

UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

Caratterizzazione della postura mediante sensoristica inerziale

Characterization of posture using inertial sensors

Relatore:
Alessandro Mengarelli

Tesi di Laurea di:
Sonia Gamba

Correlatore:
Federica Verdini
Andrea Tigrini

A.A. 2022/2023

A Paola e Marco,

Per aver incrociato gli assi della mia vita

INDICE

1. Introduzione 1

1.1 Cosa sono i sensori 1

1.2 Componenti dei sensori inerziali 2

1.3 Applicazioni dei sensori inerziali 4

1.4 Obiettivo 6

2. Metodologia 7

2.1 Set up sperimentale 7

2.2 Sistema stereofotogrammetrico 10

2.3 Sistema di sensoristica inerziale 14

2.4 Calcolo angoli di assetto mediante matrici di rotazione 15

2.5 Calcolo angoli di assetto dai dati cinematici 17

2.6 Signal processing 19

2.7 Parametri statistici 25

3. Risultati 27

3.1 Risultati prova dinamica 27

3.2 Risultati prova statica 33

4. Discussione e conclusione 41

5. Bibliografia 43

INDICE FIGURE E TABELLE

Figura 1 la figura mostra lo schema di funzionamento dell'accelerometro. 3
Figura 2 la figura mostra lo schema di funzionamento del giroscopio 4
Figura 3 la figura mostra lo schema di funzionamento del magnetometro. 4
Figura 4 posizione IMU e orientamento sistema di riferimento globale e locale. 9
Figura 5 immagine dei marcatori (sinistra) e di una telecamera TVC (destra) 10
Figura 6 la figura mostra il posizionamento dei marker sul soggetto in accordo con il protocollo C.A.S.T. Vista posteriore. 13
Figura 7 la figura mostra il posizionamento dei marker sul soggetto in accordo con il protocollo C.A.S.T. Vista anteriore. 13
Figura 8 la figura mostra un ingrandimento sul cluster posizionato sul sacro 13
Figura 9 la figura mostra un ingrandimento sui marker e i cluster posizionati sulla parte inferiore della gamba e del piede 13
Figura 10 la figura mostra il sensore inerziale con relativo sistema di riferimento 15
Figura 11 direzione di rotazione degli angoli di roll, pitch e yaw 16
Figura 12 cluster sulla gamba e angolo tra la retta che modella il soggetto e la verticale. . 19
Figura 13 andamento della risposta in frequenza di un filtro Butterworth passa basso per diversi ordini. 21
Figura 14 segnale grezzo(sopra) e relativo segnale filtrato (sotto) per la componente x dell'accelerometro del sensore posizionato nella zona lombo-sacrale 22
Figura 15 segnali grezzi delle componenti dell'accelerometro e del magnetometro 22
Figura 16 segnali grezzi delle componenti dei marker superiore e inferiore del cluster 23
Figura 17 angolo di pitch (sopra), angolo di pitch senza sincronizzazione(sotto) 24
Figura 18 angolo di inclinazione rispetto all'asse y (sopra), angolo di inclinazione rispetto all'asse y con eliminazione dell'evento di sincronizzazione(sotto) 24
Figura 19 segnali acquisiti tramite i due sistemi di acquisizione differenti, filtrati, a media nulla, senza evento di sincronizzazione e sovrapposti 25
Figura 20 confronto tra segnali acquisiti tramite IMU (grafico in verde) e stereofotogrammetria (grafico in rosso) per i tre angoli di assetto del soggetto (righe) ed esaminando posizioni differenti della IMU (colonne): prova dinamica 28

Figura 21 sovrapposizione dei segnali angolari per la prova dinamica evidenziando i punti di massimo per l'angolo di pitch (asterischi) e sovrapponendoli agli angoli di roll e yaw negli stessi istanti di tempo. 29
Figura 22 andamento degli errori: prova dinamica 30
Figura 23 sovrapposizione degli andamenti dei segnali acquisiti tramite sistema di sensoristica indossabile (segnale in rosso) e sistema stereofotogrammetrico (segnale in verde), ulteriormente filtrati: prova dinamica. 31
Figura 24 andamento degli errori ulteriormente filtrati: prova dinamica 31
Figura 25 diagramma a barre del MAPE: prova dinamica 32
Figura 26 sovrapposizione tra segnali acquisiti tramite IMU (grafico in verde) e stereofotogrammetria (grafico in rosso) per i tre angoli di assetto del soggetto (righe) ed esaminando posizioni differenti della IMU (colonne): prima prova statica 34
Figura 27 andamento degli errori: prima prova statica 34
Figura 28 sovrapposizione degli andamenti dei segnali acquisiti tramite sistema di sensoristica indossabile (segnale in rosso) e sistema stereofotogrammetrico (segnale in verde), ulteriormente filtrati: prova dinamica. 35
Figura 29 andamento degli errori ulteriormente filtrati: prima prova statica 35
Figura 30 finestra di 1000 campioni per la visualizzazione del segnale della componente y dell'accelerometro per la parte superiore del soggetto (grafico sopra) e inferiore (grafico sotto) 37
Figura 31 sovrapposizione tra segnali acquisiti tramite IMU (grafico in verde) e stereofotogrammetria (grafico in rosso) per i tre angoli di assetto del soggetto (righe) ed esaminando posizioni differenti della IMU (colonne): seconda prova statica 37
Figura 32 andamento degli errori: seconda prova statica 38
Figura 33 sovrapposizione tra segnali acquisiti tramite IMU (grafico in verde) e stereofotogrammetria (grafico in rosso) per i tre angoli di assetto del soggetto (righe) ed esaminando posizioni differenti della IMU (colonne): terza prova statica 39
Figura 34 andamento degli errori: terza prova statica 39
Figura 35 diagramma a barre del MAPE: prova statica 40

Tabella 1 : markers set per il monitoraggio di punti di repere anatomici specifici 12
Tabella 2 la tabella riporta le specifiche dei sensori inerziali della tecnologia “x-io” 14
Tabella 3 risultati degli errori: prova dinamica 32
Tabella 4 risultati degli errori: prima prova statica..... 36
Tabella 5 risultati degli errori: seconda prova statica 38
Tabella 6 risultato degli errori: terza prova statica 40

1. Introduzione

Quello dei sensori è un campo in continua crescita e sviluppo data la vasta gamma di settori ai quali può essere applicato il loro utilizzo: da processi industriali alla medicina, dalla robotica al controllo ambientale. Negli ultimi anni lo sviluppo di tecnologie di rilevamento e di tecniche di elaborazione dei segnali dei sensori inerziali ha aperto la strada all'uso di sensori indossabili per monitorare la posizione e il movimento umano [1]. È una tecnologia che si sta affermando sul mercato perché hanno il vantaggio di poter essere utilizzati al di fuori di ambienti controllati come quello di laboratorio e hanno costi molto contenuti rispetto ai sistemi optoelettronici utilizzati in laboratorio. Lo studio dell'assetto di corpi nello spazio tridimensionale, studiato in ambito aerospaziale e nautico, è stato utilizzato per essere applicato all'analisi del movimento e della postura di soggetti.

In particolare, in questo lavoro si vuole valutare l'affidabilità delle misure fornite dai sensori inerziali e l'accuratezza del semplice modello biomeccanico a pendolo inverso per la stima dell'angolo di *sway* durante la postura.

1.1 Cosa sono i sensori

Secondo l'International Vocabulary of Metrology [2], un sensore è: "componente di un sistema di misura che è direttamente influenzato da un fenomeno, un corpo o una sostanza che trasporta una quantità da misurare".

Ciò significa che un sensore è un elemento che rileva e misura le variazioni di un fenomeno fisico, chimico o biologico, nell'ambiente che lo circonda, convertendolo in segnali o dati interpretabili in campi specifici.

I sensori si dividono in due categorie: sensori attivi e sensori passivi. I primi necessitano di energia ausiliaria per il loro funzionamento, come gli encoder ottici o quelli magnetici, che utilizzano rispettivamente laser e campi magnetici per misurare rotazione e movimenti.

I secondi, invece, convertono le grandezze in ingresso in quelle in uscita senza l'utilizzo di energia ausiliaria. Un esempio sono i fotodiodi al pari dei potenziometri [3].

I sensori integrati in un'unità di misura inerziale sono attivi. Un'unità di misura inerziale è un dispositivo che raccoglie dati relativi all'accelerazione lineare e alla velocità angolare ed

è costituita da sensori attivi come accelerometro e giroscopio. L'utilizzo di sensori attivi consente all'unità inerziale di rilevare con precisione le variazioni di accelerazione e velocità angolare, rendendola una componente essenziale in molte applicazioni come la navigazione inerziale, il monitoraggio del movimento umano, veicoli autonomi [4].

1.2 Componenti dei sensori inerziali

I sensori inerziali, così chiamati poiché sfruttano l'inerzia dei corpi per effettuare le misurazioni, sono strumenti di misura non invasivi che in ambito medico hanno diverse applicazioni, una delle quali è quella di valutare la stabilità posturale, oggetto di analisi della tesi in questione.

Sono dispositivi costituiti da accelerometri, giroscopi e magnetometri [5]. Oggigiorno sono presenti in molti dispositivi di uso comune come smartphone, veicoli, droni e altre applicazioni per il monitoraggio del movimento e la rilevazione delle posizioni. Difatti, la loro prima applicazione derivava da applicazioni in ambito aeronautico per il mantenimento dell'orizzontalità in volo.

Per analizzare il funzionamento dei sensori inerziali è necessario conoscere quello dei suoi componenti:

- Accelerometro

È un sensore che misura l'accelerazione del corpo su cui è posto. Sfrutta il principio di inerzia, per cui quando un oggetto è in movimento tende ad opporsi a qualsiasi cambiamento di velocità a causa dell'inerzia. La resistenza al cambiamento viene misurata dagli accelerometri in termini di spostamento.

Il principio di funzionamento è illustrato in figura 1: viene utilizzata una massa M connessa ad un sistema vibrante mediante una molla cedevole che si muove in base all'accelerazione a dell'oggetto. Il sensore converte la misura dello spostamento relativo in un segnale elettrico acquisibile.

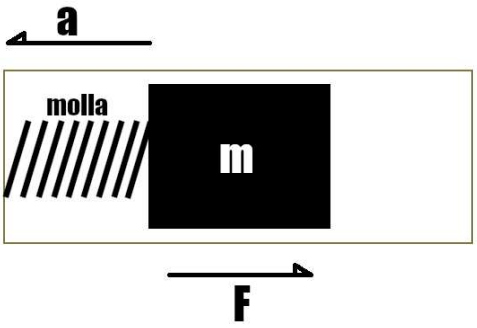


Figura 1 la figura mostra lo schema di funzionamento dell'accelerometro.

- Giroscopio

È un dispositivo che serve per misurare o mantenere l'asse di rotazione in una direzione fissa, sulla base del principio di conservazione del momento angolare [6]. Il giroscopio è un trasduttore in grado di convertire le variazioni angolari in segnali elettrici, che possono essere utilizzati per monitorare l'orientamento di un oggetto rispetto ad un asse specifico.

Il principio fisico su cui si basa questo tipo di sensore è la forza di Coriolis. La forza di Coriolis è una forza apparente che si presenta in un sistema di riferimento vibrante ed è proporzionale alla velocità angolare, secondo la relazione:

$$\boldsymbol{F_c} = 2m\boldsymbol{v}\wedge\boldsymbol{\omega} \tag{1}$$

Considerando la velocità $\boldsymbol{v}$ della massa in movimento e la velocità angolare $\boldsymbol{\omega}$ del sistema di cui fa parte si crea una forza ortogonale ad entrambi i vettori.

Nel caso del giroscopio ci sono due masse che vengono fatte oscillare una in verso opposto all'altra lungo una certa direzione. Con la presenza di una velocità angolare nasce una coppia di forze, per cui le masse oscillano anche in direzione longitudinale, come illustrato in figura 2. Da questa seconda oscillazione deriva una variazione della capacità elettrica proporzionale alla velocità angolare che può essere misurata. L'oscillazione è tanto maggiore quanto maggiore è la velocità angolare a cui è sottoposto il giroscopio.

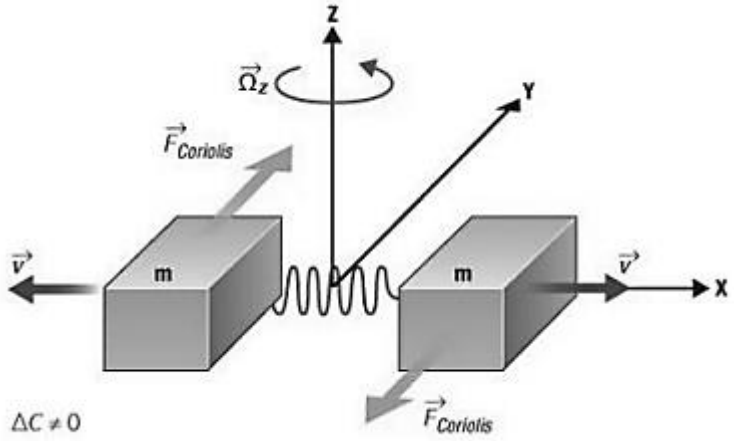


Figura 2 la figura mostra lo schema di funzionamento del giroscopio

- Magnetometro

È uno strumento che serve per misurare intensità e direzione del campo magnetico in un certo punto dello spazio.

Il magnetometro sfrutta le proprietà delle celle di carico e delle correnti elettriche, le quali sono in grado di generare campi magnetici.

Questo rileva le variazioni del campo magnetico in un punto specifico e le converte in un segnale elettrico misurabile.

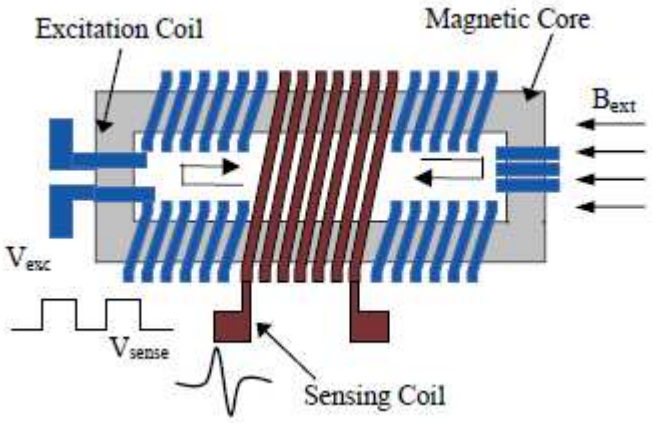


Figura 3 la figura mostra lo schema di funzionamento del magnetometro.

1.3 Applicazioni dei sensori inerziali

I sensori inerziali possono essere utilizzati in vari ambiti e studi.

Per analisi ambulatoriali vengono spesso integrati con altri sistemi. Sono stati progettati sistemi magnetici portatili per misurare posizioni e orientazioni relativi sul corpo, in cui il localizzatore magnetico è abbinato a sensori inerziali miniaturizzati. In questo caso specifico vengono combinati i due sistemi per ottenere il tracciamento del movimento [7].

