiltAcc(:,1); % Componente verticale (x) dell'accelerazione IMU
```

```
S2 = Trajectories.CoM(:,2); % Componente verticale (y) della traiettoria Opto
```

```
if strcmp(task,"Bipodalic")==1 || strcmp(task,"Monodx")==1
```

```
    S3 = Platform.Right(:,1); % Componente 1 della piattaforma solo per allineare
```

```
else
```

```
    S3 = Platform.Left(:,1); % Componente 1 della piattaforma solo per allineare
```

```
end
```

```
frame = 1:max([length(S1), length(S2), length(S3)]);
```

```
framediffS1S2 = size(S1,1)-size(S2,1);
```

```
framediffS1S3 = size(S1,1)-size(S3,1);
```

```
framediffS2S3 = size(S2,1)-size(S3,1);
```

```
%% Trovare il frame in cui c'è il 3° picco nel segnale dell'IMU
% Identifico i 3 picchi nel segnale di accelerazione dell'IMU
n=1;
reps_IMUcnt=0; % inizializzazione della variabile di conta
for x=1:length(S1)-3
    samples = S1(x:x+2);
    if samples(2)>=peakIMU.tshold && samples(2) > samples(3) && samples(2) > samples(1) %
ricerca del max relativo
        reps_IMUlist(n,:)= x+1; % memorizzazione del frame in cui l'evento è stato identificato
        reps_IMUcnt=reps_IMUcnt+1; % incremento variabile di conta
        clear samples % pulizia del mini-buffer
        if reps_IMUcnt==peakIMU.numpeaks
            frameIMU3peak=reps_IMUlist(end);
            sprintf('IMU end al frame %0.0f', frameIMU3peak)
        end
    end
end
reps_IMUlist(reps_IMUlist==0)=[];

% Identificazione dei 3 picchi nel segnale di forza della piattaforma
if strcmp(task,"Bipodalic")==1 || strcmp(task,"Monodx")==1
    signal = -S3;
else
    signal = S3;
end

reps_PLATcnt = 0; % inizializzazione della variabile di conta

for x=1:length(signal)-3
    samples = signal(x:x+2);
```

```

if samples(2)>=peakPLAT.tshold && samples(2) > samples(3) && samples(2) > samples(1)
% Ricerca del max relativo
    reps_PLATlist(n,:)=x+1; % memorizzazione del frame in cui l'evento è stato identificato
    reps_PLATcnt=reps_PLATcnt+1; % incremento della conta ogni volta che l'evento è
    stato identificato
    clear samples % pulizia del mini-buffer
    if reps_PLATcnt==peakPLAT.numpeaks
        framePLAT3peak=reps_PLATlist(end);
        sprintf('PLAT end al frame %0.0f', framePLAT3peak)
    end
end
end
end

```

%% Allineamento dei segnali

```

Aligned_IMU = S1(frameIMU3peak-min(frameIMU3peak,framePLAT3peak)+1:end);
Aligned_OPTO = S2(framePLAT3peak-min(frameIMU3peak,framePLAT3peak)+1:end);

```

```

if strcmp(task,"Bipodalic")==1 || strcmp(task,"Monodx")==1

```

```

    Aligned_PLAT = Platform.Right(framePLAT3peak-
    min(frameIMU3peak,framePLAT3peak)+1:end,3);

```

```

else

```

```

    Aligned_PLAT = Platform.Left(framePLAT3peak-
    min(frameIMU3peak,framePLAT3peak)+1:end,3);

```

```

end

```

```

Aligned_S3 = S3(framePLAT3peak-min(frameIMU3peak,framePLAT3peak)+1:end);

```

%% Taglio dei segnali

