

POLITECNICO DI MILANO

Scuola di Ingegneria Industriale e dell'Informazione

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



POLITECNICO
MILANO 1863

VALIDAZIONE DI UN SISTEMA INERZIALE PER LA RIABILITAZIONE A DOMICILIO MEDIANTE MISURE COMPARATIVE CON IL SISTEMA OPTOELETTRONICO

Autore: Natalia Ginghamini

Matricola: 965422

Relatore: Prof.ssa Veronica Cimolin

Correlatore: Ing. Serena Cerfoglio

Anno Accademico: 2022-2023

ABSTRACT

Introduction. Biomechanical biofeedback systems based on inertial measurement units (IMUs) have proven to be useful tools for movement assessment and have enabled the development of innovative solutions for real-time monitoring of home-based rehabilitation therapies, thus facilitating the transition to tele-rehabilitation. To ensure the proper adoption of these new technologies in rehabilitation, it is necessary to evaluate their accuracy, reliability, and precision, comparing their performance with that of optoelectronic systems, which are considered the gold standard for motion analysis. In addition, since the incorrect positioning of the devices on body segments can compromise their performance, the sensitivity to misplacement of the device outputs must also be evaluated.

Aim of the study. The present study assessed the accuracy of a motor rehabilitation device based on a single inertial unit (Kari, Euleria Health, Rovereto, Italy) in measuring joint angles across a set of motor tasks for trunk and lower limbs by comparison with the optoelectronic system. Additionally, the sensitivity of the sensor output to sensor mispositioning was explored.

Materials and Methods. Kari is a medical device designed for rehabilitation and training, consisting of a single inertial sensor connected via Bluetooth to a tablet on which a mobile application is installed. The application guides the patient during the execution of exercises through audio and video feedback. Depending on the motor task to be performed, the sensor is placed with an elastic band on the body segment of interest and records in real time the joint angle with respect to its reference system.

The present study involved 21 healthy subjects (12 males, 9 females; age 23.5 ± 1.3 years), simultaneously equipped with the inertial sensor and passive markers for motion capture and reconstruction by the optoelectronic system (BTS Bioengineering SPA, Milan, Italy). The motor tasks performed involved movements of the hip (i.e., abduction, flexion, and extension), trunk (i.e., lateral, and anterior flexion) and knee (i.e., extension).

The evaluation of the sensitivity of the sensor output to sensor mispositioning was assessed during hip flexion and extension motor tasks, with the sensor misplaced laterally and medially by 10% of the participant's thigh circumference.

The raw data collected by the optoelectronic system were processed in order to compute relative joint angles (i.e., describing the orientation of the distal body segment with respect to the proximal one) and absolute joint angles (i.e., describing the orientation of the body segment with respect to the laboratory coordinate system).

The data acquired by the inertial sensor were synchronized with those acquired by the optoelectronic system. After synchronization, the values of the repetitions performed for each task were isolated and normalized with respect to duration and maximum amplitude. The range of motion (ROM) of each repetition was calculated as the difference between the mean value of the angle in the working phase and that in the resting phase.

Subsequently, the ROM value of each motor task was calculated as the average of the ROMs of the total number of repetitions.

Regarding the statistical analysis, the Anderson-Darling test was used to evaluate the probability distribution of the ROM values.

For exercises performed bilaterally a preliminary t-test was conducted on ROM values of each subject to verify that there were no statistically significant differences between the motor tasks performed on the right side and those performed on the left side.

For each motor task, several parameters were calculated to compare the angular outputs of the sensor with those of the optoelectronic system, including Pearson correlation coefficient, p-value, Lin's concordance correlation coefficient (CCC), percent accuracy, and Root Mean Square Error (RMSE). Subsequently, Bland-Altman plots were graphically represented.

To evaluate the sensitivity of the device output to sensor misplacement, the RMSE was calculated between the ROM values obtained from the measurements of the correctly positioned sensor and those obtained from the measurements of the mispositioned sensor.

Results. For each motor task, the trend of the angle measured by the IMU was plotted together with that obtained from the optoelectronic system. For the exercises performed bilaterally, the preliminary t-test did not show a statistically significant difference between the ROM values of the motor tasks performed on the right side and those of the motor tasks performed on the left side.

Therefore, these values were combined and the total number of repetitions was considered for further analysis. The result of the Anderson-Darling test showed the normal distribution of ROM values related to the different motor tasks.

In the comparison between the angles obtained by the sensor and the absolute angles acquired by the optoelectronic system, the average difference between the ROMs was found to be $4.3^{\circ} \pm 3.4^{\circ}$, with a mean accuracy of -3.91% and an average RMSE of $6.9^{\circ} \pm 4.2^{\circ}$.

When comparing the angles estimated by the sensor and the relative angles obtained by the optoelectronic system, an average difference between ROMs of $7.2^{\circ} \pm 5.3^{\circ}$ was found, with a mean accuracy of 11.03% and an average RMSE of $9.1^{\circ} \pm 5.7^{\circ}$.

The Pearson correlation coefficient value averaged over the total number of motor tasks exceeded 0.7, indicating a strongly positive correlation between the IMU and optoelectronic system measurements. The graphical analysis of Bland-Altman plots confirmed the agreement between the two measurement techniques.

In the hip flexion and hip extension motor tasks performed with the mispositioned sensor, an average difference of $3.0^{\circ} \pm 1.6^{\circ}$ was found between the ROMs obtained from the measurements of the correctly positioned IMU and those obtained from the measurements of the incorrectly positioned IMU, with an average RMSE value of $5.6^{\circ} \pm 1.0^{\circ}$.

Discussion, conclusions and future developments. The qualitative analysis of the plots showed that the trends of angles recorded by the IMU were consistent with those obtained by the optoelectronic system for each of the motor tasks performed, with differences, albeit small, in the peak values. For the exercises involving the hip, there was a discrepancy between the trends of the angles recorded by the sensor and the angles defined as relative, and a concordance with the trends of the angles defined as absolute.

This is due to the fact that the sensor measures angles as absolute, i.e., it detects the angle of motion of the body segment on which it is placed relative to its own coordinate system.

For hip flexion, hip abduction, semi-squat, knee extension and lateral trunk flexion exercises, the RMSE between the ROM values obtained from the IMU and those obtained from the optoelectronic system ranged from 3.7° to 6.4°, values consistent with those obtained from previous studies. The Pearson correlation coefficient indicated a strongly positive correlation between the angles recorded by the two systems. Lin's concordance coefficient and Bland-Altman plots showed strong agreement between the measurements obtained from the IMU and the absolute angles from the optoelectronic system.

The discrepancy between hip extension and anterior trunk flexion angles measured by the sensor and those obtained from the optoelectronic system was limited, but higher than that obtained from previous studies.

The accuracy of the sensor measurements was lower in the exercises performed with the mispositioned IMU. In particular, the discrepancy between the angles measured by the correctly positioned IMU and those measured by the incorrectly positioned sensor, although limited, was greater when the sensor was laterally misplaced. The RMSE between the ROM values obtained from the incorrectly positioned sensor and those obtained from the correctly positioned IMU was consistent with results obtained in previous studies.

The results obtained in the present study showed that the IMU-based rehabilitation device enables reliable motion measurements, consistent with those obtained in previous studies using more complex systems. In particular, the device was found to be accurate enough to be used in lower limb and trunk home rehabilitation programs. In fact, it seems to be able to provide a reliable estimate of the angular motion that allow the professional to remotely monitor the progress of the rehabilitation pathway and change in patient's motor function.

Future research could focus on evaluating the measurement accuracy in upper limb exercises and on the implementation of alternative biomechanical protocols to compare the sensor data with those obtained by the optoelectronic system. In addition, because the present work involved only healthy subjects, future studies could evaluate the measurement accuracy in the case of individuals with functional limitations.

SOMMARIO

Introduzione. I sistemi di biofeedback biomeccanico basati su unità di misura inerziale (IMU) si sono rivelati strumenti utili per la valutazione del movimento e hanno consentito lo sviluppo di soluzioni innovative per il monitoraggio in tempo reale delle terapie di riabilitazione a domicilio, agevolando la transizione verso la teleriabilitazione.

Per garantire l'adozione corretta di queste nuove tecnologie nella riabilitazione, è necessario valutarne l'accuratezza, l'affidabilità e la precisione, confrontandone le prestazioni con quelle dei sistemi optoelettronici, considerati il gold standard per l'analisi del movimento.

Inoltre, poiché la posizione errata dei dispositivi sui segmenti corporei può comprometterne le prestazioni, anche la sensibilità al malposizionamento degli output dei dispositivi deve essere valutata.

Scopo dello studio. Il presente studio di ricerca aveva come obiettivo la valutazione dell'accuratezza di un dispositivo commerciale per la riabilitazione motoria basato su una singola unità di misura inerziale (Kari, Euleria Health, Rovereto, Italia) nella misurazione degli angoli articolari durante alcuni task motori per tronco e arti inferiori mediante comparazione con il sistema optoelettronico.

Un ulteriore scopo del presente lavoro consisteva nell'analisi della sensibilità dell'output del sensore al malposizionamento del sensore stesso.

Materiali e metodi. Kari è un dispositivo medico, progettato per la riabilitazione e per l'allenamento, costituito da un unico sensore inerziale collegato via Bluetooth ad un tablet su cui è installata l'applicazione mobile che guida il paziente durante l'esecuzione degli esercizi mediante feedback audio e video. A seconda del task motorio, il sensore viene posizionato con una fascia elastica al segmento corporeo di interesse e registra in tempo reale l'andamento dell'angolo del segmento rispetto al proprio sistema di riferimento.

Il presente studio ha coinvolto ventuno soggetti sani (12 maschi, 9 femmine; età 23.5 ± 1.3 anni), contemporaneamente equipaggiati con il sensore inerziale e marker passivi per la cattura e la ricostruzione del movimento da parte del sistema optoelettronico (BTS Bioengineering SPA, Milano, Italia).

I task motori eseguiti hanno coinvolto movimenti dell'anca (i.e., abduzione, flessione ed estensione), del tronco (i.e., flessione laterale e anteriore) e del ginocchio (i.e., estensione).

Per quanto riguarda la valutazione della sensibilità dell'output del sensore al suo malposizionamento, questa è stata valutata durante la flessione e l'estensione dell'anca, con il sensore malposizionato lateralmente e medialmente del 10% della circonferenza della coscia del partecipante.

I dati grezzi raccolti dal sistema optoelettronico sono stati elaborati al fine di calcolare gli angoli articolari relativi (i.e. angoli che descrivono l'orientamento del segmento corporeo distale rispetto a quello prossimale) e assoluti (i.e. angoli che descrivono l'orientamento del segmento corporeo rispetto al sistema di coordinate del laboratorio).

I dati acquisiti dal sensore inerziale sono stati sincronizzati con quelli acquisiti dal sistema optoelettronico. Dopo la sincronizzazione, i valori relativi alle ripetizioni eseguite per ogni task sono stati isolati e normalizzati, rispetto alla durata e al valore massimo di ampiezza.

Il range di movimento (ROM) di ogni ripetizione è stato calcolato come la differenza tra il valore medio dell'angolo nella fase di lavoro e quello nella fase di riposo. Successivamente, il valore di ROM di ogni task motorio è stato calcolato come media dei ROM delle ripetizioni totali.

Per ciò che concerne l'analisi statistica, per gli esercizi eseguiti bilateralmente è stato condotto un t-test sui valori di ROM di ciascun soggetto al fine di verificare che non vi fossero differenze statisticamente significative tra i task motori eseguiti sul lato destro e quelli eseguiti sul lato sinistro. Al fine di confrontare gli output angolari del sensore con quelli del sistema optoelettronico, per ogni task motorio sono stati calcolati il coefficiente di correlazione di Pearson, il valore p, il coefficiente di correlazione di concordanza di Lin (CCC), l'accuratezza percentuale e il Root Mean Square Error (RMSE), e sono stati tracciati i diagrammi di Bland-Altman.

Per valutare la sensibilità dell'output del dispositivo al malposizionamento del dispositivo stesso, è stato calcolato l'RMSE tra i valori di ROM ottenuti dalle misure del sensore posizionato correttamente e quelli ottenuti dalle misure del sensore malposizionato.

Risultati. Per gli esercizi eseguiti bilateralmente, il t-test non ha evidenziato una differenza statisticamente significativa tra i valori di ROM degli esercizi eseguiti sul lato destro e quelli degli esercizi eseguiti sul lato sinistro. Pertanto, tali valori sono stati combinati al fine di includere il numero totale di movimenti nelle elaborazioni successive.

Il test di Anderson-Darling ha evidenziato la distribuzione normale dei valori di ROM relativi ai diversi task motori.

Nel confronto tra gli angoli ottenuti dal sensore e gli angoli assoluti acquisiti dal sistema optoelettronico, la differenza media tra i ROM è risultata pari a $4.3^{\circ} \pm 3.4^{\circ}$, con un'accuratezza media del -3.91% e un RMSE medio di $6.9^{\circ} \pm 4.2^{\circ}$.

Nel confronto tra gli angoli stimati dal sensore e gli angoli relativi ottenuti dal sistema optoelettronico, è stata riscontrata una differenza media tra i ROM di $7.2^{\circ} \pm 5.3^{\circ}$ con un'accuratezza media dell'11.03% e un RMSE medio pari a $9.1^{\circ} \pm 5.7^{\circ}$.

Il valore del coefficiente di Pearson mediato sul totale dei task motori superiore a 0.7, ha indicato una correlazione fortemente positiva tra le misurazioni della IMU e quelle del sistema optoelettronico. L'analisi grafica dei diagrammi di Bland-Altman ha confermato la concordanza tra le due tecniche di misurazione.

Nei task motori di flessione ed estensione dell'anca eseguiti con il sensore malposizionato, è stata riscontrata una differenza media pari a $3.0^{\circ} \pm 1.6^{\circ}$ tra i ROM ottenuti dalle misurazioni della IMU posizionata correttamente e quelli ottenuti dalle misurazioni della IMU posizionata non correttamente, con un valore medio di RMSE pari a $5.6^{\circ} \pm 1.0^{\circ}$.

Discussione, conclusioni e sviluppi futuri. Dall'analisi qualitativa dei tracciati gli andamenti degli angoli registrati dalla IMU sono risultati coerenti con quelli ottenuti dal sistema optoelettronico per ciascuno dei task motori eseguiti, con differenze di varia entità, seppur contenute, a livello dei valori di picco.

Per gli esercizi relativi all'anca, sono emerse una discrepanza tra gli andamenti degli angoli registrati dal sensore e gli angoli definiti come relativi e una concordanza con gli andamenti degli angoli definiti come assoluti. Questo è dovuto al fatto che il sensore misura gli angoli come assoluti, ovvero rileva l'angolo di movimento del segmento corporeo su cui è posizionato rispetto al proprio sistema di coordinate.

Per gli esercizi di flessione d'anca, abduzione d'anca, semi-squat, estensione del ginocchio e flessione laterale del busto, l'RMSE tra i valori di ROM ottenuti dalla IMU e quelli ottenuti dal sistema optoelettronico è risultato variabile tra i 3.7° e i 6.4°, risultati coerenti con quelli ottenuti in precedenti studi. Il coefficiente di Pearson ha indicato una correlazione fortemente positiva tra gli angoli registrati dai due sistemi, il coefficiente di concordanza di Lin e i diagrammi di Bland-Altman hanno dimostrato una forte concordanza tra le misurazioni ottenute dalla IMU e gli angoli assoluti del sistema optoelettronico.

La discrepanza tra gli angoli di estensione dell'anca e di flessione anteriore del busto rilevati dal sensore e quelli ottenuti dal sistema optoelettronico, seppur limitata, è risultata superiore a quella ottenuta da precedenti studi scientifici.

Nel contesto degli esercizi eseguiti con la IMU malposizionata, la precisione delle misurazioni del sensore è risultata inferiore. In particolare, la discrepanza tra gli angoli misurati dalla IMU posizionata correttamente e quelli rilevati dal sensore posizionato in modo errato, seppur limitata, è risultata maggiore quando il sensore è stato malposizionato lateralmente. L'RMSE tra i valori di ROM ottenuti dal sensore posizionato in maniera scorretta e quelli ottenuti dalla IMU correttamente posizionata è risultato coerente con i valori riportati in studi precedenti.

I risultati ottenuti nel presente studio hanno dimostrato che il dispositivo di riabilitazione basato su singola IMU consente misurazioni affidabili del movimento, coerenti con quelle ottenute in studi precedenti mediante l'utilizzo di sistemi più complessi. In particolare, il dispositivo è risultato sufficientemente accurato per essere utilizzato nei programmi di riabilitazione domiciliare degli arti inferiori e del tronco. Infatti, sembra in grado di fornire una stima affidabile dell'angolo di movimento, che consente al professionista di monitorare a distanza i progressi del percorso riabilitativo e i cambiamenti nella funzione motoria del paziente.

Le ricerche future potrebbero concentrarsi sulla valutazione dell'accuratezza della misurazione durante gli esercizi per l'arto superiore e sull'implementazione di protocolli biomeccanici alternativi per il confronto dei dati ottenuti dal sensore con quelli del sistema optoelettronico. Inoltre, poiché il presente lavoro ha coinvolto esclusivamente soggetti sani, studi futuri potrebbero valutare l'accuratezza delle misure di movimento nel caso di individui con limitazioni funzionali.