Dati i segnali dell'attuatore e del sensore, il sistema magnetico determina gli orientamenti relativi dei segmenti corporei. Viene applicata sul dorso una sorgente magnetica, per cui i sensori rispondono a questa. Questo viene fatto per fornire misurazioni della distanza effettiva sul corpo e correggere errori di deriva nelle stime dei cambiamenti di posizione calcolati con i sensori inerziali [7].

Un'altra applicazione è quella relativa all'utilizzo di questi dispositivi per monitorare soggetti affetti da malattie neurodegenerative come l'Alzheimer. È stato fatto uno studio [8] con un numero di 20 pazienti in cui la stabilità posturale viene valutata con unità di misura inerziali fissate su cinque segmenti corporei in diverse condizioni di equilibrio. Il test viene eseguito in sei diverse condizioni di Romberg, in piedi. Il test di Romberg è un test neurologico molto comune, utilizzato in ambito otorinolaringoiatrico e neurologico per diagnosticare disturbi legati alla perdita di equilibrio e di coordinamento motorio. Sono state condotte sei condizioni sperimentali, durante le quali il test è stato eseguito sia su una superficie piana che su una superficie inclinata. Queste condizioni comprendevano sia esecuzioni a occhi aperti che a occhi chiusi, con la superficie inclinata prima in avanti e successivamente all'indietro. I cinque sensori vengono posizionati attraverso delle fasce su specifici segmenti corporei: uno sul tronco, due su entrambi gli arti inferiori, in particolare uno al centro della distanza tra ginocchio e caviglia e l'altro al centro della distanza tra ginocchio e cresta iliaca.

Mediante il test statistico di Wilcoxon per confrontare le condizioni ad occhi aperti con quelli ad occhi chiusi, è stato rilevato che con la soppressione della vista i soggetti avevano un aumento statisticamente significativo dello spostamento totale. Tale risultato è stato ottenuto da un sistema di misurazione completamente portatile.

L'importanza di utilizzare un sistema di sensoristica indossabile è evidente anche nel lavoro di H. R. Silva, J. A. Afonso, P. C. Morim, P. M. Oliveira [9], in cui è stata realizzata una tuta

integrando sensori inerziali collegati tra loro tramite rete *wireless*. L'obiettivo del lavoro è lo sviluppo di una rete di sensori *wireless* in grado di misurare la cinetica del corpo durante un trattamento di riabilitazione per applicazioni all'idrocinesiterapia. L'algoritmo integrato nel computer usa la forza gravitazionale stimata sulla base delle misure ottenute dall'accelerometro per determinare l'inclinazione del soggetto e il campo magnetico terrestre per misurare la rotazione del corpo rispetto all'asse perpendicolare al campo gravitazionale. L'accelerazione lineare dovuta alla rotazione dell'articolazione è nulla, talché gli angoli di rotazione possono essere ricavati dalla lettura dei dati accelerometrici. Il sistema è in grado di rilevare la rotazione dell'articolazione con una risoluzione di 1 grado, quindi adatto per l'applicazione [9].

1.4 Obiettivo

Il seguente studio mira a confrontare l'affidabilità dei dati provenienti da sensori inerziali per la caratterizzazione della postura con quelli calcolati utilizzando un sistema stereofotogrammetrico. Mentre l'uso di quest'ultimo è strettamente vincolato dalla necessità dell'utente di svolgere il test in ambienti strutturati come i laboratori, i sensori inerziali permettono una migliore usabilità anche in contesti non controllati.

Ad una affidabilità confrontabile farebbe seguito la possibilità di utilizzare un sistema di misurazione indossabile anche in ambienti diversi da quello di laboratorio.

2. Metodologia

2.1 Set up sperimentale

Il lavoro consiste nell'analisi della postura di un soggetto tramite due diversi sistemi: uno di sensoristica indossabile ed uno fisso di laboratorio. Il lavoro è stato effettuato nel laboratorio di analisi del movimento dell'Università Politecnica delle Marche.

I sistemi utilizzati sono:

- Sistema stereofotogrammetrico
- Sensoristica inerziale
- Software di elaborazione dati

Essendo uno studio preliminare, l'analisi è stata effettuata su un soggetto sul quale sono stati applicati markers e sensori inerziali per il calcolo degli angoli posturali.

Tutte le prove sono state effettuate ad occhi aperti e su un soggetto sano, posizionato in piedi con le braccia lungo il corpo. Non è stato indicato in nessuna prova uno standard per il posizionamento dei piedi ma è stato chiesto di metterli in una posizione confrontabile e di mantenere la posizione per tutto il test. Il cambiamento della posizione dei piedi potrebbe indurre ad errori, anche se minimi e trascurabili per il tipo di prove realizzate durante questo studio [10].

I markers sono stati collocati su specifici punti di repere anatomico, su piede, gamba e coscia destri, sul bacino e sul tronco come verrà descritto in seguito. Al fine di posizionare in maniera accurata i sensori inerziali sui punti anatomici di riferimento del soggetto oggetto di studio, è stata adottata una procedura che prevede l'utilizzo di piastre metalliche di supporto come indicato dal protocollo C.A.S.T. Le placche metalliche, ciascuna dotata di quattro marker in corrispondenza dei suoi vertici, erano poste sullo sterno, sul bacino in corrispondenza della regione sacrale, sulla gamba e sul piede della gamba destra.

Il principale scopo di questa retta è quello di fungere da strumento di modellazione per rappresentare la posizione del soggetto. Il corpo è modellato come un'asta incernierata su un'articolazione consentendo così di calcolare l'angolo di inclinazione tra questa retta e gli

assi del sistema di riferimento del laboratorio. In tal modo, otteniamo una misura dell'orientamento del soggetto rispetto al sistema di riferimento del laboratorio.

In un secondo momento, l'angolo di inclinazione risultante dai dati cinematici viene confrontato con i dati raccolti attraverso i sensori inerziali.

I sensori inerziali sono applicati al soggetto in quattro posizioni specifiche: uno sullo sterno, uno nella regione sacrale, uno sulla gamba e uno sul piede. Ciascuno di questi sensori è montato sugli stessi supporti metallici al di sopra dei quali sono collocati i markers la cui funzione è stata spiegata precedentemente. Nel seguente studio sono state analizzate quattro prove posturografiche di cui una dinamica e tre in condizioni statiche.

La prova dinamica consiste in tre ripetizioni di flessione in avanti del busto con una durata complessiva di circa 35 s. Per questa prova vengono considerate due diverse unità inerziali. Per analizzare l'andamento angolare della parte inferiore si fa riferimento all'unità inerziale posta sulla zona sacrale, mentre per la parte superiore del corpo all'unità inerziale posizionata sullo sterno del soggetto. In corrispondenza delle posizioni delle unità inerziali sono presenti dei cluster, solidali ad esse, sui quali sono ubicati i markers. Tra questi, i markers situati sui vertici superiori e inferiori rivestono un'importanza particolare, in quanto vengono utilizzati per definire la retta ideale che congiunge questi punti.

La prova statica viene ripetuta tre volte, ciascuna con una durata di circa 70 s e alle stesse condizioni. In queste prove vengono utilizzate due unità inerziali per analizzare la parte inferiore e superiore del corpo, rispettivamente posizionate sulla gamba e sulla zona sacrale. Anche per la prova statica, in corrispondenza delle posizioni delle unità inerziali, si considerano i markers superiori e inferiori dei cluster solidali ad esse. Questi markers permettono di calcolare l'inclinazione del soggetto monitorato dal sistema optoelettronico.

I due sistemi di acquisizione, optoelettronico e inerziale, sono diversi tra loro e l'avvio dell'acquisizione non è perfettamente sincrono poiché manuale. Per tale motivazione è importante riallineare temporalmente i due sistemi per poter confrontare le misure ottenute. Questo viene fatto facendo eseguire al soggetto un gesto impulsivo che possa essere chiaramente distinto nei tracciati dei due sistemi.

Infatti, in tutte le quattro prove, nei primi secondi del test, viene chiesto al soggetto di alzare i talloni per ottenere una brusca variazione nei segnali ottenuti.

I dati sono stati raccolti in due diverse matrici, una che colleziona i dati relativi alla cinematica del corpo e un'altra che raccoglie quelli relativi alle componenti triassiali dei dispositivi integrati nel sensore inerziale.

Il sensore inerziale contiene al suo interno tre diverse tipologie di sensori, ovvero l'accelerometro, il magnetometro e il giroscopio. Dai dati raccolti per i sensori inerziali, oltre ai segnali grezzi provenienti dai sensori presenti nell'unità inerziale, sono disponibili anche parametri calcolati come angoli espressi in quaternioni.

Nei paragrafi successivi sono descritti il sistema optoelettronico e quello di sensoristica inerziale utilizzati per l'acquisizione dei dati. In figura 4 sono riportati le direzioni degli assi di riferimento dei due sistemi.

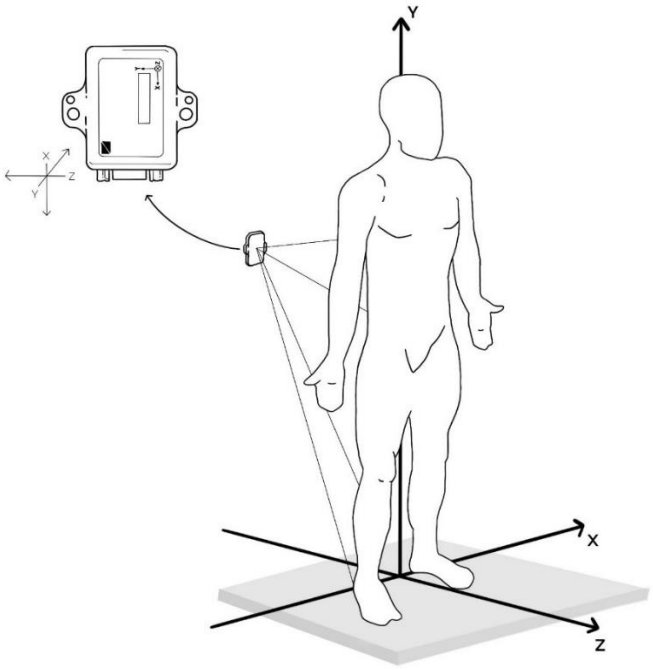


Figura 4 posizione IMU e orientamento sistema di riferimento globale e locale.

Il sistema di riferimento globale è orientato in modo che l'asse Z corrisponda con l'asse antero-posteriore del sistema di riferimento di laboratorio, l'asse Y con quello verticale e l'asse X con il trasversale.

2.2 Sistema stereofotogrammetrico

All'interno di un Laboratorio di Analisi del Movimento, una delle strumentazioni utilizzate è il sistema optoelettronico.

Il sistema optoelettronico, anche noto come stereofotogrammetrico, è un sistema in grado di misurare le coordinate tridimensionali di markers passivi posti sul soggetto in diversi punti di repere [11].

È costituito da telecamere TVC (Visual Tracking Camera) che proiettano fasci luminosi con lunghezze d'onda interni alla gamma del visibile o del vicino infrarosso, all'interno del loro campo visivo e acquisiscono i dati dalla rifrazione di questi su marker catarifrangenti. Il sistema cattura il movimento dei markers, descrivendo attraverso particolari software di analisi le caratteristiche cinematiche del moto. Nello specifico, nel Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Università Politecnica delle Marche si dispone di un sistema a otto telecamere ad infrarosso. Le telecamere sono disposte in modo da acquisire dati su un volume di misure di grandezza 3 m × 1.5 m. I marcatori a disposizione sono passivi e sferici con diametri differenti (1.5 cm o 0.5 cm) a seconda dell'analisi che si intende fare. In questo studio il sistema optoelettronico acquisisce i dati con una frequenza di campionamento di 250 Hz.



Figura 5 immagine dei marcatori (sinistra) e di una telecamera TVC (destra)

Preliminarmente è necessario calibrare lo spazio di acquisizione ripreso dalle telecamere. Successivamente si sceglie un protocollo che fornisca le procedure per il posizionamento dei marker. Nel caso specifico oltre ad una serie di markers posizionati in landmarks anatomici specifici, sono stati usati quattro cluster di markers come per il protocollo di tipo C.A.S.T

(Calibrated Anatomical System Technique) [12]. I cluster, come precedentemente riportato, sono stati collocati in quattro diverse posizioni: uno sullo sterno, uno sulla zona lombo-sacrale, uno sul polpaccio ed uno sul piede.

Il set dei markers sparsi posizionati sul corpo del soggetto è illustrato nella Tabella 1:

Struttura ossea	*Descrizione*	*Acronimo*
Piede	Prima testa metatarsale	FM
	Seconda testa metatarsale	SM
	Quinta testa metatarsale	VM
	Malleolo mediale	MM
	Malleolo laterale	ML
	Calcagno	CA
	Marker superiore posto sul cluster	C1_T
	Marker anteriore posto sul cluster	C1_F
	Marker posteriore posto sul cluster	C1_B
	Marker inferiore posto sul cluster	C1_D
Gamba	Tuberosità tibiale	TT
	Testa della fibula	HF
	Marker superiore posto sul cluster	C2_T
	Marker anteriore posto sul cluster	C2_F
	Marker posteriore posto sul cluster	C2_B
	Marker inferiore posto sul cluster	C2_D
Pelvi	Spina iliaca superiore anteriore destra	R_ASIS
	Spina iliaca superiore anteriore sinistra	L_ASIS
	Spina iliaca superiore posteriore destra	R_PSIS
	Spina iliaca superiore posteriore sinistra	L_PSIS
	Marker superiore posto sul cluster	C3_T
	Marker destro posto sul cluster	C3_R
	Marker sinistro posto sul cluster	C3_L
	Marker inferiore posto sul cluster	C3_D
Tronco	Acromion destra	ACR_R

Acromion sinistra	ACR_L
Marker superiore posto sul cluster	C4_T
Marker destro posto sul cluster	C4_R
Marker sinistro posto sul cluster	C4_L
Marker inferiore posto sul cluster	C4_D

Tabella 1 : markers set per il monitoraggio di punti di repere anatomici specifici



Figura 6 la figura mostra il posizionamento dei marker sul soggetto in accordo con il protocollo C.A.S.T. Vista posteriore.



Figura 7 la figura mostra il posizionamento dei marker sul soggetto in accordo con il protocollo C.A.S.T. Vista anteriore.



Figura 8 la figura mostra un ingrandimento sul cluster posizionato sul sacro



Figura 9 la figura mostra un ingrandimento sui marker e i cluster posizionati sulla parte inferiore della gamba e del piede

2.3 Sistema di sensoristica inerziale

Il sistema inerziale utilizzato nel seguente studio è prodotto dalla x-io Technologies Limited, una società di ingegneria elettronica con sede in Regno Unito, specializzata nella progettazione e produzione di unità inerziali (IMU).

