

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
CAMPUS DI CESENA
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

TITOLO DELLA TESI

Validazione di un sistema basato su sensori inerziali per l'analisi cinematica della spalla

Tesi in

Bioingegneria della Riabilitazione LM

Relatore

Prof. Angelo Cappello

Presentata da

Antonella Berardi

Correlatori

Ing. Marco Muraccini

Ing. Alessandro Varini

Ing. Matteo Mantovani

Anno Accademico 2016-2017

Abstract

La valutazione non invasiva della cinematica scapolo-toracica in relazione all'elevazione di omero svolge un ruolo centrale nell'analisi funzionale della spalla. La tecnologia IMMS (*Inertial and Magnetic Measurement System*) rappresenta un'alternativa *low-cost* rispetto ai sistemi optoelettronici *marker-based* per buona portabilità, indossabilità, libertà di movimento e flessibilità di utilizzo. Molti studi evidenziano, però, l'importanza di eseguire un'accurata procedura di calibrazione della scapola, per ridurre l'artefatto da tessuto molle nella ricostruzione del movimento osseo in entrambi i protocolli, *sensor-based* e *marker-based*.

Questo lavoro di tesi valuta gli effetti di diversi tipi di calibrazione, distintamente nel protocollo ISEO e con la procedura CAST, adottando come indici di qualità le grandezze cinematiche ricavate in pose statiche a diversi angoli di elevazione di omero. L'esecuzione simultanea dei due protocolli permette di determinare l'accuratezza del protocollo biomeccanico ISEO nell'analisi cinematica della spalla rispetto al sistema stereofotogrammetrico, assunto come *gold standard*.

Nel protocollo *sensor-based* le procedure di calibrazione tramite *locator* risultano più efficaci della tecnica standard. In particolare, gli errori prodotti dalla doppia calibrazione durante l'abduzione sono i più bassi per tutte le rotazioni di scapola e per tutti gli angoli di elevazione di omero valutati. Per la flessione, invece, tale metodo mostra solo vantaggi marginali.

Per quanto riguarda l'implementazione su dati stereofotogrammetrici, la doppia calibrazione non fornisce risultati altrettanto positivi e significativamente diversi rispetto alla singola calibrazione.

Questo studio sottolinea numerosi aspetti a vantaggio dell'utilizzo di protocolli *sensor-based*, ma ne evidenzia le criticità dovute all'influenza delle accelerazioni lineari nella stima dell'orientamento e la maggiore difficoltà nel misurare le piccole rotazioni a cui è soggetto il sensore.

Indice

Introduzione	3
1. Anatomia funzionale della spalla.....	3
Rotazioni di omero	5
Movimenti di scapola.....	9
2. Interesse clinico per la cinematica della spalla.....	11
3. I sensori magneto-inerziali	13
4. Impiego di IMMS per analizzare l'arto superiore	17
Metodi di valutazione delle performance dei sensori magneto-inerziali.....	17
Metodi di compensazione dell'artefatto da tessuto molle	20
Materiali	25
1. Motion Tracker wireless (Xsens).....	25
2. Sistema stereofotogrammetrico BTS SMART-DX 7000	32
Metodi	35
1. Protocollo ISEO	35
2. Protocollo CAST.....	38
3. Protocollo di acquisizione.....	41
Test preliminari	42
Test per la valutazione dei metodi di calibrazione.....	44
Test per la validazione dei sensori e del protocollo ISEO	50
Risultati	53
1. Valutazione dei metodi di calibrazione	53
Metodi di calibrazione nel protocollo ISEO	53
Metodi di calibrazione con la procedura CAST	56
2. Validazione dei sensori e del protocollo ISEO	59
Performance dei sensori	59
Propagazione dell'errore dei sensori nel protocollo ISEO	65
Conclusioni	71
Bibliografia	75

Introduzione

1. Anatomia funzionale della spalla

La spalla, complesso articolare prossimale dell'arto superiore, è la più mobile di tutte le articolazioni del corpo umano [1]. Possiede tre gradi di movimento che consentono l'orientamento dell'arto superiore nei tre piani dello spazio, grazie alla definizione di tre assi principali. Attorno all'asse trasversale avvengono i movimenti di flessione-estensione eseguiti sul piano sagittale. L'asse antero-posteriore, contenuto nel piano sagittale, permette i movimenti di adduzione e abduzione eseguiti sul piano frontale. A partire da qualsiasi posizione della spalla, il braccio poi può compiere una rotazione interna-esterna lungo l'asse longitudinale dell'omero.