INDICE

ABSTRACT	III
SOMMARIO	VII
INDICE	XII
CAPITOLO 1. INTRODUZIONE	1
1.1 La riabilitazione motoria	1
1.2 L'analisi del movimento	2
1.3 Il sistema optoelettronico	3
1.4 I sensori inerziali nell'analisi del movimento	4
1.5 I sensori inerziali in riabilitazione	6
1.6 Scopo dello studio	9
CAPITOLO 2. MATERIALI E METODI	10
2.1 Partecipanti	10
2.2 Strumentazione	10
2.2.1 Set-up del laboratorio	11
2.2.2 Dispositivo commerciale per la riabilitazione basato su IMU	12
2.3 Disegno dello studio	16
2.3.1 Preparazione del soggetto e set di marcatori	19
2.4 Analisi dei dati	21
2.4.1. Analisi dei dati: valutazione dell'accuratezza di misura del sensore	22
2.4.2. Analisi dei dati: valutazione dalla sensibilità del sensore al suo malposizionamento	26
2.5 Analisi statistica	27
CAPITOLO 3. RISULTATI	29
3.1 Confronto degli output dei due sistemi	29
3.2 Sensibilità della misurazione del sensore al suo errato in relazione al suo errato posizionamento	38
CAPITOLO 4. DISCUSSIONE, CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI	40
BIBLIOGRAFIA	46
LISTA DELLE FIGURE	49
LISTA DELLE TABELLE	51

CAPITOLO 1

INTRODUZIONE E STATO DELL'ARTE

1.1 La riabilitazione motoria

L'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS) definisce la riabilitazione come "l'implementazione di tutti i mezzi volti a favorire lo sviluppo del massimo potenziale di un individuo disabile sul piano fisico, psichico, sociale e vocazionale" (OMS, 2017). In altri termini, la riabilitazione si riferisce alla branca della medicina dedicata al recupero di funzioni compromesse.

Nel contesto del processo riabilitativo, la valutazione della disabilità rappresenta un aspetto fondamentale, poiché consente di definire le esigenze riabilitative e di orientare l'intervento conseguente.

Una volta avviato il processo riabilitativo, diventa necessario effettuare ulteriori azioni di valutazione, al fine di verificare la correttezza della terapia intrapresa, e/o correggerne il target. Inoltre, la valutazione continua dei progressi del paziente è essenziale per documentare eventuali miglioramenti.

La valutazione funzionale è un metodo utilizzato per descrivere le capacità di un soggetto, al fine di misurare l'utilizzo che l'individuo fa dell'insieme delle proprie funzionalità durante l'esecuzione di compiti di vario genere.

Tale metodo si basa sulla valutazione delle funzioni fisiologiche, cognitive e motorie del soggetto, al fine di valutare la sua capacità di adattarsi e rispondere in modo efficace alle richieste dell'ambiente circostante.

La valutazione funzionale può fornire informazioni importanti per la diagnosi e il trattamento di diverse patologie.

Sono state elaborate numerose scale per valutare le relazioni tra danno o disabilità e funzionalità, composte da un insieme di misure volte ad effettuare una valutazione in un contesto specifico.

Le scale utilizzate in questo contesto possono essere distinte in base alla loro modalità di somministrazione in scale basate su questionari e scale basate sull'osservazione del paziente. Seppure le scale di valutazione siano uno strumento facile da somministrare, rapido ed economico, queste hanno una bassa sensibilità, sono difficili da standardizzare e implicano l'intervento di giudizi soggettivi.

Di conseguenza, sorge la necessità di sviluppare metodi di misurazione che, pur essendo caratterizzati da livelli di complessità tecnologica differenti, perseguano lo stesso obiettivo dei metodi soggettivi ma con un grado di risoluzione, sensibilità e ripetibilità nettamente superiore (Kirtley, 2006).

Deficit motori possono introdurre diversi gradi di limitazione funzionale che devono essere trattati mediante percorsi riabilitativi specifici. L'abilità di misurare accuratamente il movimento umano e di quantificare la limitazione funzionale associata ad uno stato patologico è quindi una parte essenziale della valutazione clinica.

1.2 L'analisi del movimento

L'analisi del movimento umano rappresenta uno strumento fondamentale per la valutazione funzionale dei pazienti e la quantificazione del loro grado di disabilità, consentendo la determinazione quantitativa di parametri cinetici e cinematici che caratterizzano il movimento dei segmenti anatomici durante un atto motorio. La cinematica articolare, misurata durante i movimenti funzionali (e.g. cammino), può fornire informazioni utili sulla qualità del movimento (Cuesta-Vargas et al., 2010; Teufl et al., 2019).

L'analisi del movimento umano ha trovato applicazione in vari campi, quali la valutazione clinica, la riabilitazione e la diagnostica (Iosa et al., 2016). Questo approccio è cruciale nella valutazione delle condizioni patologiche e delle strategie motorie compensatorie, nonché nella pianificazione degli interventi riabilitativi e nel monitoraggio dei miglioramenti durante un programma riabilitativo (Kirtley, 2006).

I moderni sistemi di analisi del movimento (Motion Capture Systems, MoCap) possono essere classificati in due categorie principali: i sistemi ottici e i sistemi non ottici. Questi ultimi includono tecniche elettromeccaniche, magnetiche, inerziali, acustiche e basate su fibre ottiche.

1.3 Il sistema optoelettronico

I sistemi optoelettronici sono considerati il metodo di riferimento (gold standard) per l'analisi del movimento umano (Adesida et al., 2019).

Sviluppati a partire dagli anni '80, i sistemi optoelettronici impiegano telecamere dotate di dispositivi per la rilevazione del segnale luminoso e la trasduzione di questo in segnale elettrico.

Alcuni sistemi di motion capture utilizzano come marker diodi emettitori di luce a infrarossi attivi (IRED).

In altri sistemi, le telecamere sono circondate da illuminatori a infrarossi e i marker sono rivestiti di materiale catarifrangente. Questi marcatori, definiti passivi, sono posizionati in punti di repere anatomici specifici sul corpo del paziente.

Per determinare le coordinate tridimensionali di un marcatore, è necessario che questo venga catturato dalle immagini di almeno due telecamere.

Per questa ragione si utilizzano comunemente sistemi multicamera, al fine di assicurare la rilevazione di ciascun marcatore da almeno due telecamere durante l'intera sequenza di movimento. La posizione dei marcatori viene definita in termini di coordinate cartesiane.

Oltre ai sistemi di telecamere, i laboratori di analisi del movimento possono essere dotati di diverse strumentazioni, tra cui le pedane di forza, utilizzate per registrare le forze di reazione scambiate con il terreno, che unite alle informazioni relative alla cinematica articolare consentono di calcolare la cinetica articolare (i.e. momenti) tramite metodi di calcolo dinamico inverso (Capozzo et al., 1996), e gli elettromiografi, che misurano l'attività elettrica associata alla contrazione muscolare.

Il sistema di acquisizione permette di raccogliere i segnali provenienti dalle diverse apparecchiature e di fornire contemporaneamente i dati cinematici, cinetici ed elettromiografici.

L'analisi del movimento umano ha come obiettivo la rilevazione e la quantificazione del movimento dei segmenti corporei e degli angoli articolari nelle diverse direzioni e attorno ai diversi assi, al fine di ottenere informazioni quantitative sulla biomeccanica del sistema muscolo-scheletrico, durante l'esecuzione di un compito motorio.

Nonostante il sistema optoelettronico sia altamente accurato nella misurazione oggettiva del movimento (Saggio et al., 2021), presenta anche diverse limitazioni.

In primo luogo, solo il personale specializzato può maneggiare l'attrezzatura (Poitras et al., 2019).

Inoltre, è richiesta molta attenzione nella disposizione dei marcatori (Al-Amri et al., 2018) e la complessità dell'atto motorio in esame può portare all'occlusione di alcuni di questi (Adesida et al., 2019).

I sistemi optoelettronici sono costosi ed il loro utilizzo è limitato all'ambiente di laboratorio. Il soggetto è quindi tenuto ad eseguire i movimenti in un'area limitata ed il gesto motorio risultante potrebbe non riflettere il movimento naturale (Teufl et al., 2018).

In questo contesto, si impone la necessità di individuare tecnologie alternative per l'analisi del movimento che possano essere utilizzate anche in contesti diversi dall'ambiente di laboratorio.

1.4 I sensori inerziali nell'analisi del movimento

Una IMU (Inertial Measurement Unit) è un'unità stand-alone che tipicamente integra diversi sensori triassiali, integrandone le informazioni al fine di ottenere una descrizione completa del movimento del corpo solidale al sensore stesso. I sensori tipicamente integrati in una IMU sono accelerometro, giroscopio e magnetometro.

L'accelerometro misura l'accelerazione lineare lungo il proprio asse. A riposo, il segnale misurato corrisponde all'accelerazione gravitazionale.

Il giroscopio misura la velocità angolare, mentre il magnetometro rileva la forza e la direzione del campo magnetico circostante. Le informazioni sul campo magnetico consentono al sensore di stabilire l'orientamento nello spazio (Ribera D'Alcalà et al., 2021).

Come evidenziato nella Figura 1, un'unità di misura inerziale è in grado di fornire fino a 6 gradi di libertà (GdL): 3 GdL di traslazione lungo ciascun asse, in termini di surge (lungo l'asse longitudinale), heave (lungo l'asse trasversale) e sway (lungo l'asse verticale), e 3 GdL di rotazione lungo ciascun asse, in termini di roll (attorno all'asse longitudinale), pitch (attorno all'asse trasversale) e yaw (attorno all'asse verticale).

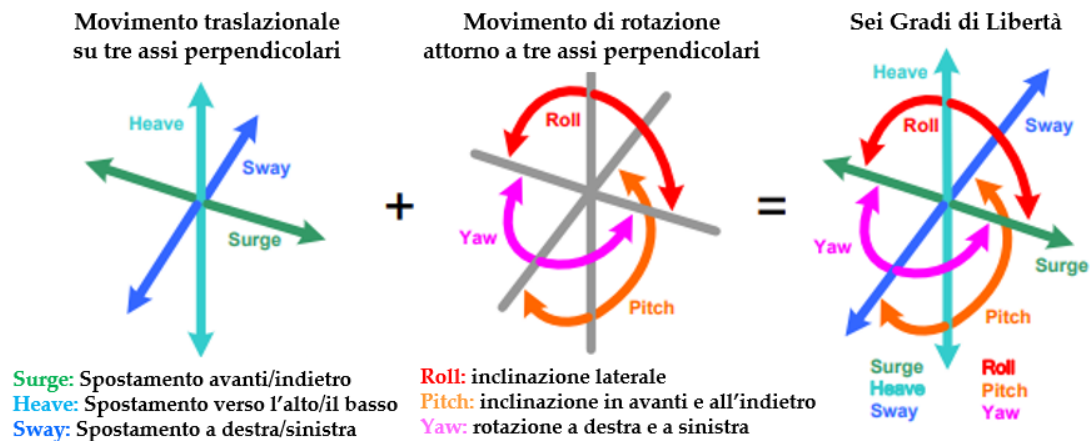


Figura 1: Movimento di traslazione nei tre assi perpendicolari (a), movimento di rotazione attorno ai tre assi perpendicolari (b), gradi di libertà totali della IMU (c). Immagine tratta da "https://www.honeywell.com"

Mediante l'utilizzo di algoritmi di fusione dei sensori solitamente integrati con i dispositivi, che elaborano e integrano i dati grezzi raccolti da ciascun sensore, una IMU consente di ottenere una descrizione completa in termini di movimento, rotazione e direzione rispetto al proprio sistema di riferimento (Constant et al., 2021).

Negli ultimi due decenni, le IMU hanno guadagnato popolarità come valida alternativa ai sistemi optoelettronici nell'ambito dell'analisi del movimento (Hindle et al., 2020).

I sensori inerziali possono essere fissati facilmente ai diversi segmenti corporei del soggetto in maniera non invasiva e senza limitarne il movimento, consentendo una determinazione diretta dei parametri cinematici (i.e. angoli articolari) e fornendo l'orientamento spaziale dei segmenti corporei (Dahl et al., 2020).

Dal momento che i sistemi basati sulle IMU non richiedono né l'utilizzo di telecamere, né l'intervento di personale specializzato, il loro impiego non è limitato all'ambiente di laboratorio e possono quindi essere utilizzate per la valutazione funzionale del movimento in ambienti realistici, come l'ambiente domestico (Saggio et al., 2021).

L'utilizzo delle IMU per la valutazione motoria sembra promettente per diverse applicazioni (Robert-Lachaine et al., 2017). I dati registrati dalle IMU possono essere infatti impiegati per analizzare varie caratteristiche del movimento umano. In particolare, sono stati sviluppati algoritmi specifici per la rilevazione e la valutazione degli esercizi motori, per l'analisi del cammino e del salto, per la valutazione dell'equilibrio e della postura e per la previsione delle cadute (Milosevic et al., 2020).

1.5 I sensori inerziali in riabilitazione

La riabilitazione attraverso l'esercizio fisico è considerata uno strumento essenziale per trattare patologie muscolo-scheletriche dopo un infortunio o un intervento chirurgico ortopedico.

In tempi recenti si è assistito alla transizione verso la teleriabilitazione, definita come un mezzo di erogazione a distanza di prestazioni e servizi intesi ad abilitare, ripristinare, a migliorare o comunque mantenere il funzionamento psicofisico di persone di tutte le fasce di età (Ministero della Salute, 2021).

In questo contesto, risulta fondamentale monitorare la qualità e la conformità degli esercizi fisici svolti in ambiente domestico, fattori critici per garantire l'efficacia di un programma di riabilitazione (Bokolo, 2020).

Molte persone incontrano difficoltà nell'eseguire correttamente gli esercizi terapeutici senza la supervisione di un professionista, il che può compromettere l'efficacia del programma riabilitativo. Per questo motivo, è essenziale valutare accuratamente la performance dell'esercizio al fine di garantirne la corretta esecuzione (O'Reilly et al., 2017).

Il coinvolgimento dei pazienti nel piano di trattamento prescritto e la corretta esecuzione degli esercizi terapeutici sono elementi essenziali per il raggiungimento dei risultati desiderati dalla terapia. Pertanto, l'utilizzo di dispositivi indossabili che forniscano misure oggettive di performance e feedback in tempo reale può garantire l'efficacia del programma terapeutico senza la necessità di una supervisione costante.

I sistemi di biofeedback biomeccanico basati su unità di misura inerziale, che forniscono informazioni in tempo reale agli utenti, si sono rivelati strumenti utili per la valutazione del movimento. (O'Reilly et al., 2017).

Le IMU possono essere impiegate per misurare in modo oggettivo i pattern di movimento durante le attività funzionali (Al-Amri et al., 2018) e per valutare le abilità e le disabilità motorie dei pazienti affetti da disturbi neurologici e/o ortopedici (Saggio et al. 2021).

I sistemi di biofeedback basati su unità di misura inerziale, combinati con exergames (i.e., videogiochi che compiono anche una funzione di esercizio fisico) e interfacce utente adeguate, hanno consentito lo sviluppo di soluzioni innovative per il monitoraggio in tempo reale delle terapie di riabilitazione a domicilio e per la supervisione a distanza da parte del clinico (Trombetta et al., 2017).

Le tecnologie indossabili basate su unità di misura inerziale possono quindi consentire una valutazione automatizzata, oggettiva e non supervisionata dei programmi di esercizio fisico a domicilio e del coinvolgimento dei pazienti nel piano di trattamento prescritto (Komaris et al., 2022).

Sono stati condotti diversi studi in merito all'utilizzo dei sensori inerziali in ambito riabilitativo (Milosevic et al., 2020).

In uno studio condotto da Lin et al. (2012), i dati acquisiti da due IMU posizionate sul ginocchio e sulla caviglia sono stati combinati per determinare gli angoli articolari, utilizzando un modello cinematico e un filtro di Kalman esteso. La ricerca ha coinvolto 20 partecipanti sani, che hanno eseguito 5 esercizi comunemente impiegati nella riabilitazione di ginocchio e di anca. Gli angoli di tali articolazioni ottenuti con il metodo proposto durante l'esecuzione di task motori nel piano sagittale sono stati confrontati con quelli ottenuti dal sistema optoelettronico, mediante il Root Mean Square Error (RMSE). I risultati riportano un valore medio di RMSE pari a 4.3° . Questo valore indica che gli output ottenuti dal metodo proposto sono confrontabili con quelli del sistema optoelettronico.

Chiang et al. (2017) hanno proposto l'impiego di sensori inerziali indossabili al fine di monitorare il range of motion (ROM) del ginocchio in pazienti sottoposti a impianto di protesi totale di ginocchio, durante il processo di riabilitazione. Nello studio, condotto su un campione di 18 pazienti con impianto di tale tipo di protesi, sono state utilizzate due IMU, posizionate sulla coscia e sulla tibia. Le informazioni sulla distanza tra i sensori e l'articolazione del ginocchio e sull'inclinazione dei due segmenti corporei sono state impiegate per calcolare gli angoli articolari. I valori di ROM ottenuti nello studio, confrontati con i risultati di ricerche precedenti, dimostrano che l'approccio proposto costituisce una valida alternativa rispetto alle tradizionali misurazioni del goniometro.