Le specifiche riguardo i sensori sono le seguenti [13]:

	Intervallo	*Frequenza di campionamento [Hz]*	*Risoluzione [bit]*
Giroscopio	2000°/s	512	16
Accelerometro	8 g	512	16
Magnetometro	4 G	160	12
Temperatura	Il sensore di temperatura viene utilizzato per la calibrazione e non è destinato a fornire una misurazione accurata della temperatura ambiente.		

Tabella 2 la tabella riporta le specifiche dei sensori inerziali della tecnologia "x-io"

I sensori inerziali integrati in una IMU sono generalmente una terna di giroscopi, una di accelerometri ed una di magnetometri, anche se tale configurazione può variare nel numero di sensori.

Altri sensori, come quello di temperatura sono integrati per fornire informazioni addizionali o correggere i dati dei sensori [3].

La miniaturizzazione di questi dispositivi è stata creata da Bruno Murari, che ha studiato e prodotto piccolissimi sensori inerziali chiamati MEMS (micro electro-mechanical systems).

Il sistema di riferimento del sensore è quello illustrato in figura 10:



Figura 6 la figura mostra il sensore inerziale con relativo sistema di riferimento

Nel seguente lavoro di tesi, i sensori inerziali acquisiscono dati con una frequenza di campionamento di 200 campioni al secondo (Hz).

2.4 Calcolo angoli di assetto mediante matrici di rotazione

Gli angoli di rollio, beccheggio e imbardata forniscono i cambiamenti di orientamento intorno agli assi X, Y, Z. Questi tre angoli definiscono come il soggetto è inclinato o ruotato attorno ai tre assi principali.

Esistono diversi modi per descrivere l'assetto di un oggetto nel sistema di coordinate inerziali come angoli di Eulero, matrici di rotazione e quaternioni.

Il rollio (roll) è l'angolo di rotazione attorno all'asse longitudinale, l'angolo di beccheggio (pitch) quello attorno all'asse trasversale e l'angolo di imbardata (yaw) intorno all'asse verticale dell'oggetto. Questi tre angoli forniscono una descrizione completa dell'orientamento tridimensionale di un soggetto o un oggetto nello spazio.

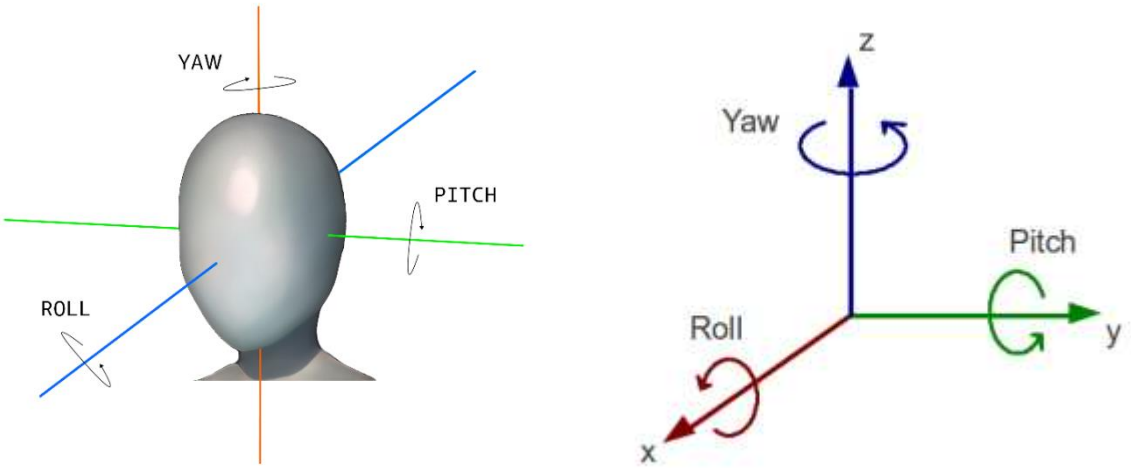


Figura 7 direzione di rotazione degli angoli di roll, pitch e yaw

In accordo con il sistema di riferimento del sensore, individuiamo le seguenti formule relative agli angoli di pitch, roll e yaw [9]. Le misure utilizzate per la stima degli angoli suddetti provengono dall'accelerometro e dal magnetometro.

$$\theta = \arctan\left(\frac{a_z}{\sqrt{{a_y}^2 + {a_x}^2}}\right) \tag{2}$$

dove θ è l'angolo di pitch, a_x, a_y, a_z, sono le componenti rispetto agli assi x, y, z del sistema di riferimento locale. L'angolo di pitch dipende da tutte le componenti dell'accelerometro. L'angolo di roll φ si ottiene dalla seguente equazione:

$$\varphi = \arctan\left(\frac{a_y}{a_x}\right) \tag{3}$$

ed è espresso come l'arcotangente del rapporto tra la componente y e x dell'accelerometro. L'angolo di rollio dipende solo dalle componenti x e y dell'accelerometro, difatti descrive l'angolo di rotazione del soggetto rispetto all'asse longitudinale.

Per il calcolo dell'angolo di yaw è necessario tenere in considerazione le misure del magnetometro definendo:

$$X_H = m_z \cos\theta - m_x \sin\varphi - m_y \sin\theta \cos\varphi$$

$$Y_H = m_x \cos\varphi - m_y \sin\varphi \tag{4}$$

$X_H, Y_H,$ sono le componenti del vettore del campo magnetico nel piano orizzontale, m_x, m_y, m_z, sono le componenti del magnetometro.

$$\phi = arctan\left(\frac{X_H}{Y_H}\right) \tag{5}$$

Le equazioni (2), (3), (5), derivano dalla rotazione rispetto agli assi della terna del sistema di riferimento globale.

L'equazione (4) descrive la relazione che persiste tra i vettori del campo magnetico e quelli del magnetometro.

Tutti i componenti della IMU sono sensibili al campo gravitazionale. Anche i dati dell'accelerometro sono sensibili non solo all'accelerazione lineare, ma anche al campo gravitazionale locale.

2.5 Calcolo angoli di assetto dai dati cinematici

Nel corso della presente indagine, è stata effettuata un'analisi dell'orientamento corporeo del soggetto rispetto al sistema di riferimento di laboratorio. Questa valutazione è stata condotta attraverso il calcolo degli angoli, che riflettono l'inclinazione del soggetto nello spazio rispetto a un sistema di riferimento fisso. Tale calcolo si basa sull'utilizzo di dati cinematici.

Per eseguire il calcolo è stato implementato un approccio che prevede l'individuazione di rette di riferimento. Queste rette sono strettamente correlate ai marker posizionati sui cluster solidali alle IMU considerate.

Nei dettagli, i cluster posizionati sul soggetto sono quattro, ciascuno dei quali presenta quattro markers posizionati su di esse. Nell'ambito delle prove dinamiche, l'attenzione è stata rivolta principalmente a due cluster: uno posizionato nella zona sacrale, mirato all'analisi dei

movimenti del bacino, e un altro localizzato sullo sterno, focalizzato sull'analisi dei movimenti del busto.

Nel contesto delle prove statiche, sono stati oggetto di analisi i cluster posizionati sulla gamba e sulla zona sacrale. Ogni cluster è stato dotato di quattro markers, distribuiti ai suoi vertici, come chiaramente illustrato in Figura 12. Nella figura è rappresentato unicamente il cluster collocato sulla gamba e la retta utilizzata per definire la postura del soggetto.

L'angolo di inclinazione è stato calcolato come l'angolo compreso tra due rette: la prima retta rappresenta gli assi del sistema di riferimento globale. Ciascuno di questi assi è definito da un vettore direttore: l'asse X è rappresentato dal vettore **i** con componenti (1,0,0), l'asse Y dal vettore **j** con componenti (0,1,0) e l'asse z dal vettore **k** con componenti (0,0,1). La seconda retta modella la postura del soggetto e il suo versore è calcolato utilizzando due punti noti e identificati dai marker superiore e inferiore del cluster preso in considerazione (figura 12).

L'angolo tra queste due rette può essere calcolato utilizzando la definizione di prodotto scalare. Il prodotto scalare tra due vettori è dato dal prodotto della norma dei due vettori per il coseno dell'angolo tra essi compreso.

Nello specifico, α, β, γ sono rispettivamente gli angoli compresi tra la retta che modella il soggetto e i vettori direttori i, j, k.

$$\alpha = \cos^{-1}\left(\frac{v_x \cdot u_x}{|v_x| \cdot |u_x|}\right) \tag{6}$$

$$\beta = \cos^{-1}\left(\frac{v_y \cdot u_y}{|v_y| \cdot |u_y|}\right) \tag{7}$$

$$\gamma = \cos^{-1}\left(\frac{v_z \cdot u_z}{|v_z| \cdot |u_z|}\right) \tag{8}$$

Questa metodologia ha permesso di ottenere una valutazione precisa e dettagliata dell'orientamento del soggetto rispetto al sistema di riferimento di laboratorio, che verrà poi utilizzata come *gold standard*.

In figura 12, per motivi di chiarezza e semplificazione, è rappresentato esclusivamente l'angolo α.

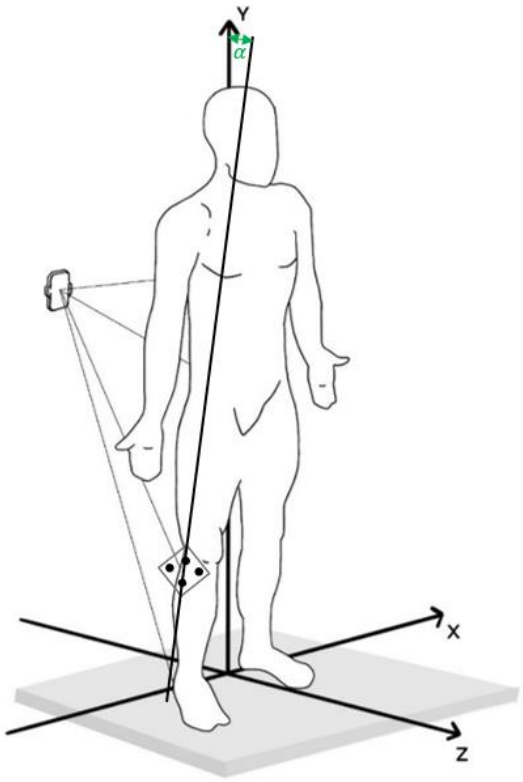


Figura 8 cluster sulla gamba e angolo tra la retta che modella il soggetto e la verticale.

2.6 Signal processing

I segnali acquisiti dai due sistemi sono stati processati ed analizzati tramite il software "MatLab". Sono stati graficati gli andamenti degli angoli di beccheggio, rollio ed imbardata, e quelli di inclinazione del soggetto rispetto agli assi Y, X, Z del sistema di riferimento globale, con il metodo illustrato nei paragrafi precedenti, e poi confrontati. L'obiettivo del lavoro è quello di calcolare l'errore medio assoluto percentuale e verificare che questo sia accettabile.

Innanzitutto, è necessario operare delle tecniche di elaborazione dei segnali per poter estrarre il segnale utile o le informazioni di interesse da un insieme di dati grezzi.

In particolare, si applicano tecniche di *pre-processing*:

- Filtraggio

La tecnica di filtraggio viene utilizzata perché il segnale può essere affetto da errori dovuti al rumore e a possibili interferenze. Il rumore può essere dovuto a componenti elettronici del dispositivo o può essere causato da fattori esterni come il movimento dell'individuo durante il *task*.

Nel seguente studio sono state filtrate le componenti dei segnali acquisiti tramite il sensore inerziale e dai dati cinematici ottenuti dal sistema optoelettronico. In entrambi i casi il filtro applicato è un filtro *Butterworth*, passa basso, del quart'ordine. *Butterworth* è un filtro di tipo IIR (infinite impulsive response), ovvero con risposta impulsiva infinita. È un filtro con retroazione, cioè con memoria interna e la sua peculiarità è quella di ottenere un segnale con risposta in frequenza costante nella banda passante. Un filtro di tipo passa basso, elimina o attenua le componenti di frequenza del segnale al di sopra di una specifica frequenza di taglio, denominata frequenza di *cut off*. Per i segnali specifici la frequenza di *cut off* per la cinematica è pari a 3 Hz; invece, quella per le componenti dei sensori integrati nell'unità inerziale è 1 Hz [7]. L'ordine del filtro corrisponde al numero di poli presenti nella sua funzione di trasferimento e influisce sulla pendenza della risposta in frequenza. Maggiore è l'ordine del filtro maggiore sarà la pendenza con cui vengono tagliate le frequenze al di sopra della frequenza di *cut off*.

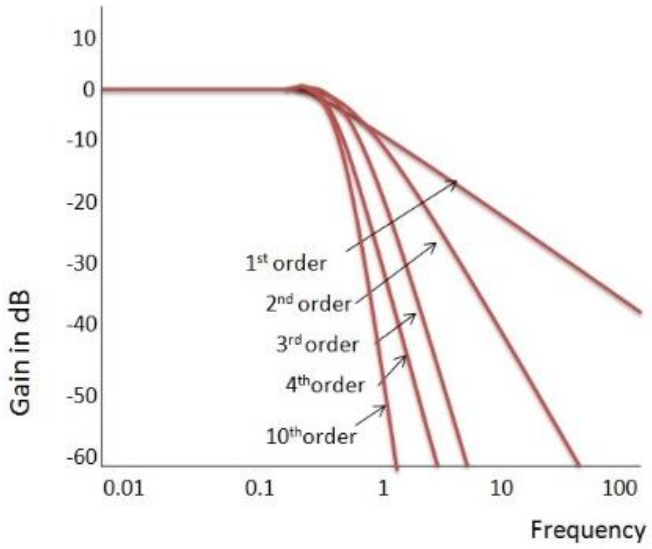


Figura 9 andamento della risposta in frequenza di un filtro Butterworth passa basso per diversi ordini.

Si mostra successivamente il risultato dell'applicazione del filtro ai segnali relativi all'accelerometro e al magnetometro dell'unità inerziale posta nella zona lombo-sacrale durante la prova dinamica (figura 15). I segnali per la prova dinamica sono più vistosi ed evidenti, per questo motivo si illustrano le tecniche di pre-processing per questa prova. Per le altre prove le tecniche di elaborazione del segnale sono applicate allo stesso modo.

Nelle figure che seguono (figura 15 e 16) vengono mostrati i segnali relativi alle componenti dell'accelerometro e del magnetometro. Conformemente alle specifiche tecniche fornite da X-Sens [13], il sensore utilizzato nella ricerca è caratterizzato da una gamma di misurazione per l'accelerazione pari a 24 g. L'accelerazione dovuta alla gravità sulla Terra è comunemente espressa come 1 g, il che corrisponde a circa 9,81 metri al secondo quadrato (m/s^2). In altre parole, il sensore è in grado di misurare accelerazioni con una variazione massima di 24 volte il valore dell'accelerazione gravitazionale standard, che è di 9,81 m/s^2. Questa gamma di misurazione è essenziale per la corretta valutazione e registrazione delle accelerazioni rilevanti nell'ambito della ricerca condotta.