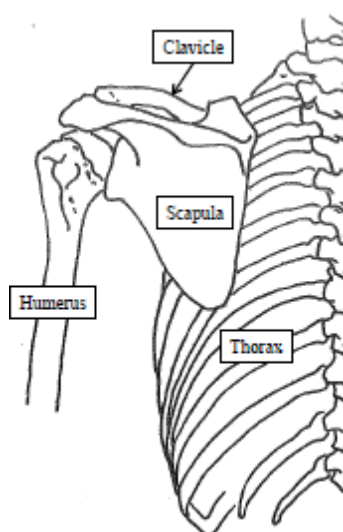


Figura 1: Strutture ossee della spalla.

La spalla è costituita dalle ossa di clavicola, omero, scapola e torace, mostrate in Fig.1, ed è formata da cinque articolazioni. Più nello specifico con il termine spalla si intende l'insieme delle articolazioni che cooperano nella produzione del movimento dell'arto superiore rispetto al tronco. Il gruppo di articolazioni, che esprimono in senso anatomico il contatto tra due superfici ricoperte da cartilagine, è composto dalle articolazioni:

- sterno-costoclavicolare, tra sterno e clavicola;
- acromion-clavicolare, tra scapola e clavicola;
- gleno-omeroale o scapolo-omeroale, tra la cavità glenoidea e l'omero.

Le articolazioni:

- sotto-deltoidea, tra acromion e omero;
- scapolo-toracica, tra scapola e torace,

sono delle strutture funzionalmente assimilabili ad articolazioni, pur non avendone le caratteristiche anatomiche: ovvero, sono costituite da due superfici che scorrono l'una sull'altra, ma senza alcuno strato di cartilagine interposto. Con il termine cingolo scapolare si individua l'unione in serie delle ossa di clavicola e scapola, che fornisce il collegamento tra l'arto superiore e il tronco, con l'obiettivo di aumentare la stabilità della spalla e di orientare la glena durante i movimenti del braccio.

Questo studio si è concentrato sul movimento coordinato tra scapola e omero, usualmente definito "ritmo scapolo-omeroale" (SHR). Dal punto di vista clinico, il ritmo scapolo-omeroale viene tipicamente analizzato durante l'elevazione dell'omero sul piano sagittale (flessione di omero) o sul piano frontale (abduzione di omero). Esaminando l'elevazione di omero sui due piani di interesse, si è trovato che 2/3 del movimento (120°) sono imputabili alla mobilità gleno-omeroale mentre i restanti 60° alla mobilità scapolo-toracica.

La scapolo-omeroale, principale e più complessa articolazione della spalla, presenta superfici articolari sferiche e, per questo, viene generalmente assimilata ad un *ball and socket*. È costituita dall'estremità sferoidale della testa omeroale

che ruota su una superficie della scapola, detta glena, consentendo al braccio di compiere una rotazione vicina ai 360° nello spazio. La scapolo-omerale rappresenta l'articolazione più mobile del corpo umano: i muscoli presenti hanno una funzione dinamica e contenitiva mentre lo strato fibroso, detto capsula articolare, e i legamenti ne garantiscono la stabilità.

L'articolazione scapolo-toracica è formata dalla porzione anteriore della scapola, i cui movimenti di rotazione avvengono su un asse mobile, individuabile per i primi 30° a livello della base della spina della scapola e per gli ultimi 30° a livello dell'articolazione acromion-clavicolare. La funzione di tale articolazione di sospendere l'arto superiore è realizzata dall'azione del muscolo trapezio e dei muscoli elevatori della scapola coadiuvati dalla clavicola, che si comporta come una leva. Il complesso movimento scapolo-toracico di scivolamento e rotazione stabilizzante è fondamentale nel sincronismo scapolo-omerale.