Giggins et al. (2014) hanno condotto uno studio finalizzato ad indagare la capacità dei sensori inerziali di classificare le performance degli esercizi eseguiti dai pazienti in ambito riabilitativo. In questa ricerca, 58 partecipanti hanno eseguito 7 esercizi per gli arti inferiori e sono state impiegate tre IMU, posizionate sulla coscia, sulla tibia e sul piede, al fine di acquisire i dati relativi ai task motori eseguiti. Successivamente, sono stati applicati metodi di apprendimento automatico per la classificazione dei dati acquisiti.

Le performance dei gesti motori sono state valutate come corrette o scorrette in base all'allineamento, alla velocità e alla qualità del movimento effettuato. Quando è presente un errore in una di tali caratteristiche di esecuzione, l'esercizio viene classificato come scorretto. Utilizzando i dati registrati dai singoli sensori e dalle combinazioni di essi, sono state calcolate l'accuratezza (i.e., efficacia complessiva del classificatore, calcolata come rapporto tra gli esempi classificati correttamente e il numero totale di esempi), la sensibilità (i.e., efficacia del classificatore nell'identificare una determinata label) e la specificità (i.e., capacità del classificatore di rilevare label negative).

I risultati hanno mostrato che è possibile distinguere l'esecuzione corretta di un esercizio da quella scorretta utilizzando uno, due o tre sensori, con un'accuratezza media dell'83%, 82% e 81%, rispettivamente. Gli esiti della ricerca dimostrano che i sensori inerziali rappresentano uno strumento utile per la classificazione delle prestazioni degli esercizi specifici per gli arti inferiori in ambito riabilitativo.

Leardini et al. (2014) hanno condotto uno studio volto a valutare l'affidabilità e l'accuratezza di un sistema riabilitativo costituito da 5 unità di misura inerziale, utilizzando il sistema optoelettronico come gold standard. Le IMU sono state posizionate su tibie, cosce e torace per monitorare gli angoli articolari di ginocchio e anca e l'inclinazione del torace durante esercizi tipici dei programmi riabilitativi.

In 17 soggetti, gli angoli articolari del ginocchio e gli angoli di orientamento del torace, registrati dal sistema di IMU, sono stati confrontati con il movimento della coscia rispetto alla tibia e il movimento di flessione del torace registrati dal sistema optoelettronico.

La distanza media tra tali angoli, valutata per ogni soggetto ed ogni esercizio e mediata sui soggetti, era inferiore a 5° per la flessione del ginocchio e a 3° per l'inclinazione del torace.

Poiché la posizione errata delle IMU sui segmenti corporei può comprometterne le prestazioni, in 5 soggetti è stata valutata la sensibilità dell'output del sistema di IMU al suo malposizionamento.

Nell'esercizio di flessione/estensione dell'anca, sono stati confrontati gli angoli articolari calcolati dal sistema quando posizionato correttamente e quando mal posizionato, in direzione medio-laterale, rispetto alla posizione corretta. Gli RMSE, calcolati tra i valori degli angoli ottenuti con la IMU nella posizione ottimale e quelli ottenuti con la IMU malposizionata di -7 cm e +7 cm, erano rispettivamente di 2.1 ± 1.5 e di 3.1 ± 1.8 gradi.

1.6 Scopo dello studio

Per una corretta adozione delle nuove tecnologie nella riabilitazione, è necessario valutarne l'accuratezza, l'affidabilità e la precisione (Orwat et al., 2010). La validazione con il gold standard è un metodo finalizzato a confermare l'accuratezza e l'affidabilità di un nuovo strumento, tecnica o metodo di misurazione.

In questo contesto, le prestazioni dei sensori inerziali devono essere confrontate con quelle dei sistemi optoelettronici, considerati il gold standard per l'analisi del movimento.

Inoltre, poiché la posizione errata delle IMU sui segmenti corporei durante l'utilizzo non supervisionato può compromettere le prestazioni del sistema, la sensibilità dell'output delle IMU al loro malposizionamento deve essere valutata (Leardini et al. 2014).

Il presente studio di ricerca ha avuto come obiettivo la valutazione dell'accuratezza di un dispositivo commerciale per la riabilitazione motoria basato su una singola unità di misura inerziale (Kari, Euleria Health, Rovereto, Italia) nella misurazione degli angoli articolari durante alcuni task motori per tronco e arti inferiori mediante comparazione con il sistema optoelettronico.

Un ulteriore scopo del presente lavoro è stata l'analisi della sensibilità dell'output del sensore al malposizionamento del sensore stesso.

CAPITOLO 2

MATERIALI E METODI

2.1 Partecipanti

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

I criteri di inclusione a cui i partecipanti dovevano rispondere per poter partecipare allo studio erano i seguenti:

- Età superiore a 18 anni.
- Body Mass Index (BMI) compreso tra 18.5 e 24.9 kg/m².
- Assenza di condizioni patologiche a livello neurologico e dell'apparato muscolo scheletrico.

Lo studio è stato condotto su 21 individui sani (12 maschi, 9 femmine; età 23.5±1.3 anni; altezza 175.3±8.7 cm; peso 68.5±11.6 kg; BMI 22.1±2.1 kg/m²), reclutati su base volontaria. Tutti i partecipanti hanno dato il loro consenso informato prima di partecipare alle prove sperimentali, che rientrano in un protocollo approvato dal Comitato Etico del Politecnico di Milano (n.22/2021, del 14 Giugno 2021).

2.2 Strumentazione

Durante le acquisizioni in laboratorio, i movimenti dei partecipanti sono stati registrati contemporaneamente dal sensore Kari e dal sistema optoelettronico.

Ciascun volontario ha indossato sia il sensore Kari sia i marker passivi, rispettivamente applicati sul corpo in maniera non invasiva mediante fasce elastiche o nastro biadesivo, in posizioni anatomiche specifiche.

2.2.1 Set-up del laboratorio

Il sistema optoelettronico impiegato per le acquisizioni è costituito da un sistema SMART DX 400 (BTS Bioengineering SPA, Milano, Italia), dotato di otto telecamere (Figura 2).



Figura 2: Laboratorio di analisi della postura e del movimento "Luigi Divieti", Dipartimento di Elettronica, Informazione e Bioingegneria (Politecnico di Milano, Italia).

Le telecamere (Figura 3) sono dotate di illuminatori LED a infrarossi, collocati intorno all'obiettivo, che emettono un'illuminazione stroboscopica sui marcatori passivi fotoriflettenti. I marcatori sono progettati per riflettere all'interno della lunghezza d'onda specifica di 700-1000 nm dello spettro elettromagnetico.

Il sistema optoelettronico rileva la posizione spaziale dei marcatori ad una frequenza di campionamento di 100 Hz.

Per ottenere la rilevazione continua e la ricostruzione 3D, è necessario che ciascun marcatore sia ripreso da almeno due telecamere posizionate lungo assi non paralleli.



Figura 3: Telecamere del sistema SMART DX 400 (BTS Bioengineering SPA, Milano, Italia).

Prima di eseguire le acquisizioni, il sistema necessita di essere calibrato mediante un processo a due fasi.

La prima fase prevede una calibrazione statica della durata di 5 secondi, al fine di stabilire l'origine del sistema di riferimento globale del laboratorio, ovvero gli assi X, Y e Z.

La seconda fase prevede una calibrazione dinamica, eseguita da un operatore utilizzando una barra con 2 marker posti a distanza nota, il cui obiettivo è definire precisione ed accuratezza.

Il set di marcatori utilizzato per le acquisizioni è composto da marcatori sferici rivestiti con materiale catarifrangente (Figura 4), collocati su un supporto di plastica e posizionati su punti di riferimento anatomici sul corpo del soggetto.



Figura 4: Marcatori utilizzati per le acquisizioni all'interno del laboratorio ($\varnothing= 10-15$ mm).

2.2.2 Dispositivo commerciale per la riabilitazione basato su una singola unità di misura inerziale

Il dispositivo Kari (Euleria Health, Rovereto, Italia) è un dispositivo medico di classe 1m attivo, senza scambio di energia da e verso il corpo umano, progettato per la riabilitazione ortopedica/neurologica e per l'allenamento.

Esso consente di condurre e monitorare la terapia di esercizio sia in ambiente clinico sia domiciliare, con supervisione a distanza.

Il sistema per la riabilitazione motoria Kari è costituito da:

- Una parte hardware (Figura 5), dedicata all'uso del paziente, che contiene i seguenti componenti:
 - Sensore inerziale triassiale Bluetooth.
 - Cavo di ricarica micro-USB per il sensore, con alimentatore abbinato.
 - Sette fasce elastiche regolabili in velcro, indossabili su tronco, cosce, gambe, piedi, braccia e polsi, per singolo utilizzatore.
 - Tablet Android 10 pollici, su cui è installata l'applicazione mobile dedicata.



Figura 5: Kit del dispositivo.

- Una parte software, che comprende due applicazioni che comunicano tra loro tramite Internet:

I. Una app gestionale web (<https://kari.euleria.it/>), accessibile con una connessione Internet attiva, dedicata esclusivamente al professionista, che consente da remoto di somministrare programmi personalizzati di esercizi fisici, di monitorare i risultati e di comunicare con il paziente.

II. Una app installata su tablet che guida il paziente durante l'esecuzione degli esercizi assegnati dal professionista, grazie all'uso del sensore inerziale e feedback audio e video.

La IMU inclusa nel kit (Xsens DOT, Xsens Technologies, Paesi Bassi) integra tre sensori triassiali (accelerometro, giroscopio e magnetometro) e ha una frequenza di campionamento di 30 Hz.

Il sensore comunica via Bluetooth con l'app installata sul tablet.

Le proprietà fisiche del sensore sono riportate in Tabella 1.

Durata della batteria	Fino a 9 ore di uso continuo
Peso	11.2 g
Dimensioni	36.3 x 30.4 x 10.8 mm (l x w x h)
Temperatura di utilizzo	0°-50°C
Temperatura di conservazione	25°C +/-10°C

Tabella 1: Proprietà fisiche del sensore.

Il sensore è dotato di un tasto di accensione/spegnimento, di un LED e di una porta micro-USB per la sua ricarica. Il colore emesso dal LED indica lo stato corrente del sensore (Figura 6).



Figura 6: Luci del sensore e loro significato.

Il sensore, unitamente all'applicazione mobile, permette all'utente di svolgere le sedute di esercizio-terapia create dal professionista attraverso il gestionale.

L'applicazione mostra i video tutorial degli esercizi sullo schermo del tablet e guida l'utente nella loro esecuzione, indossando il sensore su una specifica parte del corpo, mediante le fasce elastiche apposite.

La IMU registra i movimenti del segmento corporeo su cui è applicata e trasmette i dati all'applicazione tramite connessione Bluetooth. L'applicazione fornisce all'utente un segnale visivo e acustico sulla qualità di esecuzione del gesto motorio. Questo feedback permette all'utente di acquisire maggiore controllo e consapevolezza dell'esercizio.

Il dispositivo permette l'esecuzione di esercizi a ripetizione, che richiedono di eseguire il gesto motorio del video dimostrativo più volte e in modo simultaneo.

Quando si accede all'applicazione, la connessione col sensore avviene automaticamente dopo alcuni secondi.

Una seduta di esercizio-terapia è costituita da fasi in successione:

1. Preparazione: l'utente viene informato sulla lista di esercizi da eseguire e sugli strumenti necessari per l'allenamento.
2. Training: l'utente viene invitato all'esecuzione di esercizi finalizzati alla preparazione del corpo all'allenamento.
3. Dressing: l'utente viene istruito ad indossare le fasce elastiche su specifici segmenti corporei, in funzione degli esercizi da svolgere. Segue poi l'indicazione sul posizionamento del sensore, come mostrato in Figura 7.

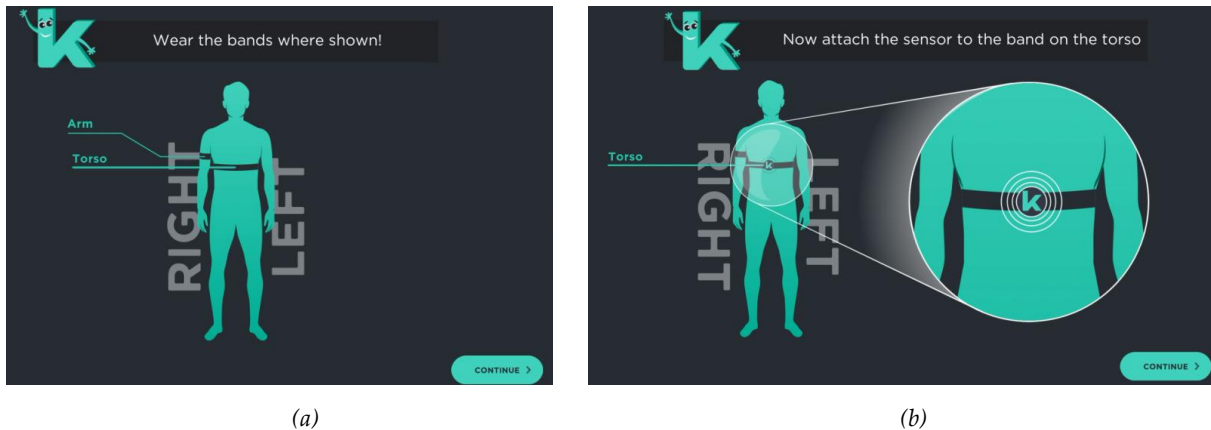


Figura 7: Fase di dressing con fasce (a), fase di dressing con il sensore (b).

4. Apprendimento: un video tutorial e una guida vocale descrivono il movimento da eseguire.
5. Posizione di riposo: è il riferimento durante il movimento dell'esercizio. Per permettere all'app di misurarla, l'utente deve assumere e mantenere la postura mostrata a schermo, fino alla ricezione di una nuova istruzione.
6. Adattamento (Figura 8): la difficoltà di esecuzione si adatta continuamente alla massima escursione di movimento che l'utente è in grado di effettuare. È necessario che l'utente esegua il gesto motorio come mostrato a schermo, nel rispetto dei tempi di esecuzione del video tutorial. La curva verde rappresenta il movimento registrato dal sensore in tempo reale. Non appena la linea verde sale, la linea gialla si leva dal fondo dello schermo fino a posizionarsi nelle vicinanze del massimo punto raggiunto da quella verde. Al termine dell'adattamento, compare una curva gialla trapezoidale sullo schermo, che anticipa il movimento da eseguire.

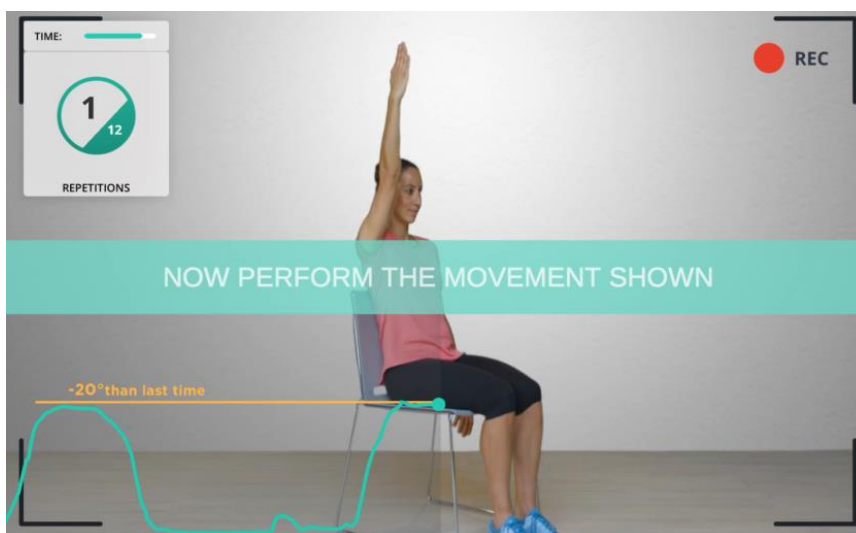


Figura 8: Adattamento dell'esercizio al movimento eseguito dall'utente.

7. Allenamento: l'obiettivo dell'utente consiste nel mantenere la curva verde il più vicino possibile alla curva trapezoidale gialla. Il feedback vocale fornisce aggiornamenti sull'esecuzione dell'esercizio e offre suggerimenti per l'autocorrezione.

8. Defaticamento: l'utente viene invitato all'esecuzione di esercizi finalizzati al rilassamento del corpo dopo l'allenamento.

Al termine di ogni esercizio, viene visualizzato l'angolo massimo raggiunto e un punteggio percentuale, che indica la performance di esecuzione.

I dati relativi a ciascun esercizio vengono registrati in un file formato CSV, memorizzato nella memoria interna del tablet. Tale file contiene le informazioni raccolte dall'accelerometro, dal giroscopio e dal magnetometro del sensore inerziale, insieme ai valori dell'angolo misurato durante l'esercizio, per ogni fotogramma (*frame*).

2.3 Disegno dello studio

Al fine di valutare l'accuratezza della misura del sensore, è stato condotto un confronto tra il suo output e quello del sistema optoelettronico.