Il magnetometro può rilevare variazioni nell'intensità del campo magnetico con una gamma massima di 1300 microtesla (uT), grazie alla sua capacità operativa che copre tale intervallo.

Queste specifiche ci permettono di comprendere la sensibilità dello strumento di misurazione e dimostrano la sua capacità di rilevare dettagli anche in variazioni relativamente piccole dei

parametri di accelerazione e campo magnetico, rendendolo adatto per il nostro scopo di ricerca.

Per illustrare le tecniche di processamento del segnale applicate su di esso, si considera nello specifico il segnale relativo alla componente x dell'accelerometro.

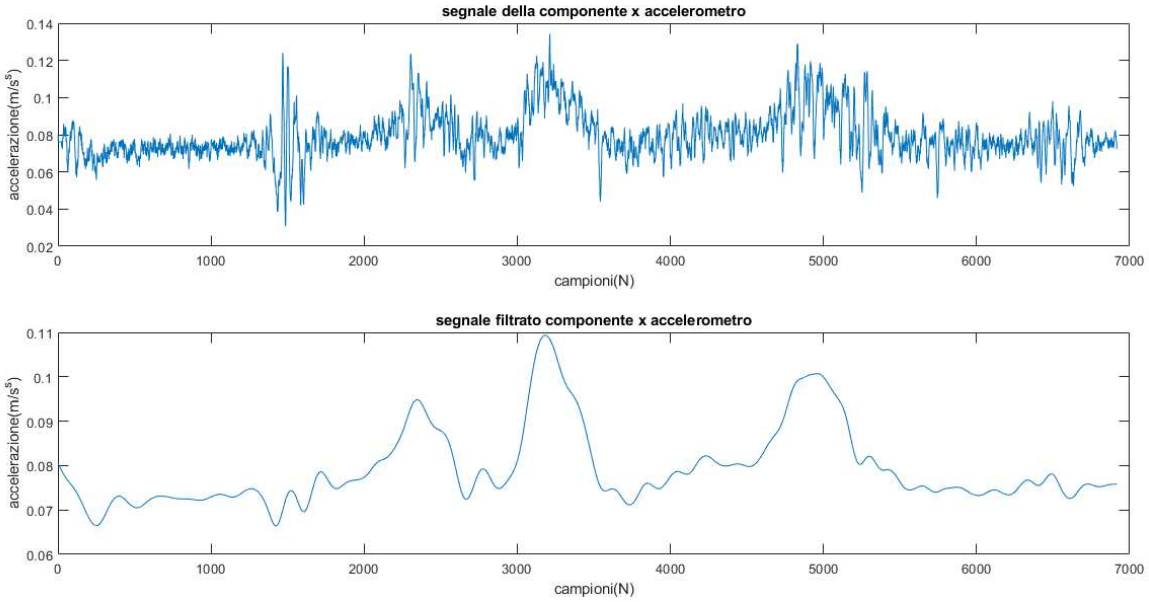


Figura 10 segnale grezzo(sopra) e relativo segnale filtrato (sotto) per la componente x dell'accelerometro del sensore posizionato nella zona lombo-sacrale

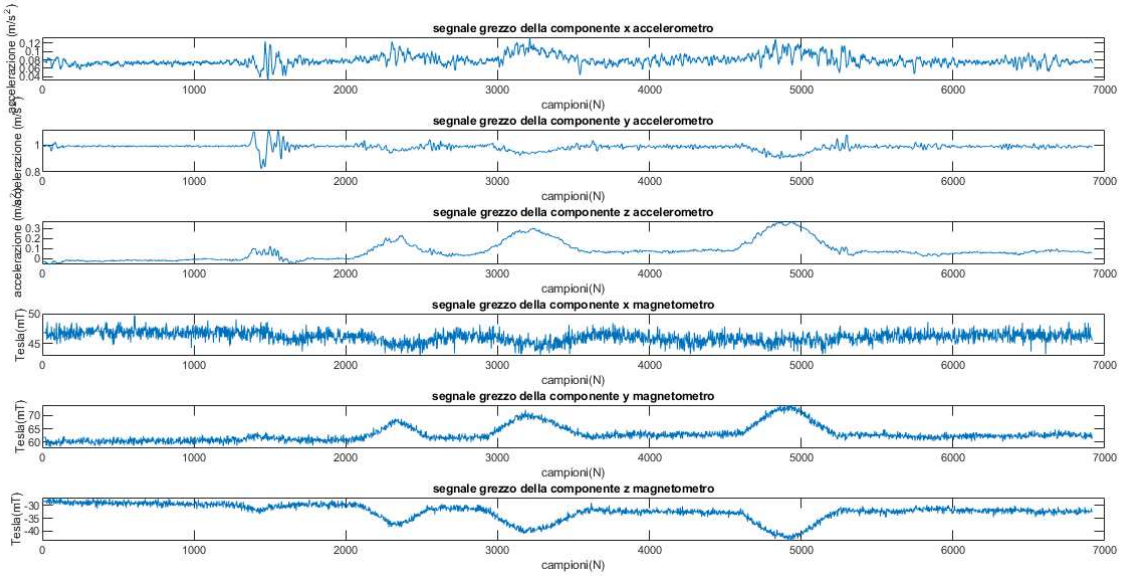


Figura 11 segnali grezzi delle componenti dell'accelerometro e del magnetometro

Lo stesso trattamento viene effettuato per ciascuna delle componenti dei markers considerati. Si analizzano i segnali relativi alla cinematica del corpo. In seguito (figura 16), sono riportati gli andamenti delle componenti x, y e z dei markers utilizzati per la modellazione del soggetto. La figura fa riferimento al cluster posto nella zona sacrale e la retta che modella il soggetto è quella passante per il punto inferiore e superiore del cluster, consentendoci di studiare la postura nella parte inferiore del corpo.

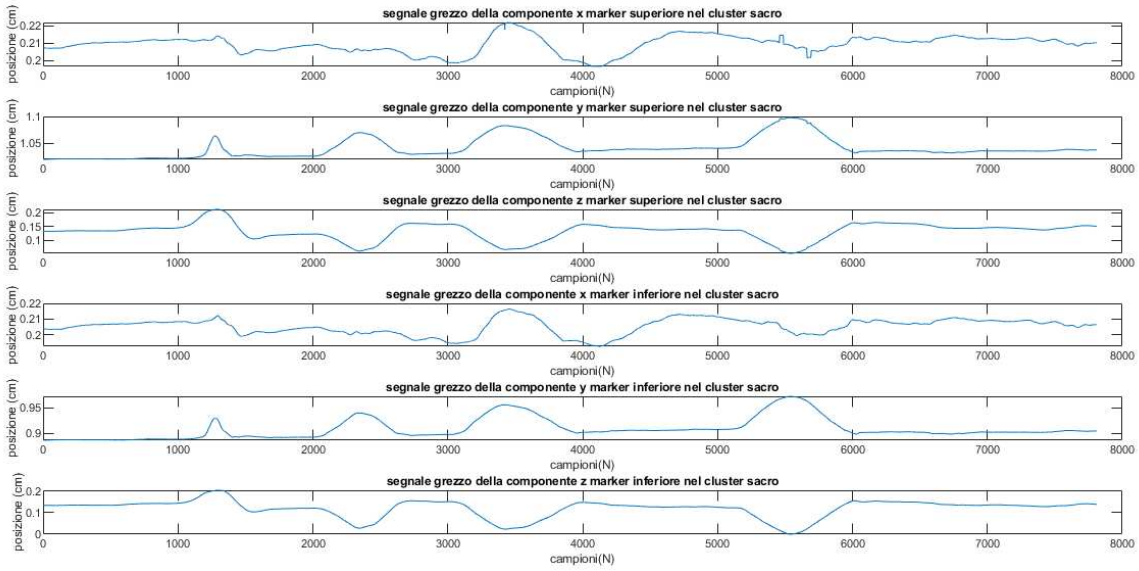


Figura 12 segnali grezzi delle componenti dei marker superiore e inferiore del cluster

- Eliminazione dell'evento di sincronizzazione

Dopo aver graficato i segnali relativi agli angoli calcolati come precedentemente illustrato nel paragrafo 2.4 e gli analoghi angoli calcolati come inclinazione del soggetto rispetto al sistema di riferimento globale (paragrafo 2.5), viene eliminato l'evento di sincronizzazione per analizzare il segnale utile.

L'evento di sincronizzazione è presente in entrambi i segnali perché viene chiesto al soggetto di alzare i talloni dopo qualche secondo dall'inizio dell'acquisizione per evidenziare uno *spike*. In questo modo è possibile allineare le serie temporali a partire dall'evento comune che è rappresentato appunto dallo *spike* che dovrebbe essere chiaramente evidente in tutti i segnali. In figura 17 viene riportato solo l'andamento dell'angolo di pitch (figura sopra) con evidenziato il segnale di *spike* (riquadro in giallo) e l'andamento del segnale ottenuto a partire dall'evento identificato (figura sotto).

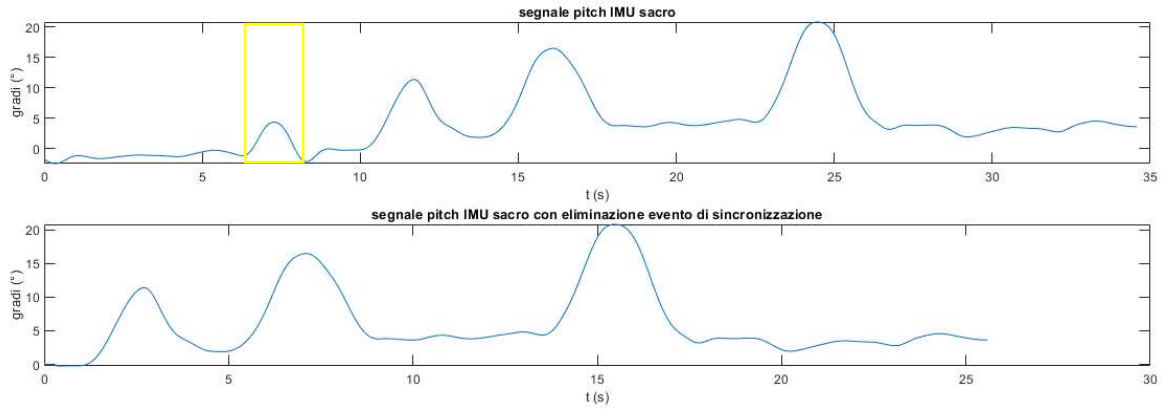


Figura 13 angolo di pitch (sopra), angolo di pitch senza sincronizzazione(sotto)

In figura 18 viene mostrato il segnale relativo all'angolo di inclinazione del soggetto rispetto all'asse verticale acquisito tramite il sistema optoelettronico, corrispondente all'angolo di pitch misurato mediante sensoristica indossabile

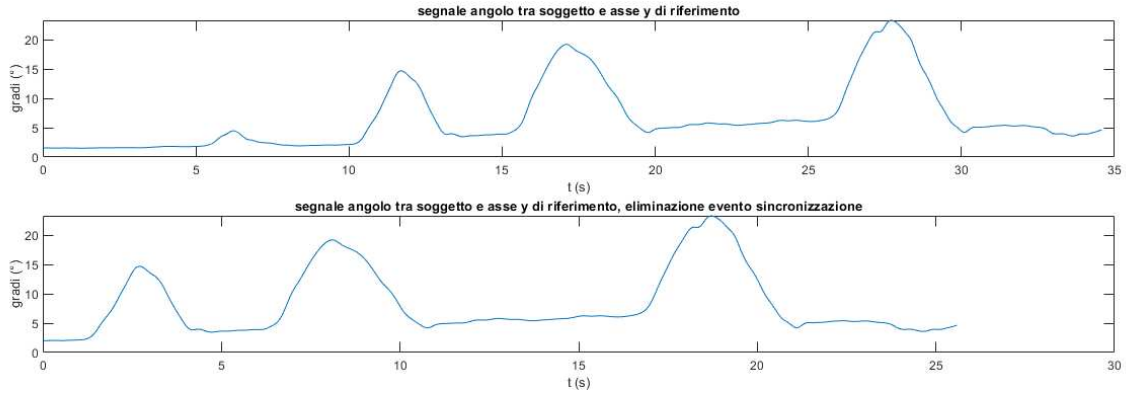


Figura 14 angolo di inclinazione rispetto all'asse y (sopra), angolo di inclinazione rispetto all'asse y con eliminazione dell'evento di sincronizzazione(sotto)

- Rimozione della media

I segnali acquisiti da entrambi i sistemi vengono poi sovrapposti per analizzarne le analogie in termini di andamento. Per rendere possibile l'analisi viene rimossa la media da entrambi i segnali.

In figura 19, viene presentata un'illustrazione della sovrapposizione tra i due segnali precedentemente menzionati, ossia l'angolo derivato dalla stereofotogrammetria e il segnale acquisito tramite il sistema di misurazione indossabile, noto come sensore inerziale. Tale rappresentazione mira a mostrare l'eliminazione dell'evento di sincronizzazione.

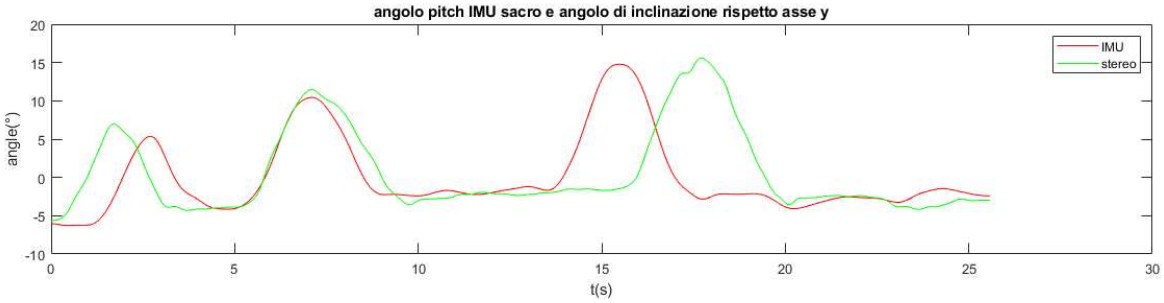


Figura 15 segnali acquisiti tramite i due sistemi di acquisizione differenti, filtrati, a media nulla, senza evento di sincronizzazione e sovrapposti

2.7 Parametri statistici

Dopo aver calcolato gli angoli con i segnali ottenuti dai due sistemi, il confronto è stato svolto calcolando la differenza tra i due segnali, la quale ovviamente se le due serie temporali fossero sovrapponibili sarebbe prossima a zero.