Rotazioni di omero

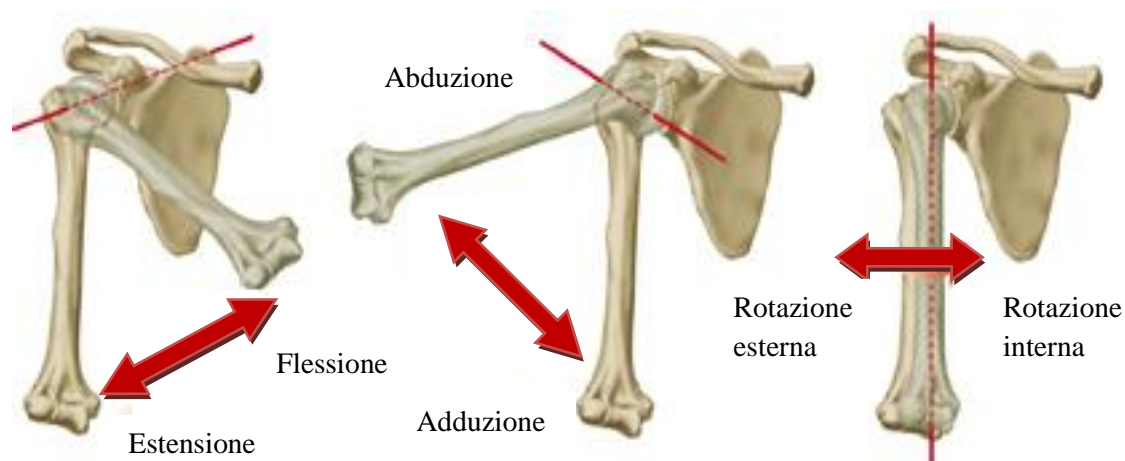


Figura 2: Rotazioni di omero: (da sinistra a destra) a) flesso-estensione; b) ab-adduzione e c) rotazione interna-esterna.

La flessione di omero (Fig. 2a) è il movimento in direzione anteriore dell'arto superiore; ha un'ampiezza di escursione elevata consentendo un range di 180° di

movimento. In base al reclutamento muscolare, il movimento di flessione può essere diviso in tre fasi:

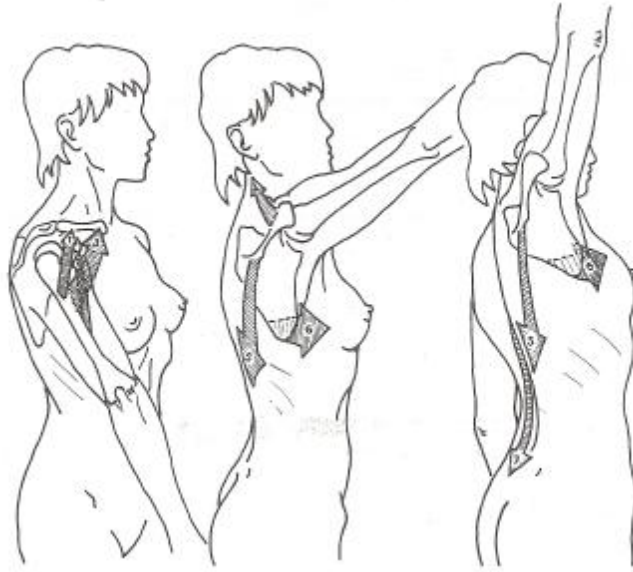


Figura 3: Reclutamento muscolare durante la flessione di omero:
(da sinistra a destra) a) Prima Fase; b) Seconda Fase e c) Terza Fase.