```

[maxIMU, frameIMUmax] = max(Aligned_IMU);

```

```

% Segnali allineati tagliati

```

```

IMU_cut = S1(frameIMU3peak:frameIMUmax+200);

```

```

OPTO_cut = S2(framePLAT3peak:frameIMUmax+200);

```

```

if strcmp(task,"Bipodalic")==1 || strcmp(task,"Monodx")==1

```

```

    PLAT_cut = Platform.Right(framePLAT3peak:frameIMUmax+200,3);

```

else

```
    PLAT_cut = Platform.Left(framePLAT3peak:frameIMUmax+200,3);
```

end

Lista delle figure

Figura 1.1 : Dinamica salto con contromovimento.....	2
Figura 1.2 : Telecamere con illuminatori infrarossi integrati di un OS.	6
Figura 1.3 : Marker passivo (sx), marker attivo (dx).	7
Figura 1.4 : Terna e bacchetta per la calibrazione dell'OS.	8
Figura 1.5 : Ricostruzione della posizione del marker a partire dalle proiezioni sui piani principali delle telecamere.	9
Figura 1.6 : Piattaforma di forza.....	10
Figura 1.7 : IMU col suo sistema di assi di riferimento.....	12
Figura 1.8 : Assi di traslazione e rotazione indicanti i 6 GdL.	13
Figura 1.9 : Segnale di forza su una pedana dinamometrica.	19
Figura 1.10 : Meccanica di un Bi-CMJ.....	22
Figura 1.11 : Metodologia di calcolo dell'altezza di salto da dati IMU.	23
Figura 2.1 : Test di Sargent.....	26
Figura 3.1 : Sistema optoelettronico, piattaforma di forza, sensore di misura inerziale.	46
Figura 3.2 : Protocollo di posizionamento dei marcatori (Davis, 1991) e ricostruzione digitale.....	47
Figura 3.3 : Pelvimetro, metro e marcatori passivi.	48
Figura 3.4 : Posizionamento marcatori e IMU.....	49
Figura 3.5 : Segnali di partenza non allineati e segnali allineati.....	53
Figura 3.6 : Segnali di IMU, OS e FP allineati e tagliati.	54
Figura 3.7 : Grafici del segnale di accelerazione e di velocità di un CMJ. In evidenza i punti di TO e LA nel segnale di velocità.....	55

Figura 3.8 : Individuazione del massimo del segnale di displacement nel caso di un CMJ.....	56
Figura 3.9 : Esempio di grafico di Bland Altman.....	62
Figura 4.1 : Grafici di correlazione di VHJ, confronto tra OS, FP e IMU.....	67
Figura 4.2 : Plot di Bland-Altman di VHJ sul confronto tra OS e IMU.....	71
Figura 4.3 : Plot di Bland-Altman di VHJ sul confronto tra FP e IMU.	73
Figura 4.4 : Grafici di correlazione di FT e CT tra FP e IMU.....	80
Figura 4.5 : Plot di Bland-Altman di FT, confronto tra FP e IMU.	83
Figura 4.6 : Plot di Bland-Altman di CT per i PLYO.....	85
Figura 4.7 : Variabile considerata: MaxVel. Grafico di correlazione e plot di Bland-Altman relativo ai Bi-CMJ.....	90

Lista delle tabelle

Tabella 2.1 : Studi di letteratura analizzati	29
Tabella 3.1 : Dati antropometrici dei partecipanti espressi attraverso i valori medi (DS).	45
Tabella 4.1 : Valori medi di VHJ (DS) rilevati da OS, FP e IMU.....	65
Tabella 4.2 : Coefficiente di correlazione di Pearson per VHJ tra IMU, OS e FP.	66
Tabella 4.3 : Valori di accuratezza percentuale di VHJ tra IMU e OS.	68
Tabella 4.4 : Valori di accuratezza percentuale di VHJ tra IMU e FP.	69
Tabella 4.5 : Tabella riassuntiva dei coefficienti relativi all'Analisi di Bland-Altman sui sistemi OS, FP e IMU per VHJ.	74
Tabella 4.6 : Valori medi RMSE (DS) di VHJ tra OS e IMU.....	75
Tabella 4.7 : Valori medi RMSE (DS) di VHJ tra FP e IMU.	76
Tabella 4.8 : Valori medi di FT (DS) rilevati da IMU e FP.	77
Tabella 4.9 : Valori medi di CT (DS) rilevati da IMU e FP.	77
Tabella 4.10 : Coefficiente di correlazione di Pearson per FT e CT tra FP e IMU.	78
Tabella 4.11 : Valori di accuratezza percentuale di FT tra FP e IMU.	81