Viene pertanto calcolato l'errore medio assoluto. L'indice di MAPE (mean absolute percentage error), noto anche come errore assoluto medio percentuale, rappresenta una misura di quanto siano accurate le previsioni di un modello statistico rispetto ai valori effettivi o calcolati. Il risultato è un valore che riflette il livello di errore percentuale medio nelle previsioni, consentendo così di valutare quanto le previsioni del modello si discostino in media dai dati calcolati. L'errore si calcola come media del valore assoluto della differenza tra il segnale calcolato $f(x_i)$ e quello considerato come *gold standard* y_i, normalizzato per il valore di riferimento y_i [15]. Ovviamente nel nostro caso il valore di riferimento è quello ottenuto con il sistema stereofotogrammetrico e il segnale calcolato è l'angolo ottenuto dalle misure dell'unità inerziale:

$$MAPE = \frac{1}{n}\sum_{i=0}^{n}\left|\frac{f(x_i) - y_i}{y_i}\right| \times 100 \tag{6}$$

Come supporto di verifica dell'affidabilità dello strumento inerziale vengono calcolati anche l'errore medio, l'errore massimo e quello minimo. Durante la fase di confronto non viene fatta una valutazione sui singoli campioni poiché non c'è un perfetto allineamento temporale tra i segnali acquisiti con i due diversi sistemi di acquisizione, ma si analizzano gli andamenti medi dei segnali. Per la prova dinamica, l'errore medio percentuale viene calcolato

normalizzando la differenza tra le medie dei due segnali (quello calcolato e quello atteso) rispetto al *range* di ampiezza del segnale di riferimento, poiché il segnale di riferimento ha variazioni significative nell'ampiezza e si vuole tenere conto delle fluttuazioni nell'ampiezza del segnale. Per la prova statica, invece, la normalizzazione avviene in rapporto alla media del segnale di riferimento.

3. Risultati

3.1 Risultati prova dinamica

Per la prova dinamica al soggetto è richiesto di svolgere tre flessioni in avanti del busto. I grafici in figura 20 riportano gli angoli di roll, pitch e yaw ottenuti con i due sistemi di misura. Partendo dal grafico in alto sinistra verso destra, i primi due descrivono l'andamento dell'angolo di pitch e il corrispondente angolo di inclinazione rispetto all'asse Y. Quelli al centro, l'andamento dell'angolo di roll e il corrispondente angolo di inclinazione rispetto all'asse X del sistema di riferimento di laboratorio ed infine sono graficati gli angoli di yaw con sovrapposti quelli relativi all'inclinazione rispetto all'asse Z. A sinistra vengono riportati i segnali relativi all'IMU posizionata sulla zona lombo-sacrale, confrontati con i segnali relativi all'inclinazione del soggetto modellato attraverso la retta passante per i punti superiore e inferiore dei markers del cluster solidale all'IMU considerata. A destra sono riportati i segnali relativi all'IMU posta sullo sterno e le corrispondenti escursioni angolari calcolate a partire dalle traiettorie dei markers posizionati superiormente ed inferiormente al cluster solidale all'IMU considerata in modo che l'inclinazione del soggetto sia definita dal

segmento congiungente i due markers, rispetto ai tre assi di riferimento del sistema di laboratorio.

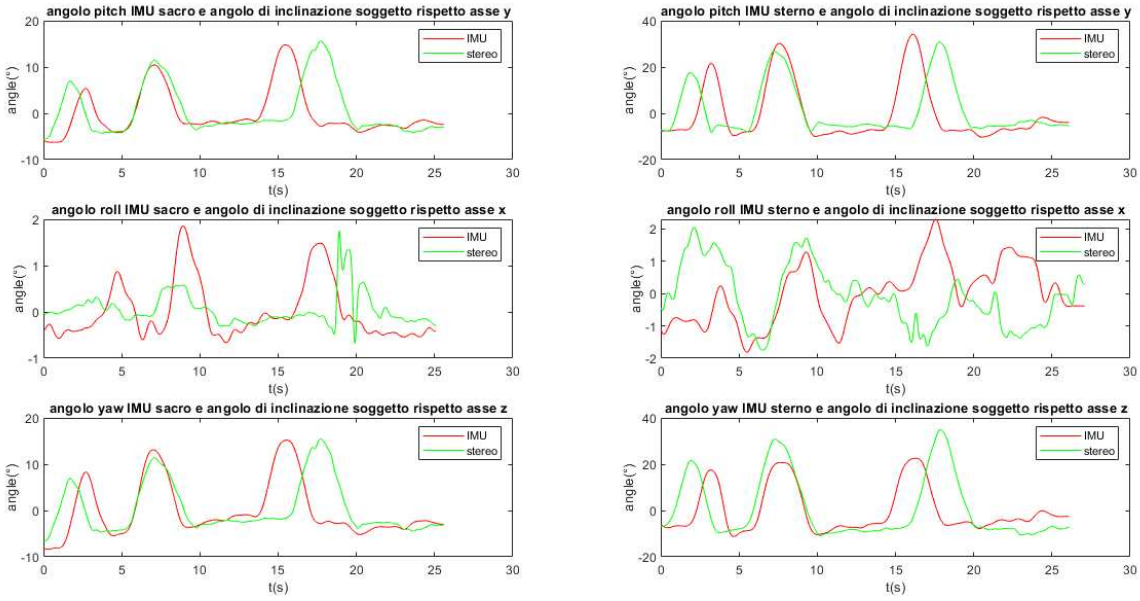


Figura 16 confronto tra segnali acquisiti tramite IMU (grafico in verde) e stereofotogrammetria (grafico in rosso) per i tre angoli di assetto del soggetto (righe) ed esaminando posizioni differenti della IMU (colonne): prova dinamica

Negli andamenti dei segnali sono presenti tre picchi di massimo che corrispondo alle tre inclinazioni del busto effettuate durante la prova dinamica. Si vuole esaminare se i tre picchi sono corrispondenti per tutti i tre segnali, ovvero se allo stesso istante di tempo, per tutti gli angoli di rotazione, sono presenti picchi di massimo.

I picchi di massimo per l'angolo di pitch corrispondono ai tre momenti di flessione del busto del soggetto, perciò, è possibile ricavare i tempi relativi ai picchi di massimo del segnale e analizzare tali istanti negli altri angoli rappresentati. Dalla figura 21 si evince che a questi istanti sono presenti picchi di massimo anche per l'angolo di yaw. Tuttavia, è interessante notare che in questi istanti non si verificano picchi di massimo nell'angolo di rollio. Attraverso questa procedura, miriamo ad analizzare i grafici ottenuti e a stabilire la relazione tra il segnale angolare rappresentante l'inclinazione della postura rispetto all'asse longitudinale, calcolato come l'angolo di rollio mediante il sensore inerziale, e gli istanti di tempo in cui si verificano picchi di massimo nel segnale di pitch.

Nel dettaglio, si identificando i punti di massimo nel grafico di pitch e si confrontano con i corrispondenti istanti nel grafico di rollio. Si nota che nei momenti in cui si verificano i picchi massimi nel segnale di pitch, si osservano variazioni precedenti ai punti di massimo nei grafici di rollio, ovvero quando l'andamento è quasi costante intorno alla retta di stabilità del soggetto. Questo fenomeno suggerisce che durante il processo di flessione, la rotazione attorno all'asse longitudinale (rollio) è minima, mentre aumenta quando il soggetto ritorna in posizione eretta.

Da un punto di vista concettuale, questo comportamento indica che quando il grafico di pitch registra un massimo, l'oscillazione rispetto all'asse verticale è predominante, mentre l'oscillazione rispetto all'asse longitudinale è ridotta al minimo. Questa osservazione contribuisce a una comprensione più approfondita della dinamica posturale durante la flessione e il ritorno alla posizione eretta

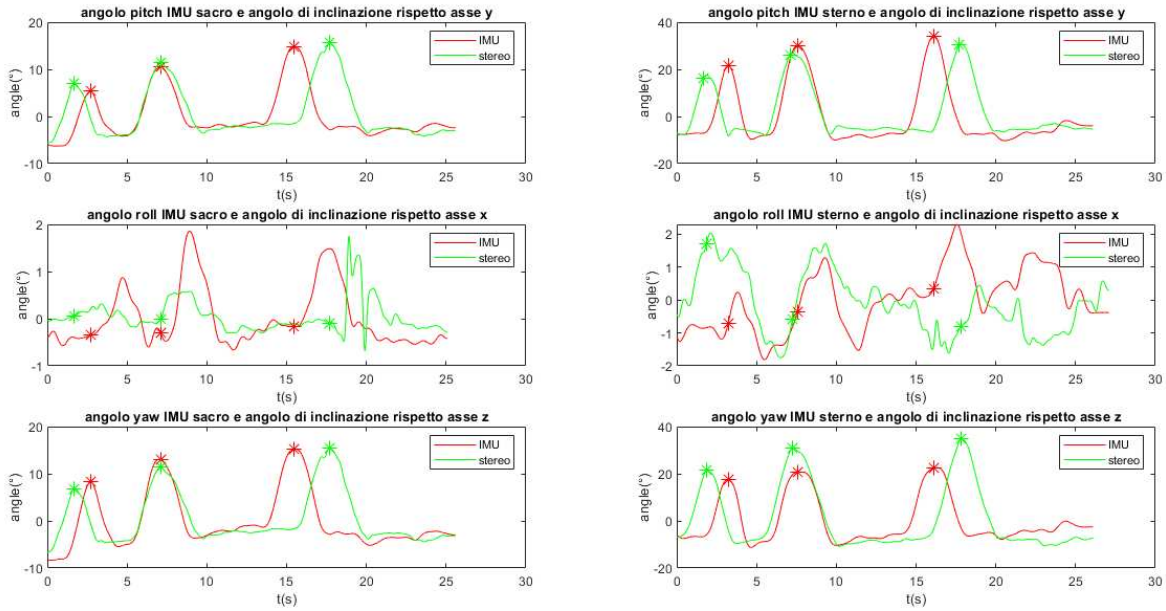


Figura 17 sovrapposizione dei segnali angolari per la prova dinamica evidenziando i punti di massimo per l'angolo di pitch (asterischi) e sovrapponendoli agli angoli di roll e yaw negli stessi istanti di tempo.

In Figura 22, presentiamo sei grafici divisi in tre righe e due colonne, che illustrano l'andamento degli errori calcolati come la differenza tra i dati acquisiti dai due sistemi di riferimento: il sistema optoelettronico e il sistema di sensoristica indossabile. Questi errori rappresentano la discrepanza tra gli angoli calcolati rispetto agli assi del sistema di riferimento di laboratorio e quelli ottenuti mediante il sistema indossabile.

Nella prima riga, in alto, sono presentati gli andamenti degli errori relativi alla differenza tra l'angolo di pitch calcolato e quello di inclinazione del soggetto rispetto all'asse Y. Nella seconda riga, al centro, quelli relativi alla differenza tra l'angolo di roll e l'angolo di inclinazione rispetto all'asse X. Nella terza riga, in fondo, quelli relativi alla differenza tra l'angolo di yaw e l'angolo di inclinazione del soggetto rispetto all'asse Z del sistema di riferimento globale. Questa suddivisione è stata applicata a entrambe le colonne, sia per la parte inferiore del corpo, a sinistra, che per la parte superiore del corpo, a destra.

È importante notare che i dati acquisiti dal sistema di sensoristica indossabile sono stati ottenuti sia a livello del sacro che dello sterno; pertanto, abbiamo suddiviso i risultati di conseguenza.

In particolare, questi sei grafici forniscono un'analisi chiara delle discrepanze tra i due sistemi di riferimento, evidenziando le aree in cui si verificano le maggiori differenze tra i dati acquisiti, il che contribuisce alla comprensione dell'accuratezza dei sistemi di misurazione utilizzati e delle variazioni tra le diverse regioni del corpo

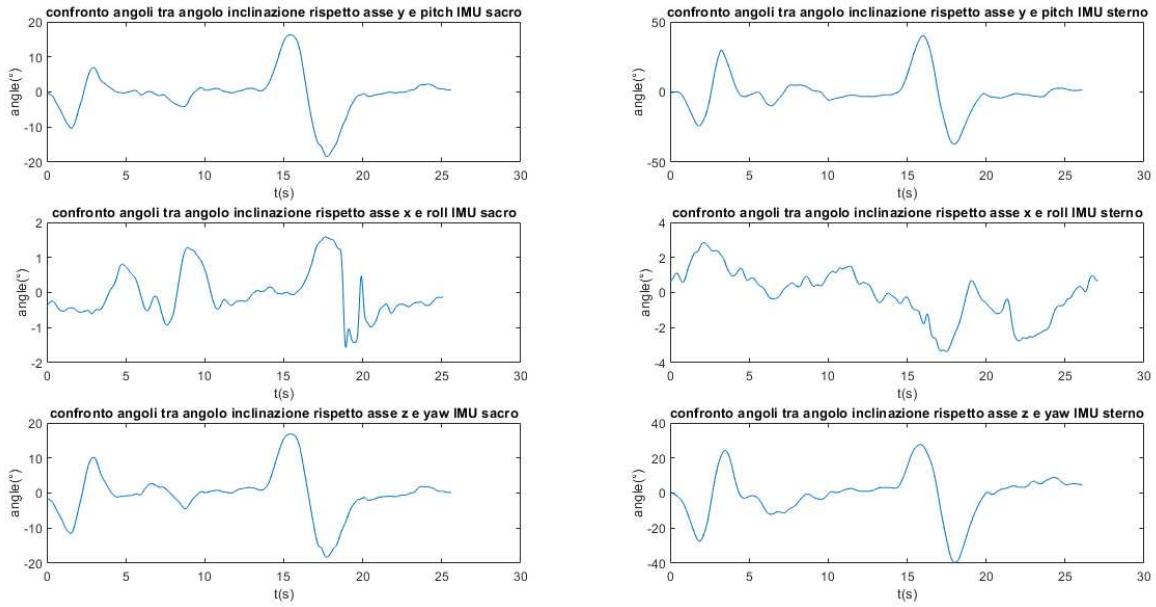


Figura 18 andamento degli errori: prova dinamica

Per analizzare in maniera più accurata l'andamento della differenza tra i due segnali andiamo ad applicare nuovamente un filtro del terzo ordine di tipo Butterworth, con una frequenza di cut off di 1 Hz. Nelle figure 23 e 24 sono riportati i grafici filtrati per cui è direttamente

visibile che gli andamenti dei segnali acquisiti attraverso i due sistemi sono confrontabili tra loro, inoltre la differenza è tendente allo zero.