- da 0° a 50° - 60° (Fig. 3a) i muscoli interessati nel movimento di flessione sono i fasci anteriori del deltoide (1), la coracobrachiale (2) e il fascio claveare del pettorale (3);
- da 60° a 120° (Fig. 3b) entra in gioco il cingolo scapolare e, col reclutamento del trapezio (4,5) e del gran dentato (6), ha inizio il ritmo scapolo-omerale. In questa fase la scapola ruota di 60° con un movimento a campana che orienta la glenoide in alto e in avanti, e si ha una rotazione assiale di 30° nelle articolazioni sterno-clavicolare e acromion-clavicolare.
- Da 120° a 180° (Fig. 3c) si arresta il movimento di flessione per la scapolo-omerale e la scapolo-toracica, mentre si attivano i muscoli spinali (7), ad esempio il rachide. Per una flessione monolaterale, il movimento termina passando ad una posizione di massima abduzione in cui il rachide è inclinato lateralmente. Se la flessione è, invece, bilaterale, il movimento avviene grazie ad un'iperlordosi per azione dei muscoli lombari.

L'estensione di omero, invece, descrive il movimento in direzione opposta rispetto alla flessione e consente di raggiungere una modesta ampiezza di

escursione angolare pari a 45° - 50° . Nell'estensione della scapolo-omerale i muscoli interessati sono il grande e piccolo rotondo, il gran dorsale e il fascio posteriore del deltoide. Nell'estensione della scapolo-toracica con l'adduzione della spalla sono coinvolti i muscoli motori, quali il romboide, il gran dorsale e i fasci trasversali del trapezio.

L'abduzione di omero (Fig. 2b) è il movimento di allontanamento dell'arto superiore verso il piano sagittale mediano del corpo. Un'ampiezza di 180° di abduzione di omero consente di portare il braccio verticale al di sopra del tronco. Dal punto di vista muscolare, il movimento di abduzione può essere diviso in tre fasi:

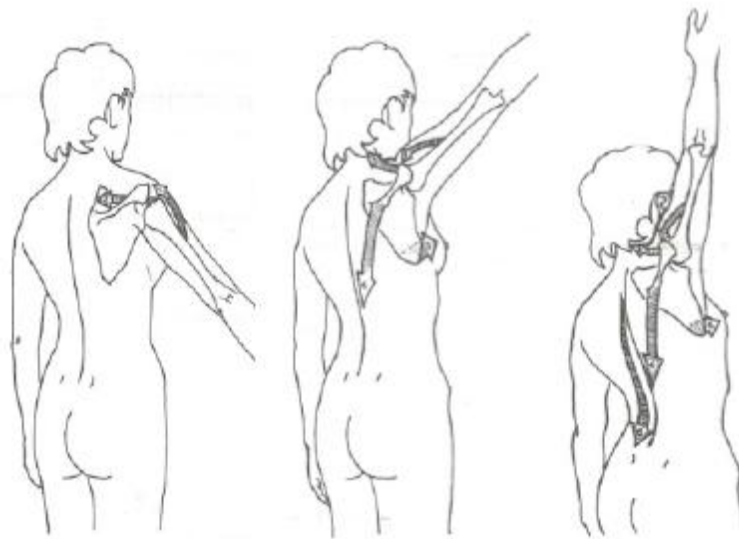


Figura 4: Reclutamento muscolare durante l'abduzione di omero:
(da sinistra a destra) a) Prima Fase; b) Seconda Fase e c) Terza Fase.

- da 0° a 90° (Fig. 4a) l'azione della coppia degli abduuttori della scapolo-omerale composta dal muscolo deltoide (1) e dal sopraspinato (2) dà inizio all'abduzione. A 90° il primo stadio termina a causa del contatto del tubercolo maggiore con il margine superiore della glenoide.
- Essendo la scapolo-omerale bloccata, l'abduzione da 90° a 150° (Fig. 4b) necessita della partecipazione del cingolo scapolare e, quindi, dell'articolazione scapolo-toracica. La scapola ruota di 60° con un movimento a campana, che orienta la glenoide verso l'alto mentre le articolazioni sterno-clavicolare e acromion-clavicolare effettuano una

rotazione longitudinale di 30°. La coppia di abduzioni della scapolo-toracica attiva in questa fase, è costituita dal muscolo trapezio (3,4) e dal gran-dentato (5). Il movimento si arresta a 150° per azione della resistenza dei muscoli adduttori: gran dorsale e gran pettorale.