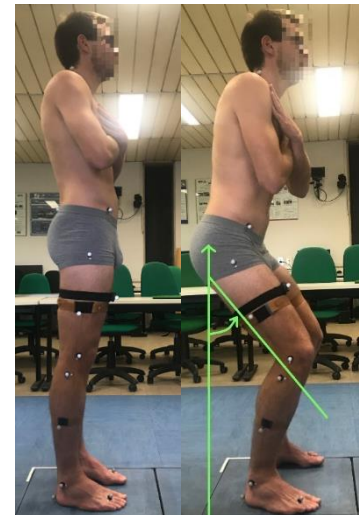
L'acquisizione dei dati è stata eseguita mediante l'utilizzo del software SMART Capture (BTS Bioengineering, Italia).

I partecipanti hanno eseguito i seguenti gesti motori, selezionati dalla libreria del dispositivo inerziale per la riabilitazione:

- Estensione del ginocchio destro/sinistro da posizione seduta (Figura 9a).
- Semi-squat (Figura 9b).
- Flessione anteriore del busto (Figura 9c).
- Flessione laterale del busto a destra/sinistra (Figura 9d).
- Abduzione dell'anca destra/sinistra (Figura 9e).
- Flessione dell'anca destra/sinistra (Figura 9f).
- Estensione dell'anca destra/sinistra (Figura 9g).



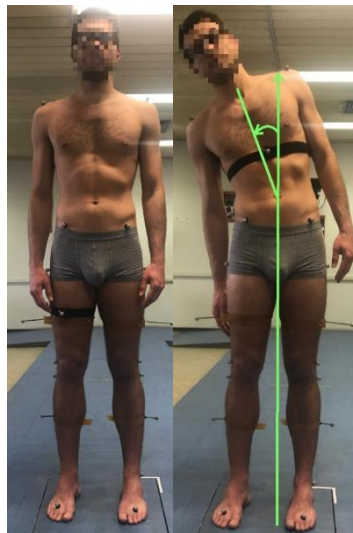
(a)



(b)



(c)



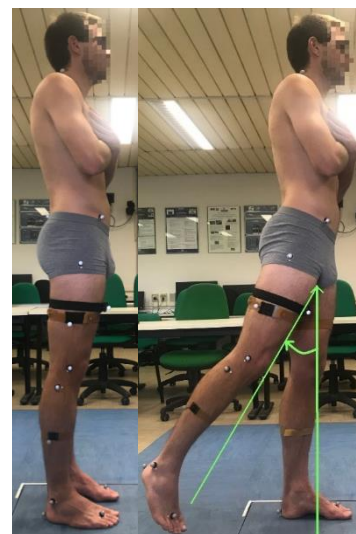
(d)



(e)



(f)



(g)

Figura 9: Esercizi di estensione del ginocchio da posizione seduta (a), semi-squat (b), flessione anteriore del busto (c), flessione laterale del busto (d), abduzione dell'anca (e), flessione dell'anca (f), estensione dell'anca (g).

La Tabella 2 riporta la posizione del sensore in ciascuno dei task motori.

Esercizio	Posizione del sensore
Estensione del ginocchio destro/sinistra da posizione seduta	Tibia destra/sinistra
Semi-squat	Coscia destra
Flessione anteriore del busto	Petto
Flessione laterale del busto a destra/sinistra	Petto
Abduzione dell'anca destra/sinistra	Coscia destra/sinistra
Flessione dell'anca destra/sinistra	Coscia destra/sinistra
Estensione dell'anca destra/sinistra	Coscia destra/sinistra

Tabella 2: Posizione del sensore in ciascun task motorio.

Al fine di valutare la sensibilità dell'output del sensore al posizionamento errato del sensore stesso, sono stati eseguiti quattro esercizi con la IMU dislocata di una lunghezza pari al 10% della circonferenza della coscia del partecipante, medialmente e lateralmente rispetto alla posizione corretta solamente per i seguenti task motori:

- Flessione dell'anca destra/sinistra con malposizionamento laterale e mediale del sensore.
- Estensione dell'anca destra/sinistra con malposizionamento laterale e mediale del sensore.

Prima di condurre le prove è stata registrata la posizione eretta neutra di ogni partecipante per circa 5 secondi con il sistema optoelettronico. Questa fase preliminare di rilevamento, denominata "standing", consente di stabilire il riferimento virtuale dei marcatori.

Al fine di confrontare i segnali ottenuti dalla IMU con quelli ottenuti dal sistema optoelettronico è stato necessario sincronizzarli per mezzo di un artefatto introdotto nelle tracce registrate dai due sistemi e utilizzato come trigger.

Durante l'esecuzione di ogni task motorio, il partecipante ha eseguito due ripetizioni dell'esercizio, seguite da movimenti rapidi che hanno prodotto picchi visibili nei segnali angolari registrati sia dal sensore sia dal sistema optoelettronico.

In particolare, negli esercizi che hanno coinvolto l'anca il partecipante ha eseguito tre rapidi movimenti verticali con il piede, per gli esercizi relativi al tronco ha eseguito tre salti, mentre nell'esercizio di estensione del ginocchio ha eseguito tre rapidi movimenti verticali con la tibia.

2.3.1 Preparazione del soggetto e set di marcatori

In ottemperanza al protocollo di Davis et al. (1991), per ciascun partecipante sono state registrate le seguenti misure antropometriche:

- Peso [kg].
- Altezza [cm].
- Larghezza delle ASIS [cm].
- Profondità del bacino [cm].
- Lunghezza della gamba [cm].
- Diametro del ginocchio [cm].
- Diametro della caviglia [cm].

Sul corpo del partecipante sono stati posizionati 22 marcatori, seguendo le specifiche del protocollo Davis:

- Tronco: un marcatore in corrispondenza della settima vertebra cervicale (c7) e uno in corrispondenza di ciascun acromion (rshould, lshould).
- Pelvi: un marcatore su ogni spina iliaca anteriore superiore (rasis, lasis) e uno in corrispondenza della seconda vertebra sacrale (sacrum).
- Coscia: un marcatore in corrispondenza del grande trocantere (rthigh, lthigh), uno sul condilo femorale laterale (rknee1, rknee2) e un marcatore fissato su una barretta, posizionato lateralmente sulla coscia mediante una fascia adattabile (rbar1, lbar1).
- Tibia: un marcatore sulla testa del perone (rknee2, lknee2), uno sul malleolo laterale (rmall, lmall) e un marcatore fissato su una barretta, posizionato lateralmente sulla tibia mediante una fascia adattabile (rbar2, lbar2).
- Piede: un marcatore sulla terza testa metatarsale (rmet, lmet) e uno sul tallone (rheel, lheel).

La posizione dei punti di riferimento anatomici è stata determinata manualmente mediante palpazione, identificando le aree di ridotto spessore del tessuto tra l'osso e la pelle. I marcatori sono stati applicati con il partecipante in posizione ortostatica.

Per ottenere la sincronizzazione dei dati registrati dal sensore con quelli registrati dal sistema optoelettronico, è stato posizionato un ulteriore marcatore sul sensore (i.e., marker “kari”). Il segnale di tale marcatore è stato utilizzato per la sincronizzazione dei segnali in uscita dai due sistemi, e non per la ricostruzione del movimento del partecipante.

In Figura 10 vengono illustrati il set di marcatori e il modello Davis modificato dall’aggiunta del marcatore sulla IMU per la procedura di labelling.

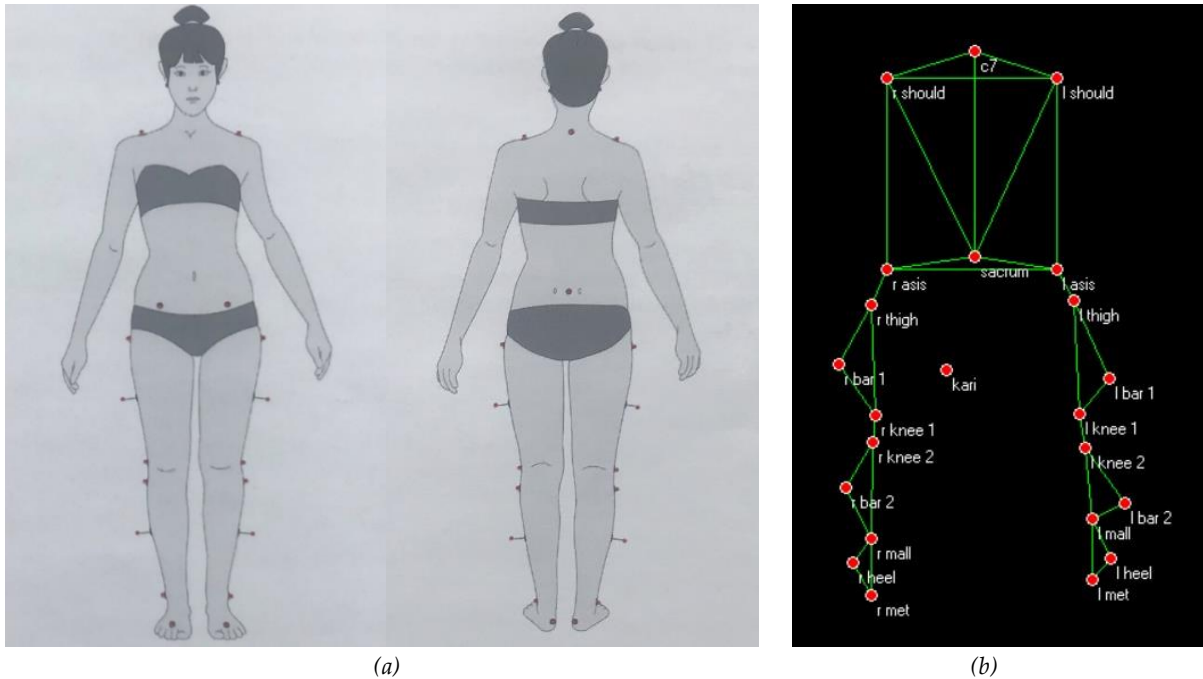


Figura 10: Set di marcatori del protocollo (a), modello Davis modificato dall’aggiunta del marcatore sul sensore per la procedura di labelling (b).

2.4 Analisi dei dati

Le procedure riportate di seguito sono state eseguite per ciascun esercizio e per ciascun partecipante.

I dati registrati dal sensore, che comprendono le accelerazioni rilevate dall'accelerometro e l'angolo di movimento, sono stati automaticamente salvati nella memoria interna del tablet, in un file di formato CSV.

I dati grezzi raccolti dal sistema optoelettronico sono stati elaborati tramite il software SMART Tracker (BTS Bioengineering SPA, Milano, Italia), associando a ciascun marcatore la rispettiva label sulla base della sua posizione in tempo reale. Al termine di tale elaborazione, mediante il software SMART Clinic (BTS Bioengineering SPA, Milano, Italia), sono stati calcolati i parametri cinematici oggetto dello studio.

In particolare, sono stati calcolati gli angoli di flessione anteriore e laterale del tronco, gli angoli di abduzione, flessione ed estensione dell'anca e l'angolo di estensione del ginocchio.

Per convenzione, gli angoli di flessione e abduzione assumono valori positivi, mentre gli angoli di estensione valori negativi.

Gli angoli del tronco e del bacino sono angoli assoluti, ovvero riferiti al sistema di coordinate del laboratorio, mentre gli angoli di anca, ginocchio e caviglia sono relativi.

Per questo specifico studio, l'angolo della coscia è stato calcolato anche come angolo assoluto (i.e., angolo del segmento coscia rispetto al sistema di coordinate di laboratorio).

Per la valutazione dell'accuratezza della misurazione del sensore, gli angoli da esso stimati sono stati confrontati con gli angoli relativi ed assoluti ottenuti dal sistema optoelettronico (Tabella 3).

Esercizio	Angolo IMU	Angolo relativo sistema optoelettronico	Angolo assoluto sistema optoelettronico
Semi-squat	Angolo del segmento coscia destra nel piano sagittale	Angolo di flessione dell'anca destra	Angolo del segmento coscia destra nel piano sagittale
Abduzione dell'anca	Angolo del segmento coscia nel piano frontale	Angolo di abduzione dell'anca	Angolo del segmento coscia nel piano frontale
Flessione dell'anca	Angolo del segmento coscia nel piano sagittale	Angolo di flessione dell'anca	Angolo del segmento coscia nel piano sagittale
Estensione dell'anca	Angolo del segmento coscia nel piano sagittale	Angolo di estensione dell'anca	Angolo del segmento coscia nel piano sagittale
Estensione del ginocchio	Angolo del segmento tibia nel piano sagittale	Angolo di estensione del ginocchio	
Flessione anteriore del tronco	Angolo del tronco nel piano sagittale		Angolo di flessione anteriore del tronco
Flessione laterale del tronco	Angolo del tronco nel piano frontale		Angolo di flessione laterale del tronco

Tabella 3: Angoli confrontati in ciascuno dei task motori.

Al fine di valutare la sensibilità dell'output del sensore al posizionamento errato del sensore stesso, sono stati confrontati gli angoli stimati dalla IMU posizionata correttamente con quelli stimati dalla IMU malposizionata.

2.4.1 Analisi dei dati: valutazione dell'accuratezza di misura del sensore

Per comparare i dati registrati dalla IMU con quelli ottenuti dal sistema optoelettronico, è stato necessario sincronizzarli, utilizzando come trigger i picchi verticali presenti sia nel segnale di accelerazione registrato dal sensore sia nel segnale di posizione del marker kari acquisito dal sistema optoelettronico.

Inizialmente è stato importato il file di testo contenente i dati registrati dalla IMU durante l'esecuzione del task motorio, da cui sono state estratte le tracce sia di accelerazione lungo i tre assi sia dell'angolo.

L'accelerazione rilevata dall'accelerometro lungo l'asse verticale del sistema di riferimento del sensore (i.e., asse x) e il segnale di posizione del marker kari lungo l'asse verticale del sistema di coordinate di laboratorio (i.e., asse y) ottenuto dal sistema optoelettronico, in cui sono ben visibili i picchi verticali, sono stati memorizzati in due vettori distinti.

Il segnale di posizione del marker kari, acquisito dal sistema optoelettronico ad una frequenza di 100 Hz, è stato ricampionato alla frequenza di 30Hz e confrontato con il segnale di accelerazione lungo l'asse x registrato dalla IMU.

In Figura 11 viene mostrato un esempio dei due segnali di riferimento per la sincronizzazione.

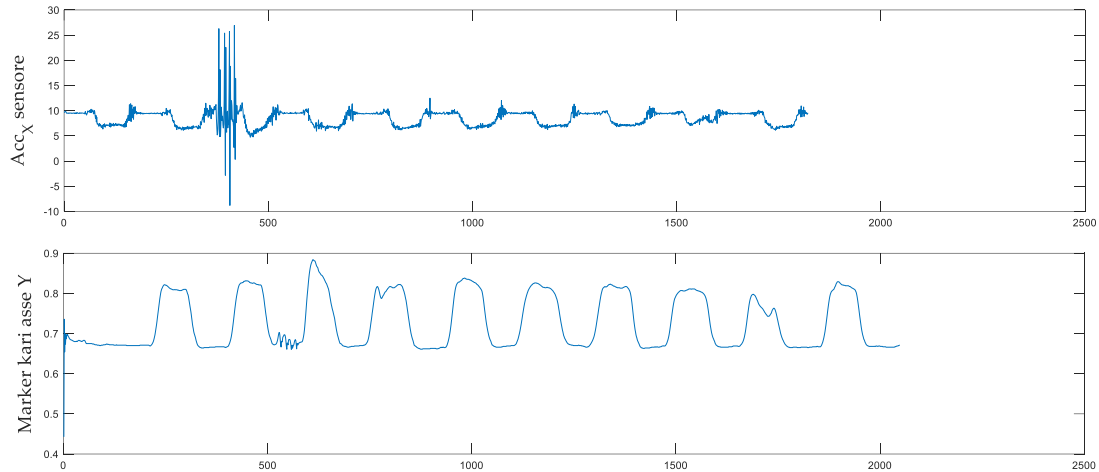


Figura 11: Segnale di accelerazione lungo l'asse x del sensore (figura in alto) e segnale di posizione del marker kari lungo l'asse y del laboratorio (figura in basso), rispetto al numero di fotogrammi (frame). Il trigger di sincronizzazione è visibile, sottoforma di picchi, dopo le prime due ripetizioni dell'esercizio.

Successivamente, da ciascuno dei due segnali di riferimento è stato isolato il trigger in una finestra temporale limitata (Figura 12).