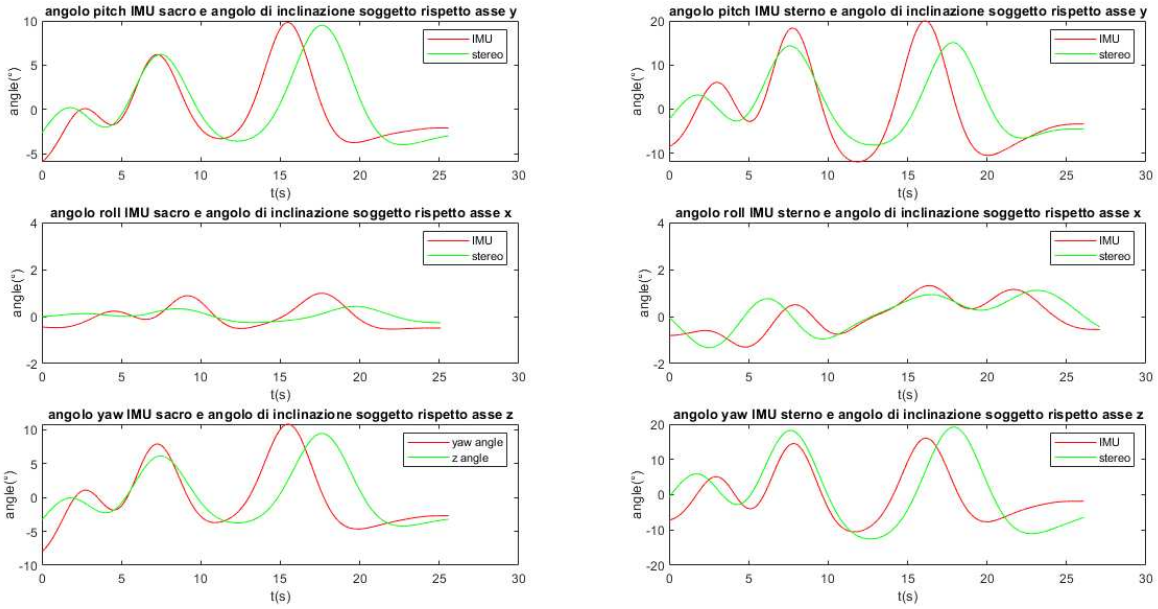


Figura 19 sovrapposizione degli andamenti dei segnali acquisiti tramite sistema di sensoristica indossabile (segnale in rosso) e sistema stereofotogrammetrico (segnale in verde), ulteriormente filtrati: prova dinamica.

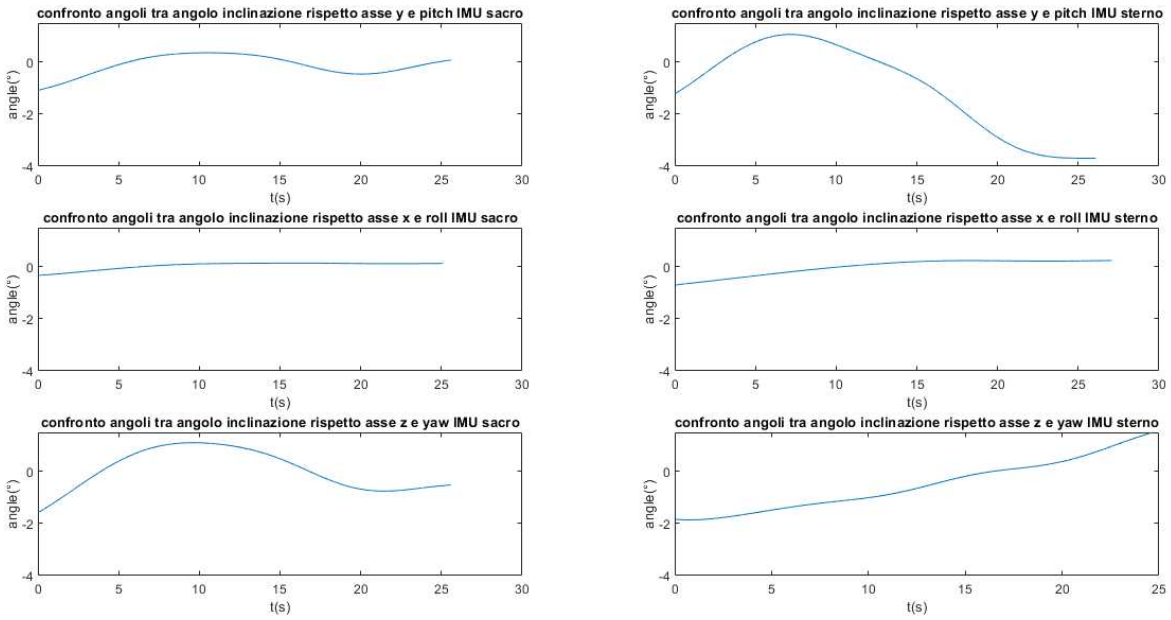


Figura 20 andamento degli errori ulteriormente filtrati: prova dinamica

In tabella 3 vengono riportati i valori degli errori. Per ogni riga è riportato l'errore e vengono riportati i valori massimi e minimi, medi e l'errore assoluto medio percentuale.

	Posizione IMU	*Errore massimo (°)*	*Errore minimo (°)*	*Errore medio (°)*	*MAPE (%)*
Pitch-angolo y	Sacro	16.2843	-18.4045	0.5803	2.7354
	Sterno	40.1700	-36.9788	1.0544	2.6957
Roll-angolo x	Sacro	1.5876	-1.5669	0.0457	0.5822
	Sterno	2.8483	-3.3665	0.1090	1.2262
Yaw-angolo z	Sacro	16.8228	-18.2930	0.3842	1.8109
	Sterno	27.6721	-39.5444	0.9026	1.9731

Tabella 3 risultati degli errori: prova dinamica

Per visualizzare meglio l'errore assoluto percentuale medio lo andiamo a graficare attraverso un diagramma a barre, come mostrato in figura 25.

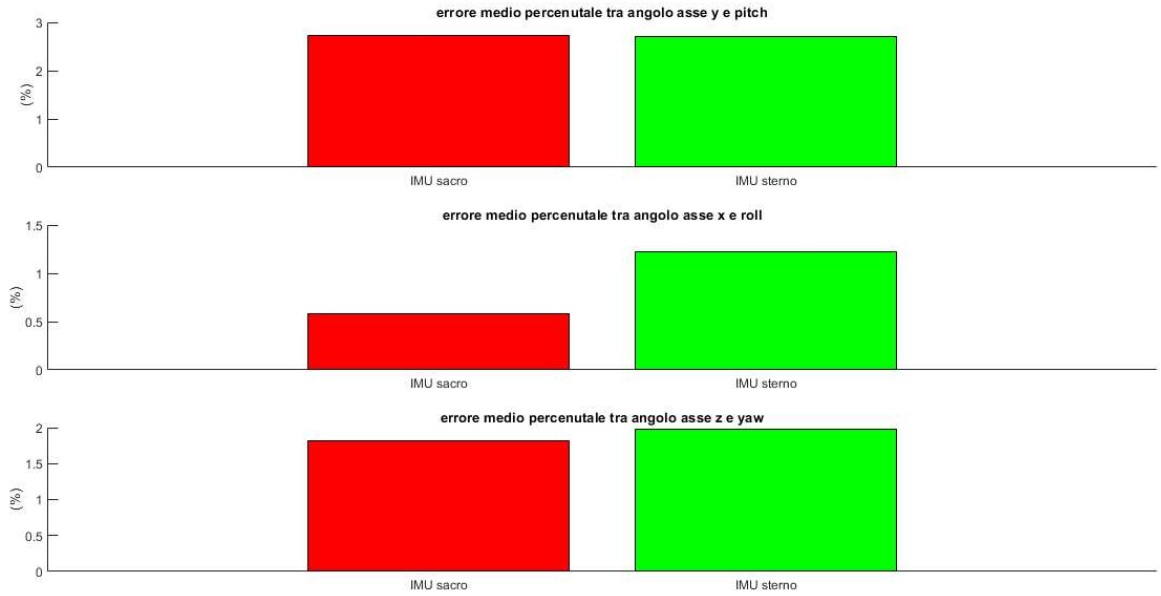


Figura 21 diagramma a barre del MAPE: prova dinamica

3.2 Risultati prova statica

Nella prova statica sono considerati i sensori posizionati sia sulla zona lombo-sacrale che sulla gamba al fine di analizzare sia la parte inferiore che quella superiore del soggetto.

I metodi utilizzati sono gli stessi commentati nel paragrafo 3.1 per la prova dinamica.

Si riportano in figura 26 gli andamenti relativi agli angoli del soggetto ottenuti dalle misure effettuate con l'unità inerziale e quelli ricavati dalle misure del sistema optoelettronico per la prima prova statica. Il grafico in verde rappresenta l'andamento dell'angolo in postura statica misurato con stereofotogrammetria (*gold standard*), mentre quello in rosso con il sistema inerziale.

In figura, nelle righe sono riportati gli andamenti per i vari angoli rispetto agli stessi assi di riferimento. Gli angoli riportati sulla sinistra si riferiscono alle stime ottenute con le misure della IMU posta sulla regione sacrale, sulla destra quelle ottenute con la IMU posta sulla gamba. Per il valore di riferimento, ottenuto dalle misure del sistema optoelettronico, il soggetto è stato modellato come un segmento rigido vincolato rispettivamente dall'articolazione sacrale, quando confrontato con la IMU posta a livello del sacro, dall'articolazione di caviglia quando confrontato con la IMU sulla gamba. L'angolo di inclinazione è calcolato rispetto a ciascuno degli assi del sistema di riferimento di laboratorio.

In accordo con gli andamenti analizzati in dinamica, un angolo positivo corrisponde ad un'inclinazione in avanti del busto rispetto alla verticale.

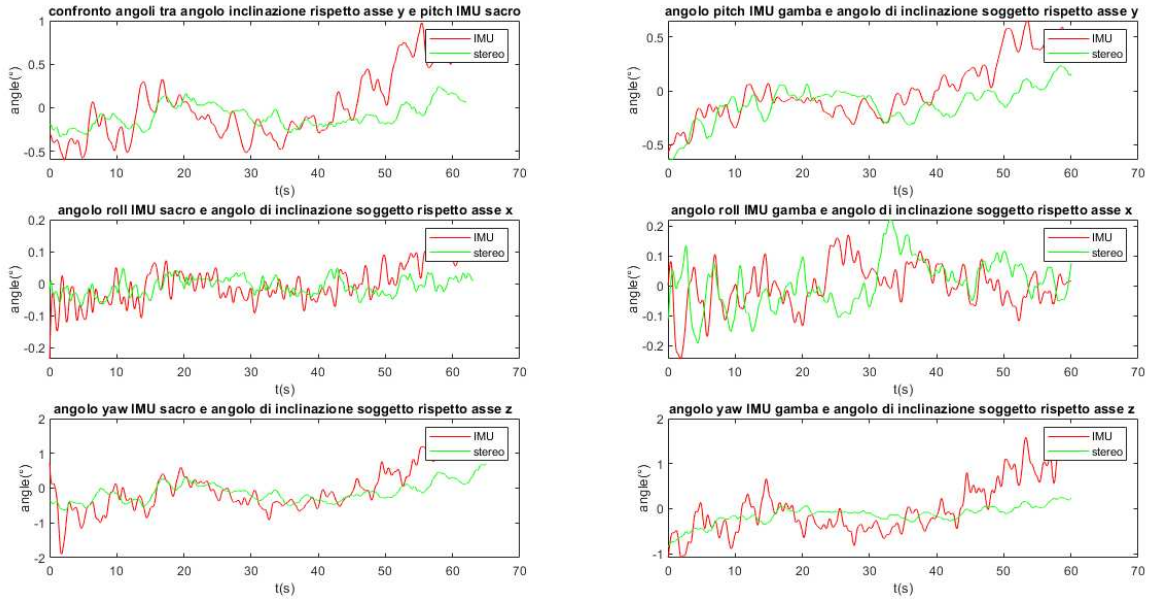


Figura 22 sovrapposizione tra segnali acquisiti tramite IMU (grafico in verde) e stereofotogrammetria (grafico in rosso) per i tre angoli di assetto del soggetto (righe) ed esaminando posizioni differenti della IMU (colonne): prima prova statica

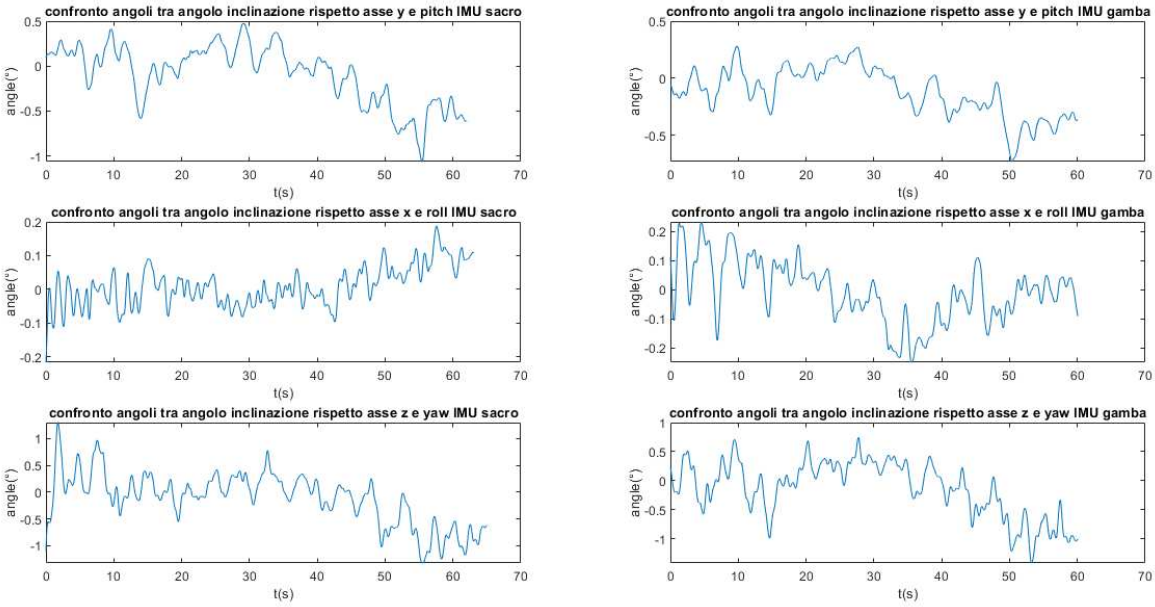


Figura 23 andamento degli errori: prima prova statica

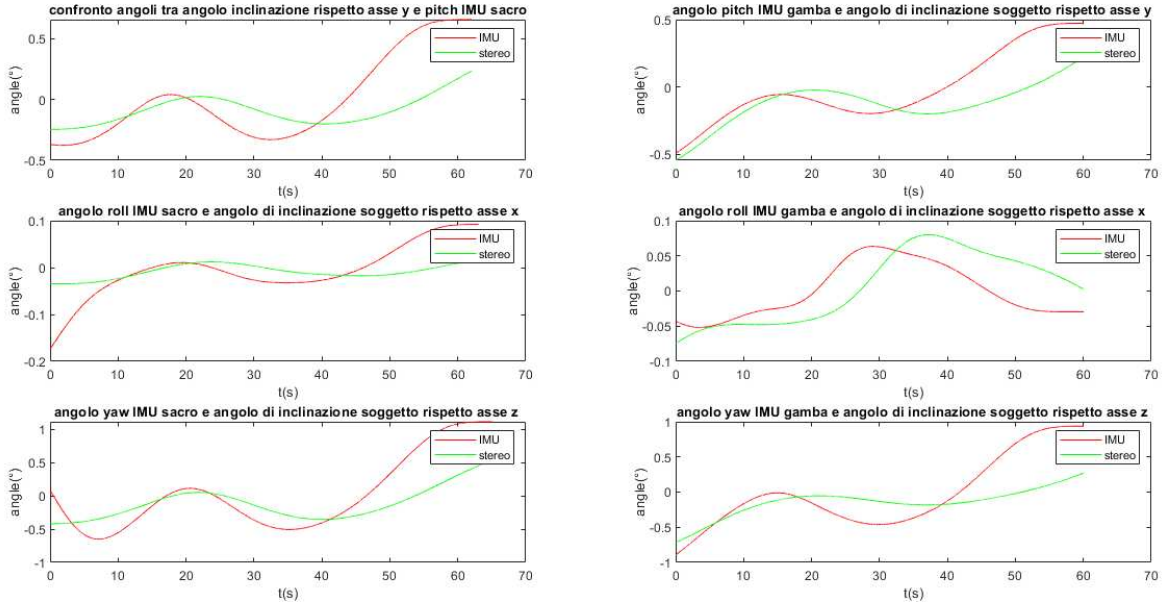


Figura 24 sovrapposizione degli andamenti dei segnali acquisiti tramite sistema di sensoristica indossabile (segnale in rosso) e sistema stereofotogrammetrico (segnale in verde), ulteriormente filtrati: prova dinamica.