- Per raggiungere la verticalizzazione dell'arto superiore, da 120° a 180° (Fig. 4c), sono necessari l'inclinazione del tronco e la partecipazione del muscolo rachide (6). Se un solo braccio è in movimento, per raggiungere l'escursione massimale, è sufficiente l'inclinazione laterale del rachide per azione dei muscoli spinali del lato opposto. Se entrambe le braccia sono in abduzione, la verticalizzazione necessita, invece, di un'iperlordosi lombare per azione dei muscoli spinali.

L'adduzione è il movimento di avvicinamento dell'arto superiore verso il piano sagittale mediano del corpo. Per l'arto superiore l'adduzione assoluta sul piano frontale è meccanicamente impossibile per la presenza del tronco. È, invece, possibile un'adduzione modesta, se combinata ad un'estensione, o un'escursione di 30°-45° di adduzione, se combinata ad una flessione. Partendo, invece, da un qualsiasi grado di abduzione, l'adduzione è sempre possibile sul piano frontale e prende il nome di adduzione relativa. I muscoli motori reclutati nel movimento di adduzione sono il romboide, il gran rotondo, il gran pettorale e il gran dorsale. Nell'esecuzione del movimento si può notare il sinergismo di due coppie motorie: una costituita dal muscolo romboide e il muscolo gran rotondo e l'altra dal tricipite capo lungo e dal gran dorsale.

Le rotazioni del braccio lungo il suo asse longitudinale sono chiamate rotazione interna (Fig. 2c) ed esterna e possono essere effettuate in qualsiasi posizione si trovi la spalla. Gli attuatori coinvolti nella rotazione dell'articolazione scapolo-omerale si distinguono in muscoli rotatori interni, quali gran dorsale, gran pettorale, gran rotondo e sottoscapolare, e in muscoli rotatori esterni, quali il piccolo rotondo e il sopraspinoso. La rotazione della sola articolazione scapolo-omerale non consente di completare la rotazione dell'arto superiore senza

richiedere i cambiamenti di orientamento della scapola, quindi della glenoide, e senza i movimenti di traslazione laterale della scapola stessa.

Per la rotazione esterna, che determina un'adduzione di scapola, i muscoli motori arruolati sono il romboide e i fasci medi del trapezio mentre il gran dentato e il piccolo pettorale sono coinvolti nella rotazione interna a determinare un'abduzione della scapola.

Movimenti di scapola

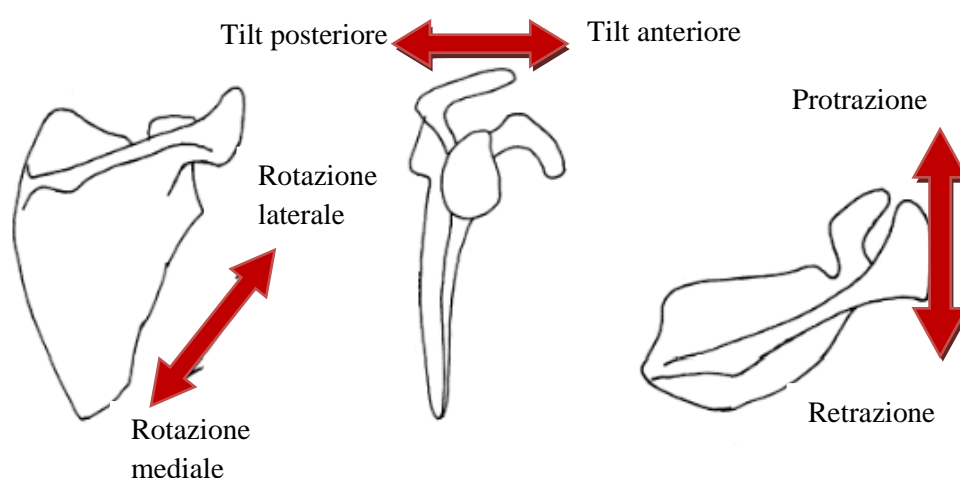


Figura 5: Rotazioni di scapola: (da sinistra a destra) a) rotazione medio-laterale; b) tilt antero-posteriore c) rotazione interna-esterna.