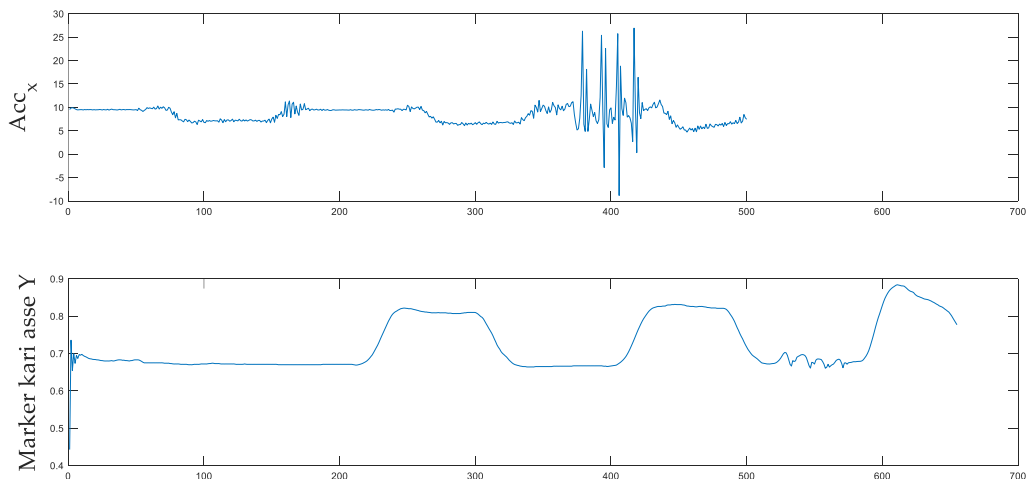


Figura 12: Finestre temporali isolate dai due segnali di riferimento contenenti i picchi utilizzati per la sincronizzazione.

Sulle porzioni di segnale contenenti i picchi è stata eseguita l'analisi di correlazione incrociata (cross-correlazione), al fine di calcolare il ritardo tra il segnale di posizione del marker kari lungo l'asse y, registrato dal sistema optoelettronico, e il segnale di accelerazione lungo l'asse x, registrato dalla IMU.

Il ritardo calcolato è stato utilizzato per allineare temporalmente il segnale di posizione del marker kari, come mostrato in Figura 13.

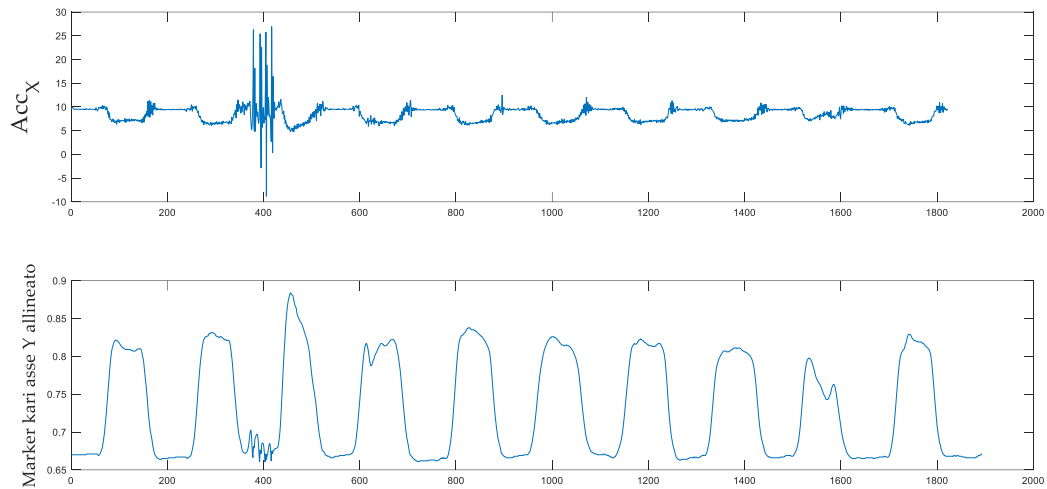


Figura 13: Segnale di posizione del marker kari lungo l'asse y del laboratorio (figura in basso), allineato al segnale di accelerazione lungo l'asse x registrato dal sensore (figura in alto).

Successivamente, l'angolo registrato dal sistema optoelettronico è stato importato e ricampionato alla frequenza di 30 Hz, sottoposto a filtraggio mediante un filtro passa-basso di Butterworth di terzo ordine con una frequenza di taglio di 5 Hz e allineato temporalmente con l'angolo registrato dalla IMU, utilizzando il ritardo precedentemente calcolato.

In seguito, è stato eliminato l'offset di ampiezza presente tra i due segnali angolari.

In Figura 14 è possibile osservare la sovrapposizione dei due segnali elaborati.

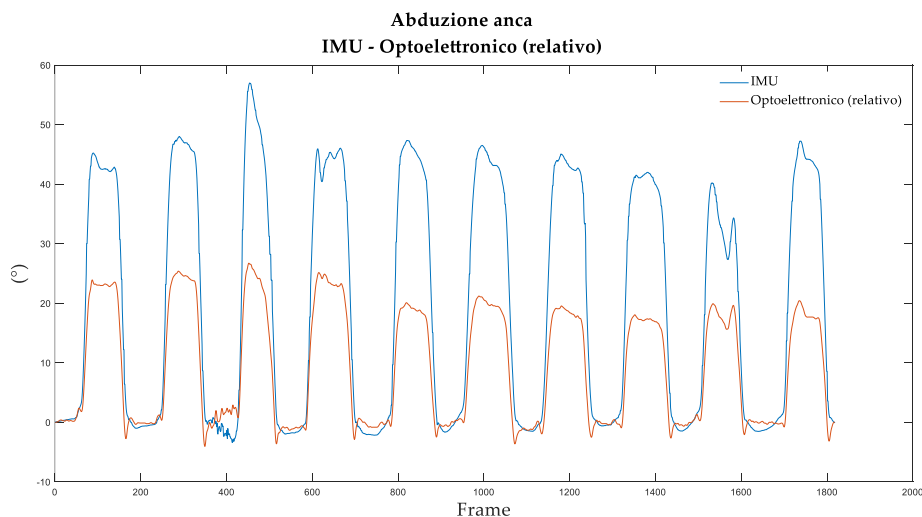


Figura 14: Rappresentazione dell'angolo registrato dal sensore (linea azzurra) e dell'angolo (relativo) registrato dal sistema optoelettronico (linea arancione).

Successivamente, ciascuna ripetizione dell'esercizio è stata identificata e isolata dai due segnali angolari (Figura 15) e memorizzata.

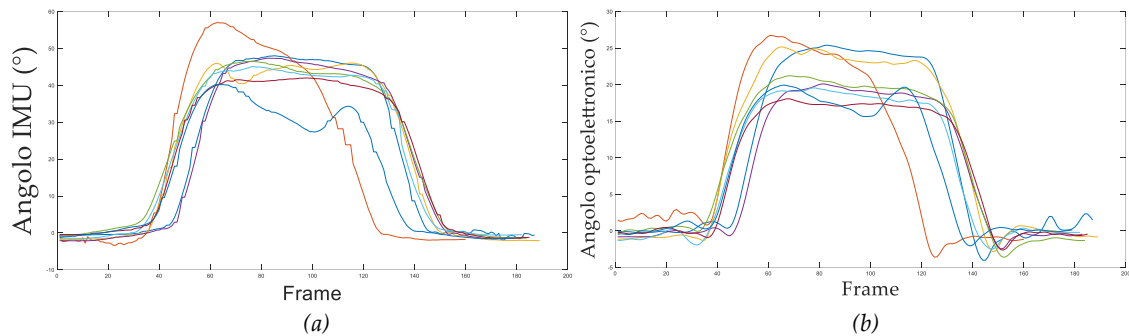


Figura 15: Ripetizioni isolate del task motorio registrato dal sensore (a) e dal sistema optoelettronico (b).

Negli esercizi di flessione/estensione e di abduzione dell'anca, la procedura descritta in precedenza è stata ripetuta anche per il confronto dell'angolo registrato dalla IMU con l'angolo assoluto della coscia registrato dal sistema optoelettronico.

Al fine di confrontare gli angoli registrati dalla IMU con quelli ottenuti dal sistema optoelettronico, sia relativi sia assoluti, per ciascun soggetto è stato calcolato il range di movimento (ROM) medio di ogni esercizio.

Inizialmente, ciascuna ripetizione è stata normalizzata in base alla durata del gesto motorio, come mostrato in Figura 16.

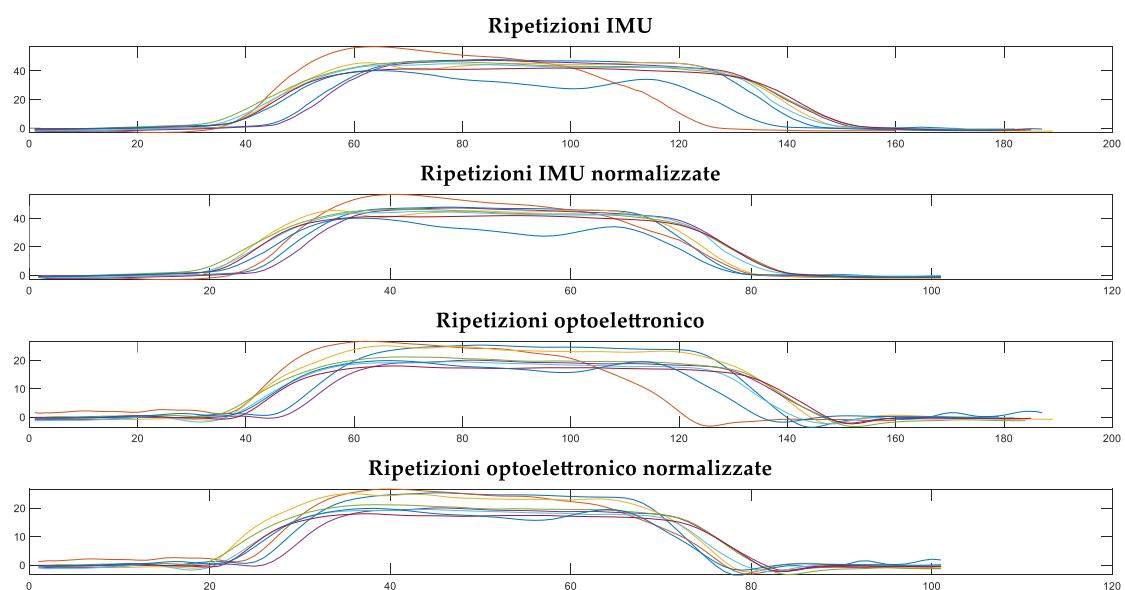


Figura 16: Ripetizioni e ripetizioni normalizzate dei segnali angolari del sensore e del sistema optoelettronico.

In seguito, ciascuna ripetizione normalizzata in durata è stata ulteriormente normalizzata rispetto al suo valore massimo di ampiezza per facilitare l'isolamento della fase di lavoro. Quest'ultima corrisponde al plateau nei tracciati del segnale angolare e viene isolata selezionando i valori dell'angolo superiori al 90% del valore massimo di ampiezza.

Per ogni ripetizione, il ROM è stato ottenuto come differenza tra il valore medio dell'angolo nella fase di lavoro e il valore dell'angolo nella fase di riposo.

Per ottenere il valore di ROM del task motorio, è stato calcolato il valore medio dei ROM delle ripetizioni totali eseguite.

2.4.2 Analisi dei dati: valutazione della sensitività del sensore al posizionamento non corretto

Per l'analisi della sensitività dell'output all'errato posizionamento del sensore, sono stati utilizzati solo i dati acquisiti dal dispositivo stesso.

Per ciascun esercizio eseguito con il sensore malposizionato è stata eseguita la procedura descritta nella sezione precedente per il calcolo del ROM di ogni ripetizione. Il valore di ROM di ogni esercizio eseguito con il sensore posizionato in modo errato è stato calcolato come media dei valori di ROM delle ripetizioni totali.

Tale valore è stato confrontato con il valore di ROM dell'esercizio corrispondente, eseguito con il sensore posizionato correttamente.

2.5 Analisi statistica

I dati ottenuti sono stati sottoposti ad analisi statistica utilizzando Matlab (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA), Minitab Statistical Software (2023 Minitab, LLC, State College, Pennsylvania, USA) e MedCalc (2023 MedCalc Software Ltd, Ostenda, Belgio).

La prima parte dell'analisi statistica ha riguardato le analisi con il corretto posizionamento del sensore.

Inizialmente è stato effettuato il test di Anderson-Darling per valutare la distribuzione dei dati. Essendo i dati distribuiti normalmente, i valori del ROM di ogni esercizio sono stati calcolati in ogni condizione utilizzando la statistica descrittiva (media \pm deviazione standard).

Per gli esercizi eseguiti bilateralmente, è stato condotto un t-test preliminare sui valori di ROM di tutti i partecipanti, per verificare che non vi fossero differenze statisticamente significative tra i movimenti eseguiti sul lato destro e sul lato sinistro.

Successivamente, per ogni esercizio, è stata calcolata la correlazione lineare tra i valori di ROM ottenuti con la IMU e quelli ottenuti con il sistema optoelettronico, utilizzando il coefficiente di correlazione di Pearson, r , che assume un valore superiore a 0.7 in caso di correlazione fortemente positiva.

I dati sono stati considerati statisticamente significativi per valori di p-value inferiori a 0.05.

In seguito, è stata calcolata l'accuratezza percentuale della misura del sensore in ogni esercizio, metrica che permette di valutare l'entità dell'errore complessivo tra la misurazione ottenuta dalla IMU e quella ottenuta dal sistema optoelettronico, utilizzando la seguente formula:

$$accuratezza = \frac{ROM_{IMU} - ROM_{optoelettronico}}{ROM_{optoelettronico}} \times 100$$

Al fine di valutare la concordanza tra le due tecniche di misurazione, è stato utilizzato il coefficiente di correlazione di concordanza di Lin (CCC), il quale assume un valore superiore a 0.7 in caso di forte concordanza (Lin, 1989).

Inoltre, la concordanza tra le due tecniche di misurazione è stata valutata graficamente attraverso i diagrammi di Bland-Altman.

Infine, per valutare l'accuratezza delle misurazioni effettuate dal sensore, per ogni esercizio è stato calcolato l'errore quadratico medio (RMSE), tra i valori di ROM risultanti dalle misurazioni IMU e quelli risultanti dalle misurazioni del sistema optoelettronico.

L'RMSE fornisce una stima delle discrepanze tra i valori rilevati dal sensore e quelli ottenuti dal sistema optoelettronico ed è definito come:

$$RMSE = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(\hat{y}_i - y_i)^2}{n}} = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{e_i^2}{n}}$$

Dove $\hat{y}_1 \dots \hat{y}_n$ indicano i valori di ROM risultanti dalle misurazioni del sensore, $y_1 \dots y_n$ indicano i valori di ROM risultanti dalle misurazioni del sistema optoelettronico, $e_1 \dots e_n$ indicano gli errori e n è il numero di osservazioni.

Valori di RMSE prossimi allo zero indicano che gli output della IMU sono comparabili a quelli del sistema optoelettronico.

La seconda parte dell'analisi statistica si è focalizzata sul posizionamento errato del sensore durante l'esecuzione dei soli esercizi di flessione ed estensione dell'anca.

I valori medi di ROM dei task motori eseguiti con il sensore malposizionato sono stati confrontati con quelli dei corrispondenti task motori eseguiti con il sensore correttamente posizionato.

La sensibilità dell'output del sensore al posizionamento scorretto del sensore stesso è stata valutata utilizzando l'RMSE, calcolato confrontando i valori di ROM ottenuti negli esercizi eseguiti con la IMU malposizionata e quelli ottenuti negli esercizi eseguiti con la IMU correttamente posizionata.

In particolare, $\hat{y}_1 \dots \hat{y}_n$ indicano i valori di ROM dell'esercizio eseguito con il sensore posizionato in maniera non corretta, $y_1 \dots y_n$ indicano i valori di ROM dell'esercizio corrispondente eseguito con il sensore correttamente posizionato, $e_1 \dots e_n$ indicano gli errori e n indica il numero di osservazioni.

CAPITOLO 3

RISULTATI

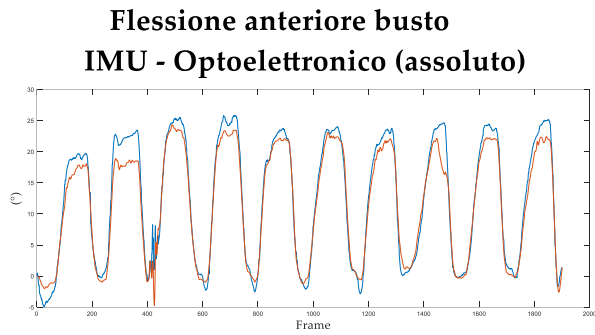
3.1 Confronto tra gli output dei due sistemi

Gli output dei due sistemi sono stati confrontati per ogni task motorio in base a quanto descritto nel precedente capitolo.

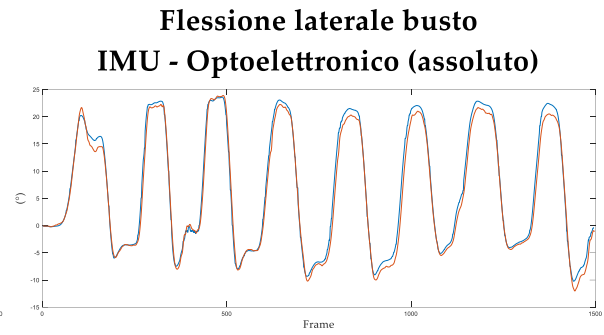
Per una prima analisi qualitativa, l'andamento dell'angolo misurato dalla IMU è stato rappresentato graficamente insieme a quello ricavato dal sistema optoelettronico, per ogni gesto motorio. Di seguito si riportano i grafici relativi ad un soggetto con gli andamenti tipici degli angoli della IMU rispetto a quelli del sistema optoelettronico, rispettivamente definiti come assoluti (Figura 17) e relativi (Figura 18) in base alla convenzione adottata. In ciascun grafico, i picchi visibili dopo le prime due ripetizioni di ciascun esercizio sono relativi al trigger di sincronizzazione. L'andamento globale dei tracciati relativi agli angoli registrati dal sensore risulta congruente con quello ottenuto dal sistema optoelettronico per ciascuno degli esercizi considerati, con differenze di diversa entità nell'ampiezza raggiunta dai due segnali.