Tabella 4.12 : Valori di accuratezza percentuale di CT tra FP e IMU.	82
Tabella 4.13 : Tabella riassuntiva dei coefficienti relativi all'Analisi di Bland-Altman sui sistemi FP e IMU per FT.	84
Tabella 4.14 : Tabella riassuntiva dei coefficienti relativi all'Analisi di Bland-Altman sui sistemi FP e IMU per CT.	86
Tabella 4.15 : Valori medi RMSE (DS) di FT tra FP e IMU.	86
Tabella 4.16 : Valore medio RMSE di CT tra FP e IMU.	87
Tabella 4.17 : Valori medi di MaxVel (DS) rilevati da FP e IMU.....	88
Tabella 4.18 : Valori medi di MinVel (DS) rilevati da FP e IMU.	88

Tabella 4.19 : Coefficiente di correlazione di Pearson per MaxVel e MinVel tra FP e IMU.....	89
Tabella 4.20 : Tabella riassuntiva dei coefficienti relativi all'Analisi di Bland-Altman sui sistemi FP e IMU per il calcolo di MaxVel e MinVel.	91
Tabella 4.21 : Valori medi RMSE (DS) di MaxVel e MinVel tra FP e IMU.....	92

Lista dei simboli

Variabile	Descrizione	SI unità di misura
<i>F</i>	Forza	N
<i>m</i>	Massa	Kg
<i>a</i>	Accelerazione	$m \cdot s^{-2}$
<i>g</i>	Accelerazione di gravità	$m \cdot s^{-2}$
<i>t</i>	Tempo	s
x_i, y_i, z_i	Coordinate del CoM del segmento i	-

Lista degli acronimi

Variabile	Definizione
<i>BIA</i>	Back In Action
<i>SJT</i>	Test di Sargent
<i>TOV</i>	Take Off Velocity
<i>TIA</i>	Time In Air
<i>UMT</i>	Unità muscolo-tendinea
<i>CoM</i>	Centro di massa
<i>GdL</i>	Gradi di libertà
<i>ID</i>	Dinamica inversa

<i>NDI</i>	Numerical Double Integration
<i>GRF</i>	Forza di reazione al terreno
<i>RSG</i>	Matrice di rotazione
<i>LA</i>	Landing
<i>TO</i>	Take Off
<i>CMJA</i>	Salto con contromovimento bipodalico con uso delle braccia
<i>CMJ</i>	Salto con contromovimento bipodalico
<i>CMJ*</i>	Salto con contromovimento bipodalico
<i>Mono-CMJ-DX</i>	Salto con contromovimento monopodalico destro
<i>Mono-CMJ-SX</i>	Salto con contromovimento monopodalico sinistro
<i>PLYO</i>	Salto pliometrico
<i>IMU</i>	Unità di misura inerziale
<i>OS</i>	Sistema Optoelettronico
<i>FP</i>	Piattaforma di forza
<i>VHJ</i>	Altezza di salto
<i>FT</i>	Tempo di volo
<i>CT</i>	Tempo di contatto
<i>MaxVel</i>	Velocità massima

<i>MinVel</i>	Velocità minima
<i>ULA</i>	Limite superiore dell'accordo
<i>LLA</i>	Limite inferiore dell'accordo
<i>RMSE</i>	Errore quadratico medio
<i>DS</i>	Deviazione standard

Ringraziamenti

A conclusione di questo lavoro di tesi, vorremmo esprimere la nostra sincera gratitudine alla Prof.ssa Cimolin, per averci guidato con la sua esperienza e professionalità nel corso dello svolgimento del lavoro. La possibilità di prendere parte a questo progetto ha accresciuto in noi la curiosità per la disciplina e speriamo possa essere un punto di partenza per le nostre future carriere professionali.

Un sentito ringraziamento è rivolto inoltre al Dr. Giacomo Villa, il quale ha seguito attentamente ogni fase dello sviluppo di questa ricerca. La sua collaborazione instancabile e i preziosi consigli sono stati determinanti per realizzare con successo questo lavoro di tesi.

Desideriamo esprimere il nostro sincero ringraziamento al Politecnico di Milano, la nostra Università, per l'indispensabile sostegno fornito e l'opportunità di accedere a risorse di alta qualità, senza le quali questa ricerca non sarebbe stata possibile.

Vorremmo infine estendere la nostra riconoscenza a tutte le persone che hanno contribuito in modo significativo al nostro percorso universitario e alla realizzazione di questa tesi.