Rispetto alla scapola si possono definire tre assi di rotazione. L'asse sagittale è perpendicolare al piano della scapola e sito sotto la spina verso l'angolo superiore esterno e consente un movimento di rotazione medio-laterale della scapola. La rotazione laterale (Fig. 5a) è associata alla rotazione verso l'alto della glenoide in cui, dunque, la glenoide si muove cranialmente e l'angolo inferiore della scapola si sposta lateralmente; ciò ad opera del gran dentato e dei fasci superiori del trapezio. La rotazione mediale (Fig. 5a) o rotazione in basso della glenoide, invece, è il movimento attorno all'asse sagittale in cui l'angolo inferiore della scapola si sposta medialmente mentre la glenoide si muove caudalmente; questo movimento è attuato dai fasci inferiori del trapezio e dal piccolo pettorale.

La rotazione attorno all'asse trasversale, definito parallelo al piano della scapola, prende il nome di tilt antero-posteriore (Fig. 5b) della spina scapolare. Attorno all'asse longitudinale a livello dell'acromion è possibile l'intra-extra rotazione della scapola (Fig. 5c), anche definiti come movimenti di retro-protrazione.

Per quanto riguarda la traslazione verticale della scapola sul piano frontale è possibile un movimento di scorrimento in cui la scapola si muove cranialmente per azione del romboide, dei muscoli elevatori di scapola e dei fasci superiori del trapezio; altrimenti un movimento di scorrimento in direzione opposta richiede alla scapola di muoversi caudalmente per azione del piccolo pettorale, del succlavio, del gran dentato e dei fasci inferiori del trapezio. Per quanto riguarda, invece, la traslazione sul piano frontale possiamo definire una traslazione mediale in cui il margine vertebrale della scapola si avvicina alla linea apofisaria rachidea per azione del romboide e dei fasci medi dei trapezi, o una traslazione laterale, movimento opposto, per azione del gran dentato e del piccolo pettorale.

2. Interesse clinico per la cinematica della spalla

L'articolazione scapolo-omerale, essendo dotata del massimo grado di mobilità nei diversi piani dello spazio, è intrinsecamente instabile. I determinanti anatomici della stabilità articolare possono essere strutture attive, come le azioni muscolari, o strutture passive, quali anomalie nella conformazione ossea o formazione di capsule legamentose.

Di particolare interesse, tra i muscoli intrinseci o stabilizzatori diretti della spalla, è il ruolo della cuffia dei rotatori, responsabile nell'azione di centraggio della testa omerale sulla concavità glenoidea. La cuffia dei rotatori è formata dai tendini dei muscoli sottoscapolare, sopraspinoso, sottospinoso e piccolo rotondo, che, avendo le inserzioni sull'omero, si fondono tra loro e con la capsula articolare, dando origine ad un involucro muscolo-tendineo. Questo fascia l'articolazione in tutti i suoi lati, ad eccezione di quello inferiore che si interpone fra la testa dell'omero, l'acromion ed il deltoide. La lacerazione della cuffia dei rotatori rappresenta ad oggi la patologia di spalla più comune, classificata come la principale fonte di morbosità nella popolazione attiva. Una disfunzione delle sue strutture anatomiche causa dolore, debolezza articolare e alterazioni nella cinematica scapolare; in particolare, si traduce in variazioni del ritmo scapolo-omerale.

Tale alterazione può essere ricondotta a fattori di protezione o a disfunzioni muscolari. Nel primo caso, in risposta al dolore percepito dal soggetto, vengono impiegati dei movimenti adattativi, che portano ad una riorganizzazione in termini di attività muscolare e di cinematica scapolare. Un ritardo di attivazione di un muscolo o la sua inibizione, invece, può causare uno squilibrio a livello muscolare con conseguente nascita di patologie alla spalla. Il dolore alla spalla, unito a disfunzioni dell'arto superiore, riduce la mobilità dell'articolazione e, dunque, l'autonomia funzionale del soggetto. I trattamenti riabilitativi hanno generalmente l'obiettivo di recuperare la funzionalità dell'arto e di ridurre il dolore.