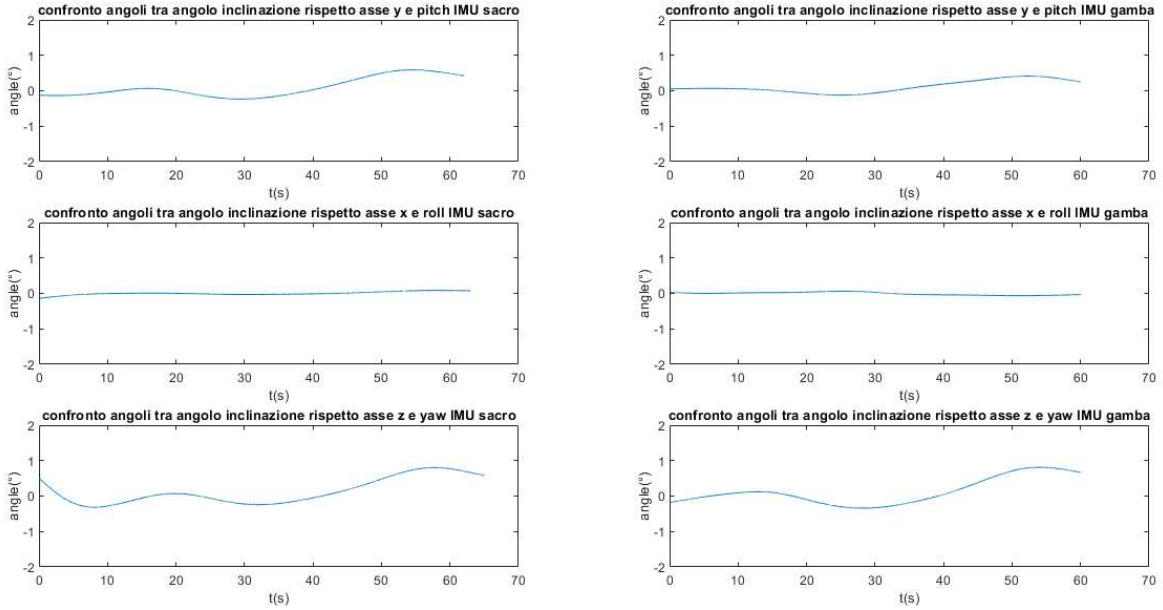


Figura 25 andamento degli errori ulteriormente filtrati: prima prova statica

	Posizione IMU	*Errore massimo (°)*	*Errore minimo (°)*	*Errore medio (°)*	*MAPE (%)*
Pitch-angolo y	Sacro	1.0636	-0.4733	0.0926	7.9851
	Gamba	0.7316	-0.2819	0.1938	0.1174
Roll-angolo x	Sacro	0.1876	-0.2169	0.0082	0.0530
	Gamba	0.2497	-0.2340	0.0078	0.1018
Yaw-angolo z	Sacro	1.3268	-1.3016	0.1224	0.4216
	Gamba	1.4190	-0.7447	0.1395	0.3843

Tabella 4 risultati degli errori: prima prova statica

Dalla precedente tabella notiamo che l'errore assoluto medio percentuale per l'angolo di pitch confrontato con quello di inclinazione rispetto all'asse Y è più elevato per l'IMU posizionata sul sacro. In figura 30 si riportano i segnali per la componente y dell'accelerometro, utilizzata per il calcolo dell'angolo di pitch, delle due diverse posizioni considerate. Si nota che il range di ampiezza per il segnale relativo alla parte inferiore del corpo è di un ordine di grandezza inferiore rispetto a quello per la parte superiore, ma più rumoroso dell'altro segnale. Essendo la sua ampiezza di un ordine di grandezza inferiore, la misura sarà più accurata e quindi si otterrà un errore percentuale più basso. Considerando una finestra di 1000 campioni della componente y dei dati grezzi presi dall'accelerometro dell'IMU possiamo notare che il range di misura per l'accelerometro sul sacro è maggiore rispetto a quello sulla gamba.

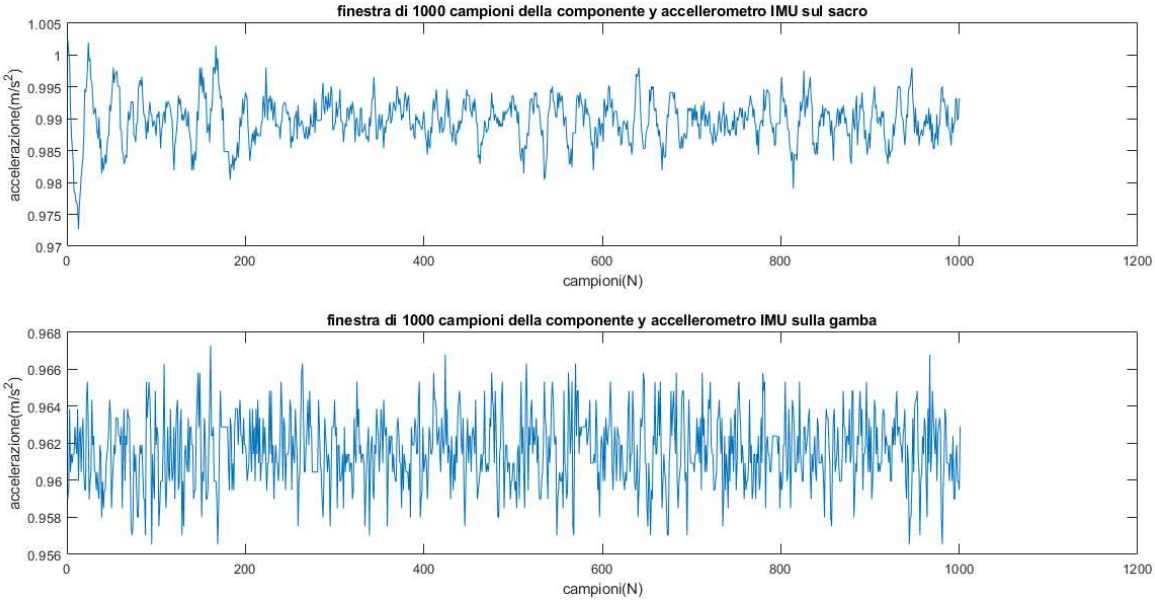


Figura 26 finestra di 1000 campioni per la visualizzazione del segnale della componente y dell'accelerometro per la parte superiore del soggetto (grafico sopra) e inferiore (grafico sotto)

La stessa trattazione viene fatta per le altre due prove statiche. Di sotto riportati i risultati per le altre due prove statiche:

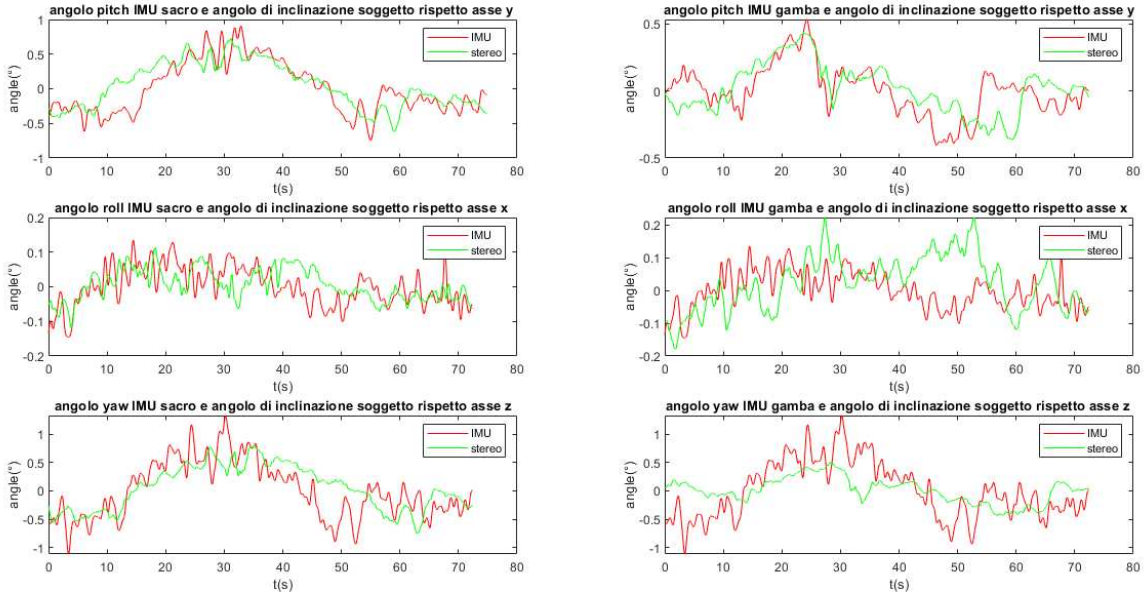


Figura 27 sovrapposizione tra segnali acquisiti tramite IMU (grafico in verde) e stereofotogrammetria (grafico in rosso) per i tre angoli di assetto del soggetto (righe) ed esaminando posizioni differenti della IMU (colonne): seconda prova statica

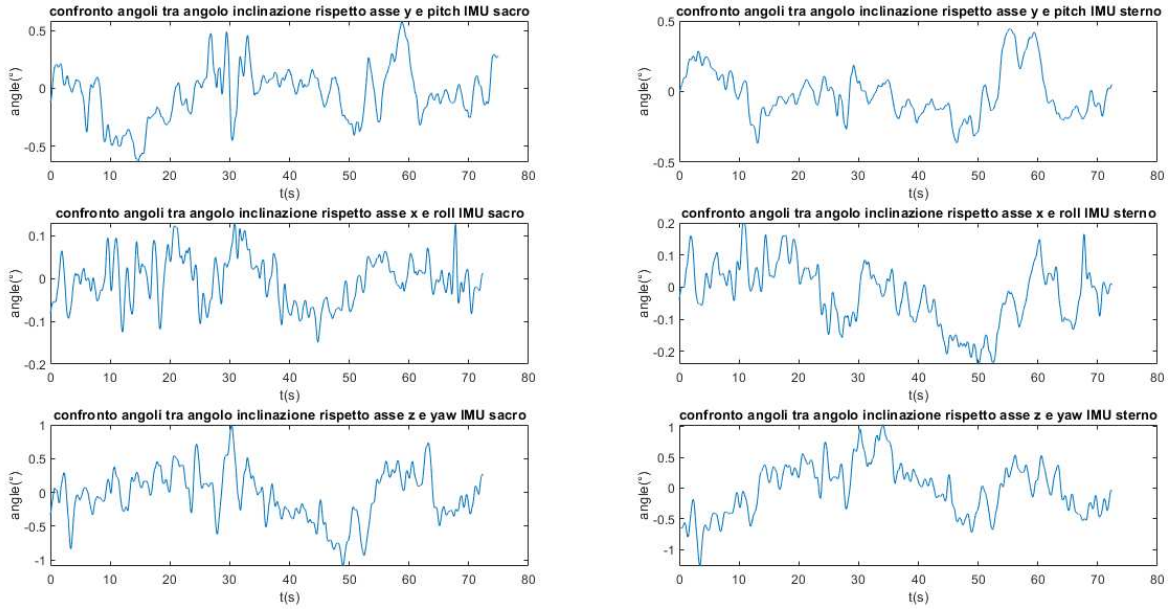


Figura 28 andamento degli errori: seconda prova statica

	Posizione IMU	*Errore massimo (°)*	*Errore minimo (°)*	*Errore medio (°)*	*MAPE (%)*
Pitch	Sacro	0.5830	-0.6383	-0.0472	3.2626
	Gamba	0.4446	-0.3665	-0.0157	0.0826
Roll	Sacro	0.1299	-0.1492	-0.0048	0.0523
	Gamba	0.1992	-0.2395	-0.0224	0.0954
Yaw	Sacro	0.9920	-1.0912	-0.0462	0.3458
	Gamba	1.0280	-1.2661	-0.0082	0.3425

Tabella 5 risultati degli errori: seconda prova statica

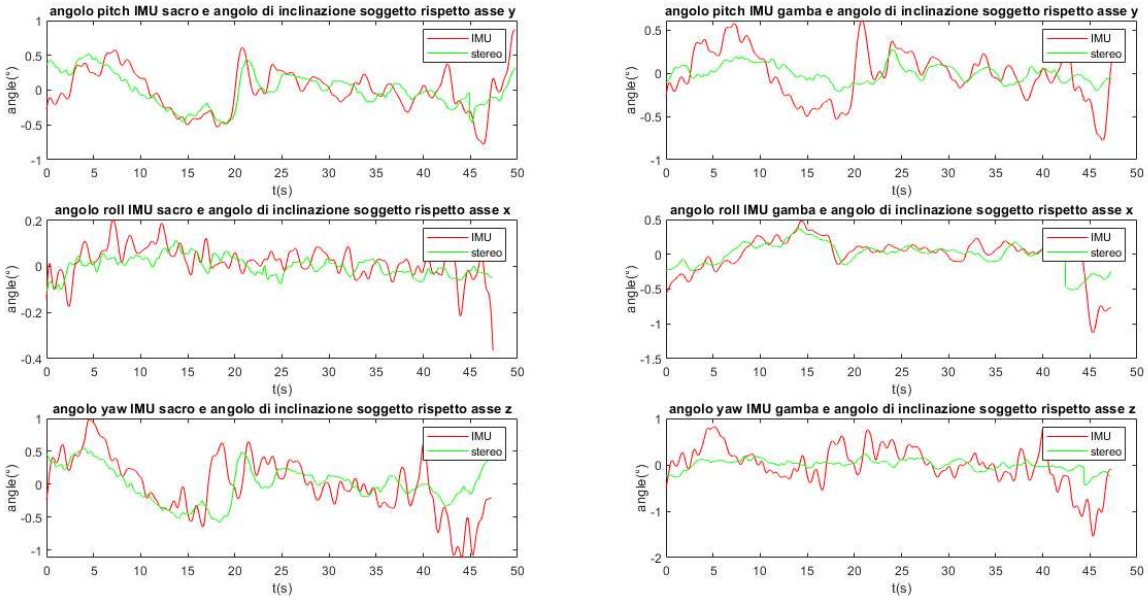


Figura 29 sovrapposizione tra segnali acquisiti tramite IMU (grafico in verde) e stereofotogrammetria (grafico in rosso) per i tre angoli di assetto del soggetto (righe) ed esaminando posizioni differenti della IMU (colonne): terza prova statica