Dai grafici in Figura 17 è possibile osservare che l'angolo registrato dal sensore (linea azzurra), rispetto all'angolo assoluto ottenuto dal sistema optoelettronico (linea arancione), raggiunge un'ampiezza maggiore nei task motori di flessione anteriore del busto (Figura 17a) e di flessione d'anca (Figura 17d), minore negli esercizi di estensione d'anca (Figura 17e) e semi-squat (Figura 17f) e comparabile nei gesti motori di flessione laterale del busto (Figura 17b) ed abduzione dell'anca (Figura 17c).

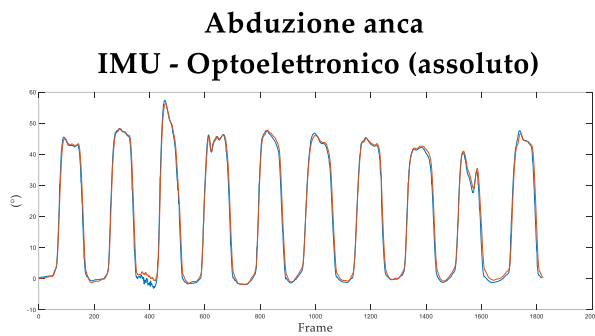
Nei grafici di confronto tra gli angoli stimati dalla IMU e quelli relativi ottenuti dal sistema optoelettronico (Figura 18), la differenza tra i valori di picco dei due segnali è evidente nei task motori che coinvolgono l'anca, ovvero abduzione (Figura 18a), flessione (Figura 18b), estensione (Figura 18c) e semi-squat (Figura 18d). Gli angoli di estensione del ginocchio (Figura 18e) registrati dai due sistemi presentano un'ampiezza comparabile.



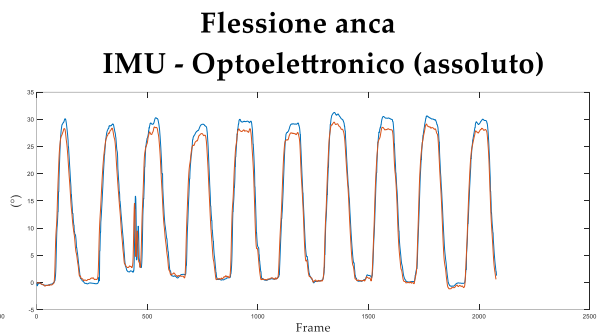
(a)



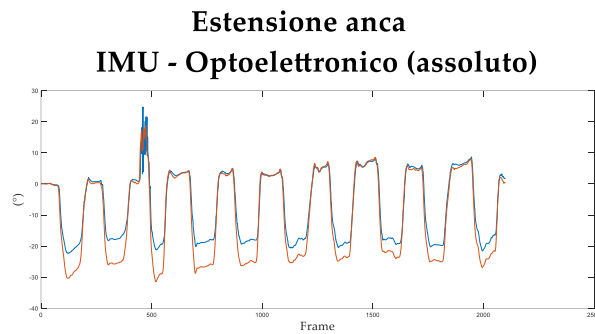
(b)



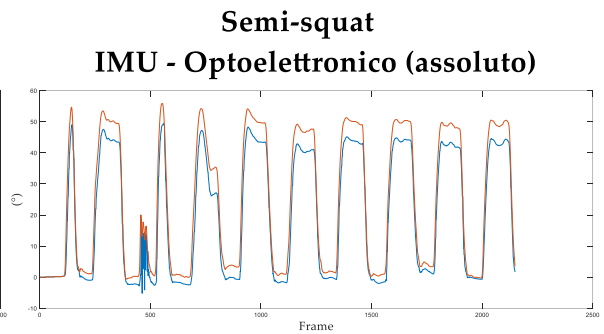
(c)



(d)



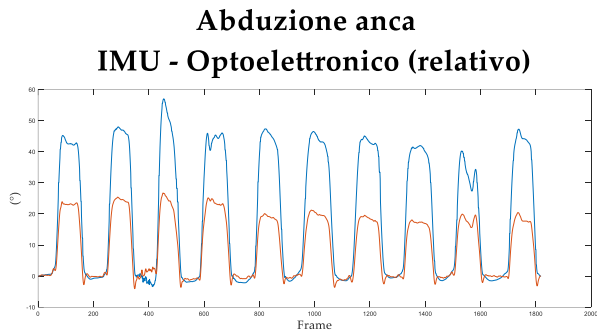
(e)



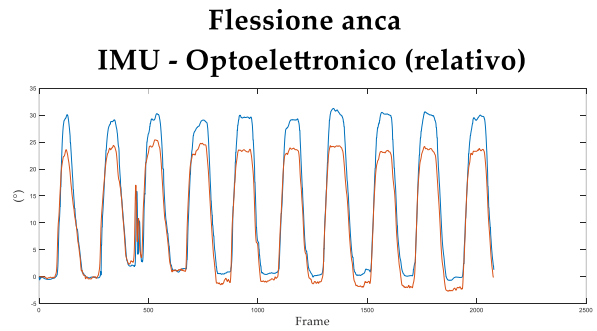
(f)



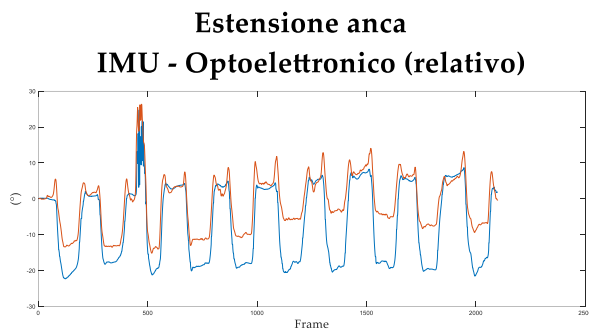
Figura 17: Angolo stimato dalla IMU (linea azzurra) plottato rispetto all'angolo assoluto stimato dall'optoelettronico (linea arancione) negli esercizi di flessione anteriore del busto (a), flessione laterale del busto (b), abduzione dell'anca (c), flessione dell'anca (d), estensione dell'anca (e) e semi-squat (f).



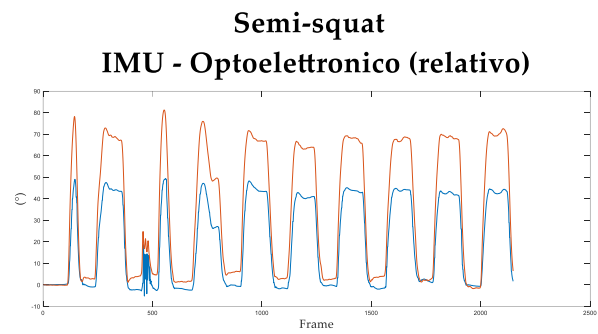
(a)



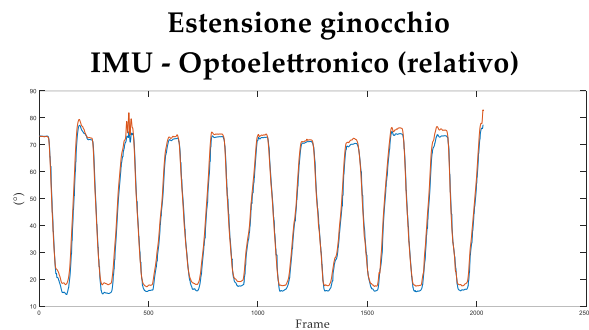
(b)



(c)



(d)



(e)



Figura 18: Angolo stimato dalla IMU (linea azzurra) plottato rispetto all'angolo relativo stimato dall'optoelettronico (linea arancione) negli esercizi di abduzione dell'anca (a), flessione dell'anca (b), estensione dell'anca (c), semi-squat (d) ed estensione del ginocchio (e).

I ROM di ciascun task motorio per ogni partecipante sono stati calcolati dalle misure angolari ottenute dal sensore e dal sistema optoelettronico.

Il test di Anderson-Darling ha evidenziato che i valori di ROM relativi ai diversi task motori seguono una distribuzione di probabilità normale.

Per gli esercizi eseguiti bilateralmente, il t-test preliminare condotto non ha evidenziato una differenza statisticamente significativa tra i valori di ROM degli esercizi eseguiti sul lato destro e quelli degli esercizi eseguiti sul lato sinistro. Pertanto, tali valori sono stati combinati al fine di includere il numero totale di movimenti nelle elaborazioni.

Il ROM di ciascun task motorio è stato calcolato come la media dei valori di ROM dei partecipanti ed è riportato in Tabella 4, insieme alla rispettiva deviazione standard.

La differenza media tra i ROM ottenuti dalle misurazioni angolari del sensore e i ROM ottenuti dagli angoli assoluti acquisiti dal sistema optoelettronico è pari a $4.3^{\circ} \pm 3.4^{\circ}$. Si può osservare che la IMU sottostima di pochi gradi gli angoli di flessione laterale del busto e di flessione, estensione ed abduzione dell'anca, mentre sovrastima l'angolo di flessione anteriore del busto.

La differenza media tra i ROM calcolati dalle misurazioni angolari del sensore e i ROM calcolati dagli angoli relativi ottenuti dal sistema optoelettronico è di $7.2^{\circ} \pm 5.3^{\circ}$.

In particolare, dai dati risulta che il sensore sovrastima gli angoli di estensione del ginocchio, di flessione ed estensione dell'anca di 4.9° , 2.8° e 3.21° , rispettivamente.

La differenza più significativa (15.3°) si osserva nell'esercizio di semi-squat, in cui la IMU sottostima l'angolo di movimento.

	ROM (°)		
	IMU	Optoelettronico (relativo)	Optoelettronico (assoluto)
Flessione dell'anca	30.28 (5.24)	27.48 (5.10)	31.32 (5.17)
Estensione dell'anca	17.08 (3.75)	13.87 (3.76)	23.40 (4.26)
Abduzione dell'anca	30.93 (6.09)	21.27 (3.81)	35.12 (5.90)
Flessione dell'anca (semi-squat)	33.92 (7.34)	49.19 (15.82)	34.80 (9.33)
Flessione anteriore del busto	40.15 (8.36)		30.15 (5.50)
Flessione laterale del busto	26.53 (5.33)		30.10 (6.06)
Estensione del ginocchio	71.05 (10.28)	66.15 (9.95)	

Tabella 4: Valori medi di ROM di ogni esercizio, con la corrispondente deviazione standard riportata tra parentesi.

Per ogni gesto motorio sono stati calcolati i valori di accuratezza percentuale delle misure del sensore rispetto a quelle del sistema optoelettronico (Tabella 5).

Nel confronto tra gli angoli stimati dalla IMU e quelli relativi ottenuti dal sistema optoelettronico, l'accuratezza percentuale risulta in media pari a 11.03%, mentre nel confronto con gli angoli assoluti acquisiti dal sistema optoelettronico, l'accuratezza percentuale media è del -3.91%.

	Accuratezza (%)	
	IMU vs Optoelettronico (relativo)	IMU vs Optoelettronico (assoluto)
Flessione dell'anca	10.20	-3.33
Estensione dell'anca	23.17	-27.01
Abduzione dell'anca	45.42	-11.94
Flessione dell'anca (semi-squat)	-31.04	-2.54
Flessione anteriore del busto		33.20
Flessione laterale del busto		-11.84
Estensione del ginocchio	7.40	

Tabella 5: Accuratezza percentuale della misura della IMU, confrontata con la misura del sistema optoelettronico.

La Tabella 6 riporta i valori del coefficiente di correlazione di Pearson e del coefficiente di correlazione di concordanza di Lin (CCC), tra i valori di ROM ottenuti dalle misurazioni IMU e quelli ottenuti dalle misurazioni del sistema optoelettronico per ogni esercizio eseguito.

I valori statisticamente significativi ($p < 0.05$) sono evidenziati in grassetto e contrassegnati da un asterisco.

Ad eccezione dei task motori di estensione d'anca e di abduzione d'anca (nel confronto tra gli angoli rilevati dalla IMU e quelli relativi ottenuti dal sistema optoelettronico) e flessione anteriore del busto (nel confronto tra l'angolo rilevato dalla IMU e quello assoluto ottenuto dal sistema optoelettronico), vi è una correlazione fortemente positiva tra i valori di ROM ottenuti dalle misurazioni IMU e quelli ottenuti dalle misurazioni del sistema optoelettronico, come evidenziato dai valori del coefficiente di correlazione di Pearson superiori a 0.7. Tali valori risultano inoltre statisticamente significativi ($p < 0.05$).

Nel confronto tra le misurazioni angolari della IMU e gli angoli assoluti ottenuti dal sistema optoelettronico, il coefficiente di concordanza di Lin risulta maggiore di 0.7 nei task motori di flessione ed abduzione dell'anca, semi-squat e flessione laterale del busto, ad indicare un accordo tra le due tecniche di misurazione, mentre nel confronto tra le misurazioni della IMU e gli angoli relativi ottenuti dal sistema optoelettronico tale coefficiente supera il valore di 0.7 negli esercizi di flessione dell'anca ed estensione del ginocchio.

	Coefficiente di correlazione di Pearson r		Coefficiente di concordanza di Lin CCC	
	IMU vs Optoelettronico (relativo)	IMU vs Optoelettronico (assoluto)	IMU vs Optoelettronico (relativo)	IMU vs Optoelettronico (assoluto)
Flessione dell'anca	0.81*	0.86*	0.80	0.90
Estensione dell'anca	0.38	0.75*	0.39	0.43
Abduzione dell'anca	0.38	0.82*	0.23	0.76
Flessione dell'anca (semi-squat)	0.86*	0.95*	0.44	0.94
Flessione anteriore del busto		0.68		0.52
Flessione laterale del busto		0.95*		0.83
Estensione del ginocchio	0.95*		0.92	

Tabella 6: Coefficiente di correlazione di Pearson e coefficiente di concordanza di Lin tra i valori di ROM della IMU e i valori di ROM del sistema optoelettronico. *= $p < 0.05$.

La Tabella 7 riporta l'errore quadratico medio (RMSE) tra i valori di ROM ottenuti dalle misurazioni della IMU e i valori di ROM ottenuti dalle misurazioni del sistema optoelettronico, per ciascun task motorio.

Nel confronto tra gli angoli stimati dalla IMU e quelli relativi ottenuti dal sistema optoelettronico, l'RMSE medio è pari a $9.1 \pm 5.7^\circ$ e assume il valore minimo per l'esercizio di flessione dell'anca (4.5°) e il massimo per l'esercizio di semi-squat (17.95°).

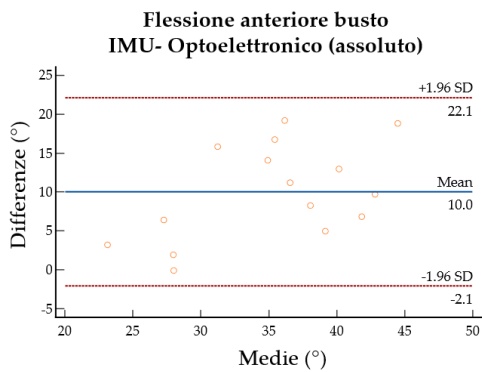
Nella comparazione tra gli angoli registrati dall'IMU e gli angoli assoluti ottenuti dal sistema optoelettronico, l'RMSE medio è pari a $6.9 \pm 4.2^\circ$. Il valore di RMSE minimo si ottiene per l'esercizio di flessione dell'anca (3.68°), quello massimo per l'esercizio di flessione anteriore del busto (14.55°).

	RMSE (°)	
	IMU vs Optoelettronico (relativo)	IMU vs Optoelettronico (assoluto)
Flessione dell'anca	4.50	3.68
Estensione dell'anca	5.45	8.47
Abduzione dell'anca	11.48	6.38
Flessione dell'anca (semi-squat)	17.95	3.71
Flessione anteriore del busto		14.55
Flessione laterale del busto		4.49
Estensione del ginocchio	5.90	

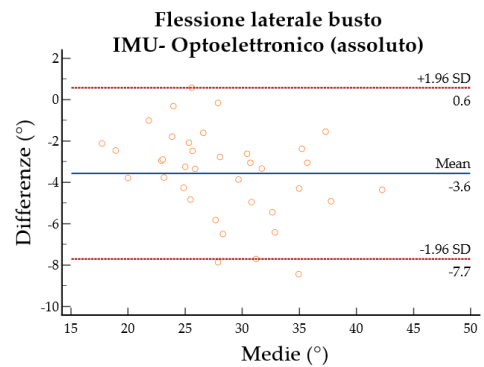
Tabella 7: RMSE tra i valori di ROM ottenuti dalla IMU e i valori di ROM ottenuti dal sistema optoelettronico, per ogni gesto motorio.