L'attuale valutazione clinica ambulatoriale della spalla consiste nell'effettuare dei test funzionali o delle scale cliniche, ad esempio il questionario DASH

(*Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand*), il *Simple Shoulder Test* (SST), il test Constant-Murley, il test ASES (American Shoulder and Elbow Surgeons) e la valutazione del dolore e della stiffness articolare tramite *Visual Analogue Scale* (VAS) [2]. Sebbene siano di facile esecuzione, test e scale cliniche non godono di oggettività, non forniscono informazioni sufficienti per analizzare il movimento specifico (ad esempio, non valutano la velocità di movimento, la fluidità del gesto eseguito, il range articolare, il *timing* delle articolazioni arruolate) e non studiano i movimenti compensatori che coinvolgono articolazioni diverse rispetto a quella target dello studio.

L'analisi dinamica e strumentale del movimento può, invece, superare la maggior parte delle carenze dei test clinici. Studiare il ritmo scapolo-omerale e quantificare le grandezze cinematiche dell'articolazione di spalla è sempre più lo strumento necessario per valutare la funzionalità articolare, per effettuare una diagnosi, per monitorare l'avanzamento di una patologia, per verificare il risultato di un trattamento o per pianificare un iter riabilitativo. Dalla necessità di effettuare tali valutazioni quantitative non-invasive, negli ultimi venticinque anni sono stati sviluppati diversi protocolli basati su sistemi di misura optoelettronici ed elettromagnetici. Anche se tali protocolli descrivono in maniera accurata la biomeccanica umana, sono pochi i centri medici dotati di tali tecnologie all'interno di laboratori di analisi del movimento. Tali sistemi, in grado di tracciare i movimenti articolari e quantificare in maniera accurata, precisa e non invasiva il ritmo scapolo-omerale, sono estremamente costosi, molto complessi, difficili da spostare e ingombranti da posizionare in piccoli ambulatori, sensibili a fonti di illuminazione esterna e vincolano l'analisi cinematica ad un volume di spazio limitato, impedendo l'applicabilità per studi di performance sportive, di sessioni riabilitative *home-care* o di monitoraggio delle attività quotidiane.

Negli ultimi anni ha avuto un'ampia diffusione nelle applicazioni di analisi del movimento la tecnologia IMMS o *Inertial and Magnetic Measurement System*. I sensori magneto-inerziali sono dispositivi di piccole dimensioni, a basso-costo e, quindi, disponibili ad una più ampia fetta di mercato; presentano caratteristiche di buona portabilità e indossabilità, che garantiscono una maggiore facilità

complessiva del set-up sperimentale. Con l'introduzione di tracciatori wireless sono stati eliminati gli ingombri dovuti alla circuiteria esterna presente, consentendo piena libertà di movimento e flessibilità di utilizzo.

3.1 sensori magneto-inerziali

Ogni IMMS può comprendere diverse unità di *sensing*, ognuna delle quali integra al suo interno un accelerometro 3D, un giroscopio 3D e un magnetometro 3D.

L'accelerometro è uno strumento in grado di tradurre un'accelerazione lineare in una grandezza elettrica. La posizione e la velocità del corpo solidale con l'accelerometro sono ottenute per integrazione numerica dell'uscita *raw* del sensore. Il principio di funzionamento si basa sul sistema massa-molla-smorzatore mostrato in Fig. 6. La progettazione di tale dispositivo richiede una massa sismica di valore inerziale M , anche chiamata massa di prova, in grado di generare una forza inerziale se sottoposta ad un'accelerazione a_i .

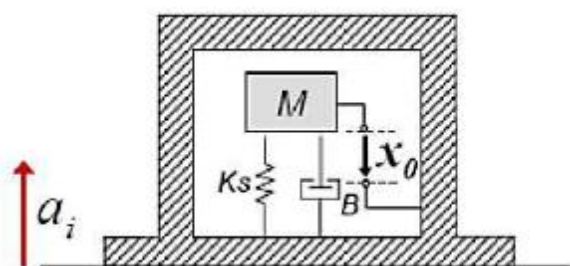


Figura 6: Sistema massa-molla-smorzatore di un accelerometro.