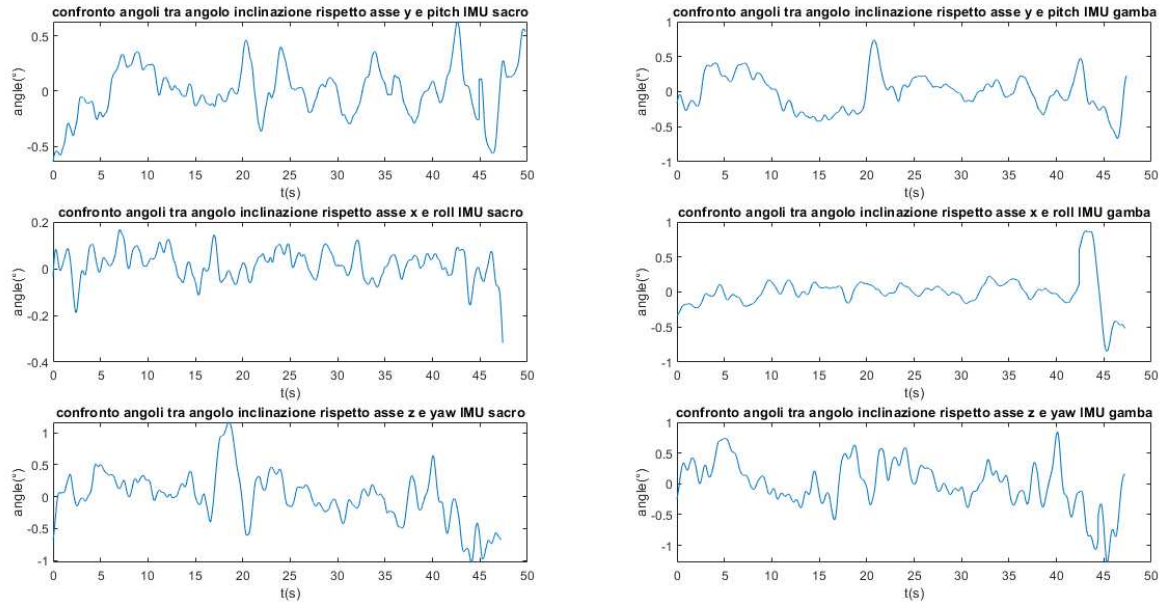


Figura 30 andamento degli errori: terza prova statica

	Posizione IMU	*Errore massimo (°)*	*Errore minimo (°)*	*Errore medio (°)*	*MAPE (%)*
Pitch	Sacro	0.6280	-0.6379	0.0009	3.4553
	Gamba	0.7371	-0.6664	-0.0143	0.1248
Roll	Sacro	0.1678	-0.3171	0.0180	0.0582
	Gamba	0.8710	-0.8442	-0.0007	0.1686
Yaw	Sacro	1.1682	-1.0319	0.0014	0.3317
	Gamba	0.8442	-1.2779	-0.0007	0.2855

Tabella 6 risultato degli errori: terza prova statica

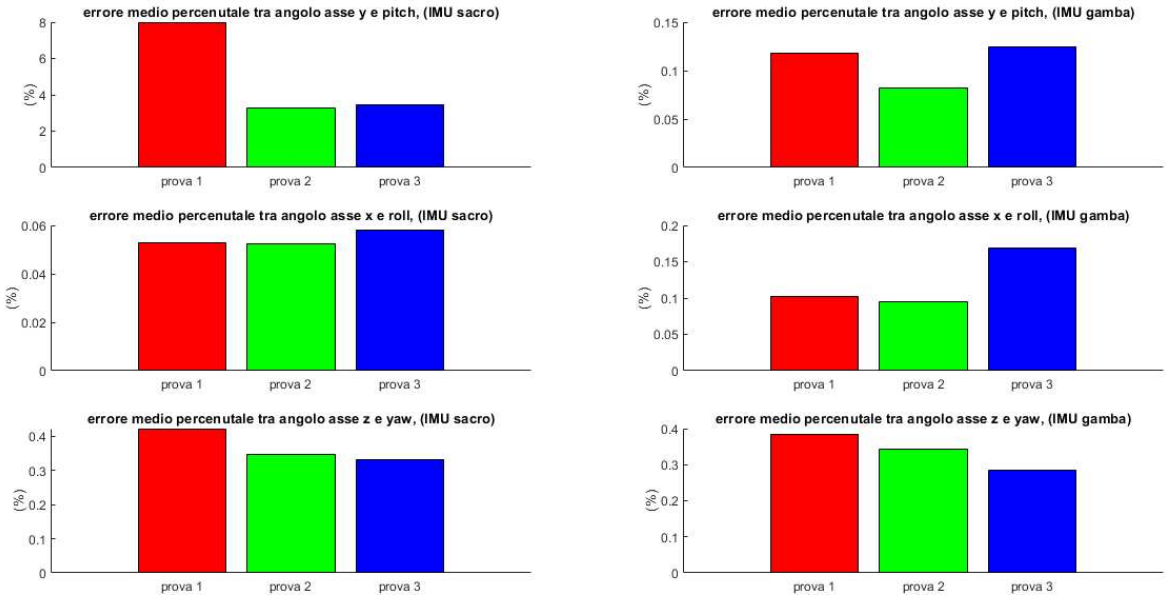


Figura 31 diagramma a barre del MAPE: prova statica

In figura 35 sono riportati i diagrammi a barre che descrivono gli errori assoluti medi percentuali per il task motorio statico. Sulle righe sono riportati gli angoli analizzati e sulle colonne l'errore per la parte inferiore (destra) e superiore (sinistra) dati dal diverso posizionamento della IMU. Per ogni grafico viene evidenziato il confronto tra gli errori percentuali per le tre diverse prove.

4. Discussione e conclusione

Per la prova dinamica i segnali acquisiti tramite l'IMU posta sulla zona lombo-sacrale hanno ampiezze minori rispetto a quelli acquisiti nella zona dello sterno, perché la parte superiore del soggetto è quella maggiormente sottoposta a inclinazione. Per entrambi i metodi utilizzati si nota che i picchi di massimo evidenziati nell'angolo di pitch corrispondono anche a quelli per l'angolo di yaw, ma non per quello di roll. Da questo possiamo dedurre che durante la flessione in avanti del busto, l'inclinazione del soggetto rispetto all'asse X del sistema di riferimento globale è minima rispetto alle inclinazioni sugli altri due assi, mentre questa è più accentuata nel momento in cui il soggetto torna nella stazione eretta. Il range di ampiezze rimane sempre limitato, quindi l'inclinazione rispetto a questo asse è minima.

Gli angoli di pitch e roll, inoltre, possono essere affetti anche da un errore dovuto all'incurvatura della colonna vertebrale del soggetto [16].

Per quanto riguarda i segnali per le prove statiche, questi hanno andamenti conformi tra loro o oscillanti intorno al segnale assunto come *gold standard*. Anche per i segnali acquisiti per le prove statiche si nota l'analogia tra l'angolo di pitch e quello di yaw, mentre l'angolo di roll ha sempre un range di ampiezze più limitato.

Dall'analisi del diagramma a barre in figura 35 è evidente che la seconda prova statica è meno interessata da errori rispetto alle altre, indipendentemente dal posizionamento della IMU, che sia nella zona lombo-sacrale o nella zona della gamba. Si nota che per gli angoli di roll e di yaw, l'errore percentuale ha stesso ordine di grandezza per entrambi i posizionamenti analizzati. Per l'angolo di pitch questi sono diversi: per l'IMU posta sulla parte inferiore l'errore calcolato è minore, probabilmente dato dal fatto che il sensore posizionato sulla gamba sia meno affetto dal fenomeno di *swing*.

Il fenomeno di swing [17] rappresenta un movimento oscillatorio o di oscillazione naturale che può verificarsi durante il movimento o la postura.

Durante la prova statica, è emerso che il sensore posizionato sull'arto inferiore è meno suscettibile a questo fenomeno rispetto a quello posizionato sull'arto superiore. Questo avviene per motivi biomeccanici, poiché gli arti inferiori sono strutturalmente più stabili rispetto agli arti superiori. La loro funzione è quella di supporto del corpo, perciò viene

richiesta una maggiore stabilità strutturale che limita il movimento oscillatorio. Inoltre le gambe si trovano in una posizione ravvicinata rispetto al centro di massa del corpo che riduce la leva per il momento oscillatorio e contribuisce ad una maggiore stabilità [17].

Questi risultati sottolineano l'importanza di considerare attentamente il posizionamento dei sensori e i fattori specifici associati al contesto della prova, in particolare quando si valuta l'affidabilità delle misurazioni

In questo studio si vuole verificare che la sensoristica indossabile sia affidabile in un ambiente controllato quale quello di laboratorio. Talvolta l'ambiente di laboratorio comporta anche errori dovuti alla poca visibilità dei markers da parte del sistema di telecamere che può comportare una perdita di dati.

Si vuole analizzare l'andamento degli angoli posturali in condizioni statiche e dinamiche, della parte superiore e inferiore dei segmenti corporei e verificare che, utilizzando sensoristica inerziale, gli errori percentuali confrontati con gli andamenti derivanti da sistemi controllati siano accettabili. Procedure di questo tipo sono poco presenti in letteratura [14], ma analizzati per altri task motori, per cui possiamo concludere dicendo che gli errori percentuali ottenuti possono considerarsi ragionevoli ed accettabili.

I sensori inerziali utilizzati hanno affidabilità tale da poter essere usati come sostitutivi del sistema di acquisizione optoelettronico. Tale applicazione porta vantaggi sia per la ricerca che in ambito medico poiché le acquisizioni possono essere fatte in ambienti diversi da quello di laboratorio e questo può facilitare l'acquisizione di dati per soggetti patologici. Inoltre, con l'utilizzo di sensoristica indossabile, è possibile caratterizzare la postura statica sia per soggetti patologici che non, per affiancare la ricerca in ambito riabilitativo.

5. Bibliografia

[1] N. ABBATE, A. BASILE, AC FAULISI, S. SESSA, "Towards Miniaturization of a MEMS-Based Wearable Motion Capture System", in IEEE Transactions on Industrial Electronics, vol. 58, N. 8, pp. 3234-3241, Aug. 2011, doi: 10.1109/TIE.2011.2148671.

[2] International Vocabulary of Metrology, Fourth edition, Committee Draft (VIM4 CD), Significant changes of the VIM4 with respect to the VIM3, Jan. 2021.

[3] C.FORTUNATO, "Implementazione su un micro controllore 32 bit di un algoritmo di navigazione ibrida inerziale geolocalizzato", Corso di Laurea Specialistica in Informatica, Università degli Studi di Pisa, Anno Accademico 2011-2012.

[4] J. GUO, P. HU, R. WANG, "Nonlinear Coordinated Steering and Braking Control of Vision-Based Autonomous Vehicles in Emergency Obstacle Avoidance", IEEE Transactions on intelligent transportation systems, Vol. 17, N. 11, Nov. 2016.

[5] M.SYSEL, "An Implementation of a Tilt-Compensate eCompass", Automation Control Theory Perspectuves in Intelligent Systems, pp. 35-44, Apr. 2016, doi: 10.1007/978-3-319-33389-2_4

[6] K.AMINIAN, B.NAJAFI, C.BÜLA, P.-F.LEYVRAZ, PH.ROBERT, "Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes", Journal of Biomechanics, Vol. 35, Issue 5, pp. 689-699, 2002, ISSN 0021-9290, doi: 10.1016/S0021-9290(02)00008-8.

[7] D. ROETENBERG 1, PER J SLYCKE, P. H. VELTINK, "Ambulatory Position and Orientation Tracking Fusing Magnetic and Inertial Sensing", IEEE Trans Biomed Eng. May 2007 ;54(5):883-90. doi: 10.1109/TBME.2006.889184. PMID: 17518285.

[8] M. F. GAGO, V. FERNANDES, J. FERREIRA, H. SILVA, L. ROCHA, E. BICHO, N. SOUSA, "Postural Stability Analysis with Inertial Measurement Units in Alzheimer's Disease", Dement Geriatr Cogn Dis Extra. Jan. 2014 31;4(1):22-30. doi: 10.1159/000357472.

[9] H. R. SILVA, J. A. AFONSO, P. C. MORIM, P. M. OLIVEIRA, "Wireless Hydrotherapy Smart-Suit Network for Posture Monitoring", IEEE International Symposium on Industrial Electronics, Vigo, Spain, pp. 2713-2717, 2007, doi: 10.1109/ISIE.2007.4375037.

[10] GUO L, XIONG S., "Accuracy of Base of Support Using an Inertial Sensor Based Motion Capture System", Sensors (Basel), Sep. 2017; 17(9):2091. doi: 10.3390/s17092091.

[11] https://www.policlinicoitalia.it/laboratorio-analisi-movimento

[12] A.CAPOZZO, F.CATANI , U.DELLA CROCE, A.LEARDINI, "Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination", Clinical Biomechanics, Vol. 10, Issue 4, pp. 171-178, 1995, ISSN 0268-0033, doi: 10.1016/0268-0033(95)91394-T.

[13] https://x-io.co.uk/

[14] M.CAPECCI, E.ANDRENELLI, R.CIMA, L.PEPA, G.MORONE, M.G.CERVAOLO, D.BONAIUTI, "Monitoraggio continuo domiciliare del movimento tramite sensori indossabili: revisione sistematica", Giornale Italiano di Rivista Riabilitativa, Vol. 35, N.3, Sept. 2021.

[15] A. DE MYTTENAERE, B. GOLDEN, B. LE GRAND, F. ROSSI, "Mean Absolute Percentage Error for regression models", Neurocomputing, Volume 192, pp. 38-48, 2016, ISSN 0925-2312, doi: 10.1016/j.neucom.2015.12.114.

[16] R.MOE-NILSSEN, A new method for evaluationg motor control in gait under real-life enviromental condition. Part 1: the instrument, Clinical Biomechanics, Volume 13, Issues 4-5, pp. 320-327, 1998, ISSN 0268-0033, doi: 10.1016/S0268-0033(98)00089-8.

[17] E.S.GROOD, W.J. SUNTAY, 1983, A Joint Coordinate System for the Clinical Description of ThreeDimensional Motions: Application to the Knee, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 105, pp. 136-144.