I diagrammi di Bland-Altman, che confrontano i valori di ROM ottenuti dagli angoli registrati dalla IMU con i valori di ROM ottenuti dagli angoli assoluti e relativi stimati dal sistema optoelettronico, sono riportati in Figura 19 e in Figura 20. L'asse verticale dei diagrammi riporta le differenze tra le misure ottenute dai due sistemi, mentre sull'asse orizzontale sono rappresentate le medie aritmetiche di tali misure. La linea al centro rappresenta la media delle differenze tra le misurazioni dei due metodi. Le due linee tratteggiate, collocate al di sopra e al di sotto della linea centrale, rappresentano i limiti dell'intervallo di confidenza della media delle differenze. La posizione di queste due linee è calcolata come la media delle differenze più o meno 1.96 volte la deviazione standard.

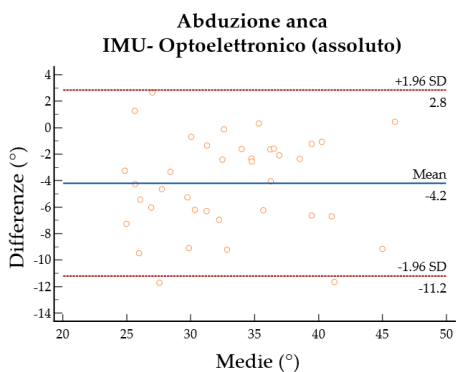
Se il 95% dei punti del grafico si trova all'interno dell'intervallo di confidenza, l'analisi di Bland-Altman indica una concordanza tra i due sistemi di misurazione. È possibile osservare che, globalmente, esiste un accordo tra i due metodi, nonostante in alcuni grafici (Figure 19b-e, 20a) delle misurazioni non siano in completo accordo.



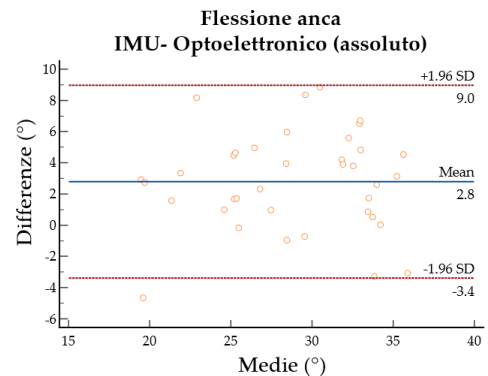
(a)



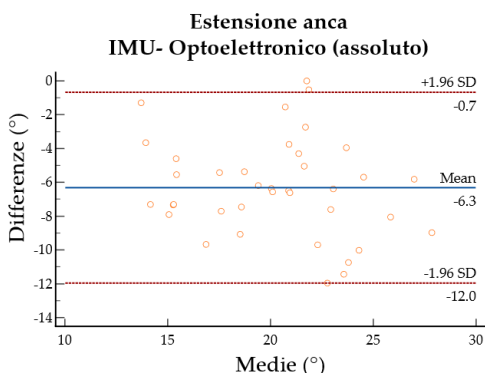
(b)



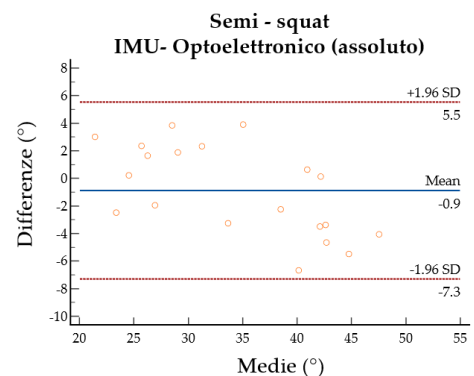
(c)



(d)

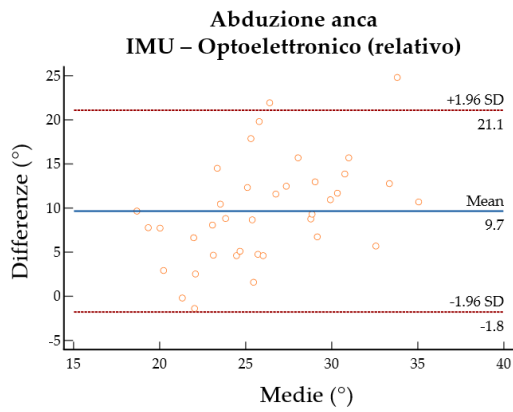


(e)

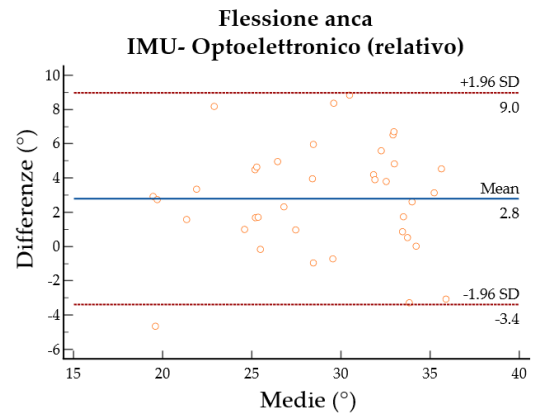


(f)

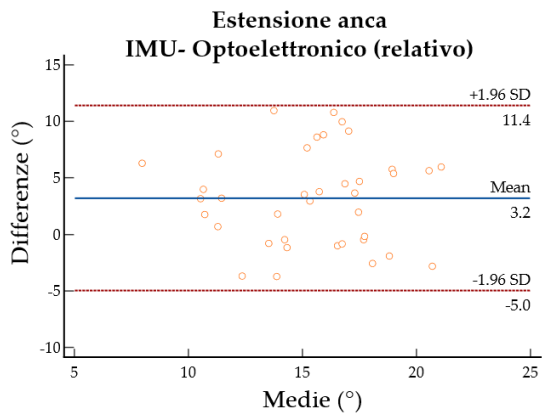
Figura 19: Diagrammi di Bland-Altman degli esercizi di flessione anteriore del busto (a), flessione laterale del busto (b), abduzione dell'anca (c), flessione dell'anca (d), estensione dell'anca (e), semi-squat (f). Valori di ROM ottenuti dalla IMU vs valori di ROM ottenuti dal sistema optoelettronico (angolo assoluto).



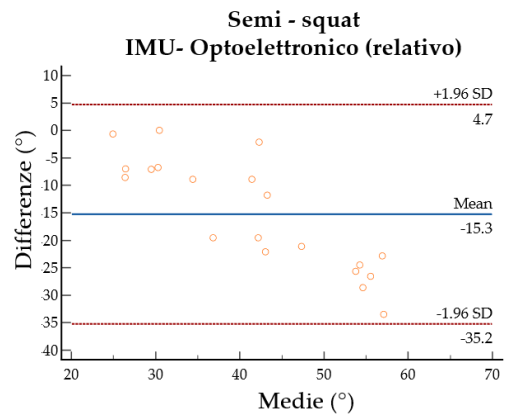
(a)



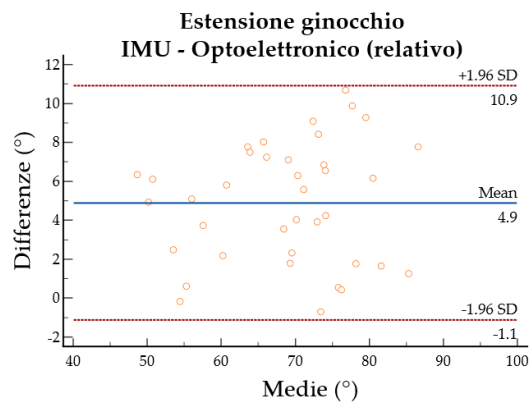
(b)



(c)



(d)



(e)

Figura 20: Diagrammi di Bland-Altman degli esercizi di abduzione dell'anca (a), flessione dell'anca (b), estensione dell'anca (c), semi-squat (d), estensione del ginocchio (e). Valori di ROM ottenuti dalla IMU vs valori di ROM ottenuti dal sistema optoelettronico (angolo relativo).

3.2 Sensitività dell'output del sensore all'errato posizionamento

La sensitività dell'output della IMU all'errato posizionamento di questa è stata valutata mediante l'esecuzione degli esercizi di flessione ed estensione dell'anca, con la IMU dislocata lateralmente e medialmente rispetto alla posizione corretta di una lunghezza pari al 10% della circonferenza della coscia del partecipante.

I ROM ottenuti con la IMU malposizionata sono stati calcolati per ogni partecipante, al fine di confrontarli con i ROM ottenuti con il sensore posizionato correttamente.

La Tabella 8 riporta i valori medi di ROM ottenuti dal sensore posizionato correttamente e quelli ottenuti dal sensore dislocato lateralmente e medialmente, per gli esercizi di flessione ed estensione dell'anca.

La differenza media tra i ROM ottenuti dalle misurazioni della IMU posizionata correttamente e quelli ottenuti dalle misurazioni della IMU posizionata non correttamente è pari a $3.0^{\circ} \pm 1.6^{\circ}$. In particolare, dai dati si osserva che il sensore malposizionato lateralmente e medialmente sovrastima l'angolo di flessione dell'anca di 2.58° e di 1.38° , rispettivamente.

Nel task motorio di estensione d'anca, l'angolo di movimento viene sottostimato di 5.18° dalla IMU malposizionata lateralmente e sovrastimato di 2.9° dalla IMU malposizionata medialmente.

	ROM (°)		
	Posizionamento corretto	Malposizionamento laterale	Malposizionamento mediale
Flessione dell'anca	30.28 (5.24)	27.70 (5.79)	28.90 (4.88)
Estensione dell'anca	17.08 (3.75)	11.90 (3.61)	19.98 (3.36)

Tabella 8: Valori medi di ROM misurati dal sensore posizionato correttamente e valori medi di ROM misurati dal sensore dislocato lateralmente e medialmente. La deviazione standard è riportata tra parentesi.

In Tabella 9 vengono riportati gli RMSE calcolati tra i valori di ROM ottenuti con il sensore correttamente posizionato e quelli ottenuti con il sensore dislocato lateralmente e medialmente, per gli esercizi di flessione ed estensione dell'anca.

Il valore medio di RMSE è pari a $5.55 \pm 1.03^\circ$.

Il valore minore di RMSE (4.86°) viene ottenuto nel task motorio di estensione dell'anca con malposizionamento mediale della IMU, mentre il valore maggiore (7.09°) viene ottenuto nello stesso task motorio con malposizionamento laterale.

	RMSE (°)
Flessione dell'anca malposizionamento laterale	5.13
Flessione dell'anca malposizionamento mediale	5.12
Estensione dell'anca malposizionamento laterale	7.09
Estensione dell'anca malposizionamento mediale	4.86

Tabella 9: RMSE tra i valori medi di ROM ottenuti con il sensore correttamente posizionato e i valori medi di ROM ottenuti con il sensore dislocato lateralmente e medialmente.

CAPITOLO 4

DISCUSSIONE, CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

Il dispositivo medico Kari, basato su un'unica unità di misura inerziale (IMU) e sviluppato per condurre e monitorare la terapia di esercizio del paziente a distanza, rappresenta una soluzione tecnologica innovativa per la riabilitazione in ambiente domiciliare.

Tuttavia, per una corretta adozione delle nuove tecnologie nella riabilitazione, è necessario valutarne l'accuratezza, l'affidabilità e la precisione (Orwat et al., 2010) mediante il confronto con i sistemi optoelettronici, considerati il gold standard per l'analisi del movimento.

Inoltre, poiché la posizione errata delle IMU sui segmenti corporei durante l'utilizzo non supervisionato può compromettere le prestazioni del sistema, è necessario valutare anche la sensibilità dell'output della IMU al malposizionamento della stessa (Leardini et al. 2014).

Il presente studio di validazione aveva come principale obiettivo la valutazione dell'accuratezza delle misure angolari del dispositivo in relazione all'output del sistema ritenuto il gold standard, oltre che la valutazione della sensibilità dell'output del dispositivo al suo errato posizionamento.

Da una prima analisi qualitativa l'andamento globale dei tracciati relativi agli angoli registrati dal sensore è risultato congruente con quello ottenuto dal sistema optoelettronico per ciascuno dei task motori considerati, con differenze di diversa entità osservabili a livello dei valori di picco.

Per gli esercizi che coinvolgono l'articolazione dell'anca, dai grafici è emersa una discrepanza tra i valori di picco degli angoli registrati dalla IMU e gli angoli definiti come relativi ottenuti dal sistema optoelettronico. Al contrario, gli angoli registrati dalla IMU e gli angoli definiti come assoluti ottenuti dal sistema optoelettronico hanno mostrato un andamento più concorde a livello dei valori di picco.

La ragione di queste differenze va ricercata proprio nella convenzione con cui gli angoli in output dal sistema optoelettronico sono stati definiti. Gli angoli assoluti sono riferiti al sistema di coordinate del laboratorio, mentre gli angoli relativi descrivono l'orientamento del segmento corporeo distale rispetto a quello prossimale. Generalmente, gli angoli del tronco e del bacino sono angoli assoluti, mentre gli angoli di anca, ginocchio e caviglia sono angoli relativi, in accordo con il protocollo Davis (Davis et al., 1991). Per l'articolazione dell'anca, gli angoli relativi descrivono l'orientamento del segmento coscia rispetto al bacino, mentre gli angoli assoluti descrivono l'angolo formato dal segmento coscia rispetto al sistema di coordinate del laboratorio.

Il sensore misura gli angoli come assoluti, ovvero calcola l'angolo del segmento corporeo su cui è posizionato rispetto al proprio sistema di coordinate.

La valutazione quantitativa dei valori dei ROM ha confermato quanto già emerso a livello qualitativo, per ciò che concerne i task motori che coinvolgono il movimento dell'anca nei tre piani anatomici. Per gli esercizi di abduzione, flessione, estensione dell'anca e semi-squat, gli angoli registrati dalla IMU sono stati quindi confrontati con gli angoli assoluti ottenuti dal sistema optoelettronico.

Negli esercizi di abduzione, estensione e flessione dell'anca, il sensore ha sottostimato l'ampiezza dell'angolo di movimento rispetto all'angolo ottenuto dal sistema optoelettronico, con un RMSE rispettivamente di 6.4° , 8.5° e 3.7° .

Nell'esercizio di semi-squat, l'angolo di flessione dell'anca destra rilevato dalla IMU è risultato inferiore del 2.5% rispetto all'angolo ottenuto dal sistema optoelettronico, con un RMSE di 3.7° .

Nei task motori di abduzione e flessione dell'anca, i valori di RMSE sono risultati coerenti con quelli ottenuti da Bessone et al. in un recente studio, in cui sono stati confrontati gli angoli registrati da 16 IMU con gli angoli ottenuti dal sistema optoelettronico. L'RMSE riportato per gli esercizi di abduzione e flessione dell'anca era compreso tra 4.9° e 7.3° .

Nonostante il coefficiente di correlazione di Pearson abbia indicato una correlazione fortemente positiva tra di essi, l'angolo di estensione dell'anca misurato dal sensore è risultato discordante rispetto all'angolo ottenuto dal sistema optoelettronico. La causa di tale differenza potrebbe essere attribuita sia al posizionamento del sensore, sia al pattern di movimento, sia alla mobilità articolare del partecipante.

In particolare, la mobilità articolare (i.e., la capacità dell'individuo di eseguire movimenti di grande ampiezza esprimendo grandi escursioni articolari) è influenzata da fattori anatomici, strutturali e fisiologici, nonché dal background sportivo dell'individuo.

Nel movimento di estensione dell'anca, un partecipante con una ridotta mobilità articolare potrebbe adottare strategie compensatorie, come ad esempio l'abduzione e l'extrarotazione dell'anca. Un movimento che avviene su più piani e non esclusivamente sul piano sagittale, potrebbe non essere rilevato con precisione dal sensore.

La IMU ha sovrastimato l'angolo di estensione del ginocchio di 4.9° in media, con un RMSE pari a 5.9° , risultati coerenti con quelli di due precedenti studi (Leardini et al., 2014; Bessone et al., 2022) in cui venivano riportati una differenza media di 3.8° e un RMSE variabile tra 5.3° e 8.1° .

L'angolo di flessione laterale del busto rilevato dalla IMU è risultato inferiore dell'11.9% rispetto all'angolo ottenuto dal sistema optoelettronico, con un RMSE di 4.5° , valore confrontabile con quello ottenuto in un precedente studio (Plamondon et al., 2007), dove l'RMSE è risultato inferiore a 3° .

Nei task motori di flessione e abduzione d'anca, semi-squat, estensione del ginocchio e flessione laterale del busto, i risultati ottenuti dalla IMU e dal sistema optoelettronico hanno mostrato una correlazione fortemente positiva, come evidenziato dai valori del coefficiente di correlazione di Pearson, superiori a 0.7. I valori del coefficiente di concordanza di Lin, superiori a 0.7, e l'analisi grafica dei diagrammi di Bland-Altman (Figura 19, Figura 20) hanno indicato una concordanza tra le due tecniche di misurazione.

Rispetto all'angolo ottenuto dal sistema optoelettronico, il sensore ha sovrastimato del 33.2% l'angolo di flessione anteriore del busto, con una differenza media di 10° e un RMSE pari a 14.6°, nonostante il coefficiente di correlazione di Pearson abbia indicato una correlazione abbastanza positiva tra i due angoli.

I risultati ottenuti per questo specifico task motorio hanno mostrato una discrepanza rispetto a quelli ottenuti in precedenti studi. Ad esempio, Leardini et al. (2014), hanno ottenuto una differenza media di 2.2° tra l'angolo di flessione anteriore del busto rilevato da un sistema di tre IMU e quello registrato dal sistema optoelettronico.

Nello studio di Plamondon et al. (2007), in cui sono stati confrontati i risultati di un sistema ibrido costituito da due sensori inerziali tridimensionali con quelli del sistema optoelettronico, l'RMSE relativo all'angolo di flessione del tronco si è mantenuto sempre inferiore a 3°.

I risultati ottenuti nel presente studio nell'esercizio di flessione anteriore del busto potrebbero essere dovuti sia al posizionamento del sensore al centro del petto, sia all'impiego di una sola IMU per la stima dell'angolo di movimento.

Un'ulteriore causa della discrepanza tra l'angolo di flessione anteriore del busto ottenuto dalla IMU e quello ottenuto dal sistema optoelettronico potrebbe essere l'implementazione del protocollo Davis, che considera il tronco come un segmento unico, definito dai marker della settima vertebra cervicale, degli acromion, delle spine iliache superiori anteriori e della seconda vertebra sacrale.

L'utilizzo di un diverso protocollo, che divida il tronco in diverse regioni, potrebbe condurre a risultati differenti. Ad esempio, nello studio condotto da Vismara et al. (2012) è stato sviluppato un nuovo modello biomeccanico del tronco, in cui sono stati utilizzati 11 marcatori passivi (due sulle vertebre toraciche, due sulle vertebre lombari, uno sul sacro, quattro sul bacino e due sugli acromion).

Per caratterizzare la mobilità del tronco sul piano sagittale sono stati calcolati quattro angoli, mediante il sistema optoelettronico: inclinazione del tronco in avanti, inclinazione pelvica anteriore, movimento lombare e movimento toracico.

Poiché il sensore utilizzato nel presente studio viene posizionato sul petto, la comparazione tra l'angolo rilevato dal sensore e l'angolo di movimento toracico potrebbe portare a risultati più accurati.

In merito alla valutazione della sensitività della misurazione del sensore al malposizionamento del sensore stesso, nell'esercizio di flessione dell'anca è stata osservata una riduzione dell'angolo registrato dalla IMU malposizionata, rispetto all'angolo ottenuto dal sensore correttamente posizionato.

Tale riduzione è risultata dell'8.5% e del 4.6% rispettivamente per i malposizionamenti laterale e mediale, con un RMSE di 5.1°, risultati paragonabili a quelli riportati da Leardini et al. (2014), i quali hanno ottenuto un RMSE di $2.1^\circ \pm 1.5^\circ$ per il malposizionamento laterale e un RMSE di $3.1^\circ \pm 1.8^\circ$.

Rispetto all'angolo registrato dal sensore correttamente posizionato, il sensore malposizionato lateralmente ha registrato un angolo di estensione dell'anca inferiore del 30.3%, con un RMSE di 7.1°, mentre il sensore malposizionato medialmente ha registrato un angolo di estensione dell'anca maggiore del 17%, con un RMSE pari a 4.9°, risultati coerenti con quelli riportati da Leardini et. al (2014).

Come ipotizzato, il posizionamento non corretto del sensore ha comportato la diminuzione dell'accuratezza della misura dell'angolo di movimento. La discrepanza tra gli angoli misurati dalla IMU posizionata correttamente e dal sensore posizionato in modo errato è risultata maggiore per il sensore malposizionato lateralmente.

Si suppone che la IMU dislocata lateralmente non registri solo l'angolo di movimento nel piano sagittale, ovvero flessione ed estensione dell'anca, ma anche gli angoli di movimento negli altri piani, ovvero abduzione ed extrarotazione dell'anca. Poiché il sensore presenta come output solo l'angolo di movimento nel piano sagittale, tale angolo è risultato ridotto.

Dalla valutazione della sensitività della misurazione del sensore al malposizionamento del sensore stesso è emerso quindi che l'accuratezza dei dati registrati dalla IMU dipende dalla posizione corretta del sensore sui segmenti corporei.

Tuttavia, la discrepanza tra i range di movimento ottenuti dal sensore malposizionato e quelli ottenuti dal sensore correttamente posizionato è di pochi gradi.

Inoltre, una dislocazione mediale o laterale superiore a quella esaminata in questo studio comporta il fallimento della fase di calibrazione del sensore e la comparsa di un messaggio di avviso all'utente.

Pertanto, il posizionamento improprio del sensore durante l'utilizzo non supervisionato nell'ambito della riabilitazione a domicilio non sembra compromette significativamente le prestazioni del dispositivo.

In conclusione, dai risultati ottenuti nel presente studio è emerso che il dispositivo commerciale per la riabilitazione basato su singolo sensore permette di ottenere misurazioni di movimento affidabili e coerenti con quelle ottenute in studi precedenti mediante l'impiego di sistemi più complessi. In particolare, il dispositivo è risultato sufficientemente accurato da essere utilizzato nei programmi di riabilitazione dell'arto inferiore e del tronco, anche in ambiente domiciliare.

Ulteriori ricerche future potrebbero concentrarsi sulla valutazione dell'accuratezza della misurazione relativa agli esercizi per l'arto superiore e sull'implementazione di protocolli biomeccanici alternativi per il confronto dei dati ottenuti dal sensore con quelli del sistema optoelettronico. Inoltre, poiché il presente lavoro ha coinvolto esclusivamente soggetti sani, studi futuri potrebbero valutare l'accuratezza delle misure di movimento nel caso di individui con limitazioni funzionali.

BIBLIOGRAFIA

- Adesida, Y., Papi, E., & McGregor, A. H. (2019). Exploring the role of wearable technology in sport kinematics and kinetics: A systematic review. *Sensors, 19*(7), 1597.
- Al-Amri, M., Nicholas, K., Button, K., Sparkes, V., Sheeran, L., & Davies, J. L. (2018). Inertial measurement units for clinical movement analysis: Reliability and concurrent validity. *Sensors, 18*(3), 719.
- Bessone, V., Höschele, N., Schwirtz, A., & Seiberl, W. (2022). Validation of a new inertial measurement unit system based on different dynamic movements for future in-field applications. *Sports biomechanics, 21*(6), 685–700.
- Bokolo Anthony Jnr (2020). Use of Telemedicine and Virtual Care for Remote Treatment in Response to COVID-19 Pandemic. *Journal of medical systems, 44*(7), 132.
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. G., & Della Croce, U. (1996). Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical biomechanics, 11*(2), 90-100.
- Chiang, C. Y., Chen, K. H., Liu, K. C., Hsu, S. J., & Chan, C. T. (2017). Data Collection and Analysis Using Wearable Sensors for Monitoring Knee Range of Motion after Total Knee Arthroplasty. *Sensors (Basel, Switzerland), 17*(2), 418.
- Constant, N., Cay, G., Ravichandran, V., Diouf, R., Akbar, U., & Mankodiya, K. (2021). Data analytics for wearable IoT-based telemedicine. In *Wearable Sensors* (pp. 357-378). Academic Press.
- Cuesta-Vargas, A. I., Galán-Mercant, A., & Williams, J. M. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical therapy reviews: PTR, 15*(6), 462–473.
- Dahl, K. D., Dunford, K. M., Wilson, S. A., Turnbull, T. L., & Tashman, S. (2020). Wearable sensor validation of sports-related movements for the lower extremity and trunk. *Medical Engineering & Physics, 84*, 144-150.
- Davis R.B., Ounpuu S., Tyburski D.J., Gage J.R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science 10*: 575-587.
- Giggins, O. M., Sweeney, K. T., & Caulfield, B. (2014). Rehabilitation exercise assessment using inertial sensors: a cross-sectional analytical study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation, 11*(1), 1-10.
- Hindle, B. R., Keogh, J. W., & Lorimer, A. V. (2020). Validation of spatiotemporal and kinematic measures in functional exercises using a minimal modeling inertial sensor methodology. *Sensors, 20*(16), 4586.

- Iosa, M., Picerno, P., Paolucci, S., & Morone, G. (2016). Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert review of medical devices*, 13(7), 641-659.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*.
- Komaridis, D. S., Tarfali, G., O'Flynn, B., & Tedesco, S. (2022). Unsupervised IMU-based evaluation of at-home exercise programmes: a feasibility study. *BMC sports science, medicine & rehabilitation*, 14(1), 28.
- Leardini, A., Lullini, G., Giannini, S., Berti, L., Ortolani, M., & Caravaggi, P. (2014). Validation of the angular measurements of a new inertial-measurement-unit based rehabilitation system: comparison with state-of-the-art gait analysis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11, 136.
- Lin, J. F., & Kulić, D. (2012). Human pose recovery using wireless inertial measurement units. *Physiological measurement*, 33(12), 2099.
- Lin, L. I. (1989). A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. *Biometrics*, 45(1), 255-268.
- Milosevic, B., Leardini, A., & Farella, E. (2020). Kinect and wearable inertial sensors for motor rehabilitation programs at home: state of the art and an experimental comparison. *Biomedical engineering online*, 19(1), 25.
- O'Reilly, M., Duffin, J., Ward, T., & Caulfield, B. (2017). Mobile App to Streamline the Development of Wearable Sensor-Based Exercise Biofeedback Systems: System Development and Evaluation. *JMIR rehabilitation and assistive technologies*, 4(2), e9.
- Orwat, C., Rashid, A., Holtmann, C., Wolk, M., Scheermesser, M., Kosow, H., & Graefe, A. (2010). Adopting pervasive computing for routine use in healthcare. *IEEE Pervasive Computing*, 9(2), 64-71.
- Papi, E., Osei-Kuffour, D., Chen, Y. M., & McGregor, A. H. (2015). Use of wearable technology for performance assessment: a validation study. *Medical engineering & physics*, 37(7), 698-704.
- Plamondon, A., Delisle, A., Larue, C., Brouillette, D., McFadden, D., Desjardins, P., & Larivière, C. (2007). Evaluation of a hybrid system for three-dimensional measurement of trunk posture in motion. *Applied Ergonomics*, 38(6), 697-712.
- Poitras, I., Dupuis, F., Biemann, M., Campeau-Lecours, A., Mercier, C., Bouyer, L. J., & Roy, J. S. (2019). Validity and Reliability of Wearable Sensors for Joint Angle Estimation: A Systematic Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 19(7), 1555.
- Ribera D'Alcalà, E., Voerman, J. A., Konrath, J. M., Vydhyathan, A. (2021). Xsens DOT Wearable Sensor Platform White Paper.

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 & biological engineering & computing*, 55, 609-619.

Saggio, G., Tombolini, F., Ruggiero, A. (2020). Technology-based complex motor tasks assessment: a 6-DOF inertial-based system vs. a gold-standard optoelectronic-based one. *IEEE Sensors Journal*. PP. 1-1. 10.1109/JSEN.2020.3016642.

Teufl, W., Miezal, M., Taetz, B., Fröhlich, M., & Bleser, G. (2018). Validity, test-retest reliability and long-term stability of magnetometer free inertial sensor-based 3D joint kinematics. *Sensors*, 18(7), 1980.

Teufl, W., Miezal, M., Taetz, B., Fröhlich, M., & Bleser, G. (2019). Validity of inertial sensor-based 3D joint kinematics of static and dynamic sport and physiotherapy specific movements. *PloS one*, 14(2), e0213064.

Trombetta, M., Bazzanello Henrique, P. P., Brum, M. R., Colussi, E. L., De Marchi, A. C. B., & Rieder, R. (2017). Motion Rehab AVE 3D: A VR-based exergame for post-stroke rehabilitation. *Computer methods and programs in biomedicine*, 151, 15–20.

Vismara, L., Cimolin, V., Menegoni, F., Zaina, F., Galli, M., Negrini, S., Villa, V., & Capodaglio, P. (2012). Osteopathic manipulative treatment in obese patients with chronic low back pain: a pilot study. *Manual therapy*, 17(5), 451–455.

LISTA DELLE FIGURE

<i>Figura 2: Movimento di traslazione nei tre assi perpendicolari (a), movimento di rotazione attorno ai tre assi perpendicolari (b), gradi di libertà totali della IMU (c). Immagine tratta da https://www.honeywell.com</i>	5
<i>Figura 2: Laboratorio di analisi della postura e del movimento “Luigi Divieti”, Dipartimento di Elettronica, Informazione e Bioingegneria (Politecnico di Milano, Italia)</i>	11
<i>Figura 3: Telecamere del sistema SMART DX 400 (BTS Bioengineering SPA, Milano, Italia)</i>	11
<i>Figura 4: Marcatori utilizzati per le acquisizioni all’interno del laboratorio ($\varnothing=10-15$ mm)</i>	12
<i>Figura 5: Kit del dispositivo</i>	13
<i>Figura 6: Luci del sensore e loro significato</i>	14
<i>Figura 7: Fase di dressing con fasce (a), fase di dressing con il sensore (b)</i>	15
<i>Figura 8: Adattamento dell’esercizio al movimento eseguito dall’utente</i>	15
<i>Figura 9: Esercizi di estensione del ginocchio da posizione seduta (a), semi-squat (b), flessione anteriore del busto (c), flessione laterale del busto (d), abduzione dell’anca (e), flessione dell’anca (f), estensione dell’anca (g)</i>	17
<i>Figura 10: Set di marcatori del protocollo Davis (a), modello Davis modificato dall’aggiunta del marcatore sul sensore per la procedura di labelling (b)</i>	20
<i>Figura 11: Segnale di accelerazione lungo l’asse x del sensore (figura in alto) e segnale di posizione del marker kari lungo l’asse y del laboratorio (figura in basso), rispetto al numero di fotogrammi (frame). Il trigger di sincronizzazione è visibile, sottoforma di picchi, dopo le prime due ripetizioni dell’esercizio</i>	23
<i>Figura 12: Finestre temporali isolate dai due segnali di riferimento contenenti i picchi utilizzati per la sincronizzazione</i>	23
<i>Figura 13: Segnale di posizione del marker kari lungo l’asse y del laboratorio (figura in basso), allineato al segnale di accelerazione lungo l’asse x registrato dal sensore (figura in alto)</i>	24
<i>Figura 14: Rappresentazione dell’angolo registrato dal sensore (linea azzurra) e dell’angolo (relativo) registrato dal sistema optoelettronico (linea arancione)</i>	24
<i>Figura 15: Ripetizioni isolate del task motorio registrato dal sensore (a) e del sistema optoelettronico (b)</i>	25

Figura 16: Ripetizioni e ripetizioni normalizzate dei segnali angolari del sensore e del sistema optoelettronico _____ 25

Figura 17: Angolo stimato dalla IMU (linea azzurra) plottato rispetto all'angolo assoluto stimato dall'optoelettronico (linea arancione) negli esercizi di flessione anteriore del busto (a), flessione laterale del busto (b), abduzione dell'anca (c), flessione dell'anca (d), estensione dell'anca (e) e semi-squat (f) __ 30

Figura 18: Angolo stimato dalla IMU (linea azzurra) plottato rispetto all'angolo relativo stimato dall'optoelettronico (linea arancione) negli esercizi di abduzione dell'anca (a), flessione dell'anca (b), estensione dell'anca (c), semi-squat (d) ed estensione del ginocchio (e) _____ 31

Figura 19: Diagrammi di Bland-Altman degli esercizi di flessione anteriore del busto (a), flessione laterale del busto (b), abduzione dell'anca (c), flessione dell'anca (d), estensione dell'anca (e), semi-squat (f). Valori di ROM ottenuti dalla IMU vs valori di ROM ottenuti dal sistema optoelettronico (angolo assoluto) _____ 36

Figura 20: Diagrammi di Bland-Altman degli esercizi di abduzione dell'anca (a), flessione dell'anca (b), estensione dell'anca (c), semi-squat (d), estensione del ginocchio (e). Valori di ROM ottenuti dalla IMU vs valori di ROM ottenuti dal sistema optoelettronico (angolo relativo) _____ 37

LISTA DELLE TABELLE

<i>Tabella 1: Proprietà fisiche del sensore</i>	13
<i>Tabella 2: Posizione del sensore in ciascun task motorio</i>	18
<i>Tabella 3: Angoli confrontati in ciascuno dei task motori</i>	22
<i>Tabella 4: Valori medi di ROM di ogni esercizio, con la corrispondente deviazione standard riportata tra parentesi</i>	32
<i>Tabella 5: Accuratezza della misura dell'IMU, confrontata con la misura dell'optoelettronico</i>	33
<i>Tabella 6: Coefficiente di correlazione di Pearson e coefficiente di concordanza di Lin tra i valori di ROM dell'IMU e i valori di ROM del sistema optoelettronico</i>	34
<i>Tabella 7: RMSE tra i valori di ROM ottenuti dall'IMU e i valori di ROM ottenuti dal sistema optoelettronico, per ogni gesto motorio</i>	35
<i>Tabella 8: Valori medi di ROM misurati dal sensore posizionato correttamente e valori medi di ROM misurati dal sensore malposizionato. La deviazione standard è riportata tra parentesi</i>	38
<i>Tabella 9: RMSE tra i valori medi di ROM ottenuti con il sensore correttamente posizionato e i valori medi di ROM ottenuti con il sensore malposizionato</i>	39