La molla di costante elastica K_s sostiene meccanicamente la massa e ripristina la posizione neutra. Alla massa è collegato anche uno smorzatore con fattore di smorzamento B , in grado di fornire una migliore risposta in frequenza del dispositivo. Il sensore è in grado di rilevare lo spostamento x_0 della massa rispetto al case supposto fisso. L'equazione che lega lo spostamento x_0 della massa alla forza di sollecitazione esterna è:

$$a_i = \ddot{x}_0 + \frac{B}{M} \cdot \dot{x}_0 + \frac{K_s}{M} \cdot x_0$$

In base al principio fisico che il sistema utilizza per misurare lo spostamento della massa, gli accelerometri si possono distinguere in dispositivi estensimetrici, piezoelettrici, capacitivi o a laser. L'approccio maggiormente utilizzato nei IMMS è quello capacitivo che utilizza, come principio per la rilevazione dello spostamento della massa, la variazione della capacità elettrica di un condensatore al variare della distanza tra le sue armature. In questa tipologia di accelerometri la massa realizzata con materiale conduttivo costituisce una delle armature, mentre l'altra armatura è fissata alla struttura del dispositivo, nell'immediata prossimità della massa. Un apposito circuito rileva la capacità del condensatore così realizzato e genera un segnale elettrico proporzionale alla posizione della massa.

Il giroscopio è un dispositivo fisico rotante che, per effetto della legge di conservazione del momento angolare, tende a mantenere il suo asse di rotazione orientato in una direzione fissa. Inserito all'interno di un IMMS, è in grado di rilevare la velocità con cui il corpo ruota attorno ad uno specifico asse. I giroscopi inerziali sono costituiti tipicamente da una massa vibrante soggetta all'effetto di Coriolis. In Fig. 7 è mostrata la schematizzazione di un attuatore che imposta una vibrazione tale da far muovere una massa M con velocità v lungo l'asse x .

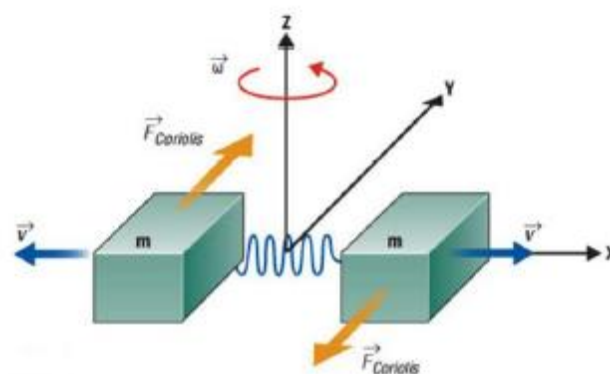


Figura 7: Sistema di funzionamento di un giroscopio.

Se il giroscopio viene fatto ruotare con velocità angolare ω lungo z , l'osservatore vedrà che la massa si muoverà, per effetto di Coriolis, lungo l'asse y con un'accelerazione pari a $a_{Cor} = 2 \cdot v_x \times \Omega_z$. Tale accelerazione,

all'interno dei dispositivi inerziali, viene misurata dall'accelerometro, per cui dall'equazione sottostante si può ricavare come incognita la velocità di rotazione Ω_z :

$$\ddot{x}_0 + \frac{B}{M} \cdot \dot{x}_0 + \frac{K_s}{M} \cdot x_0 = a_{Cor} = 2 \cdot v_x \times \Omega_z$$

Per rilevare la vibrazione indotta si possono usare meccanismi capacitivi, piezoresistivi o piezoelettrici.

Come per gli accelerometri, è possibile costruire un giroscopio triassiale unendo opportunamente tre giroscopi monoassiali.

Il principale svantaggio dell'utilizzo dei giroscopi è associato alle procedure d'integrazione nel quantificare le variazioni di orientamento: anche piccoli errori possono tradursi in derive inaccettabili sul segnale. Ad oggi molti dei sensori commerciali sono dotati di tecniche di compensazione per correggere tale problema.

Tramite il giroscopio si è in grado di misurare le rotazioni rispetto ad un sistema di riferimento interno al sensore. L'orientamento assoluto del sensore rispetto al Nord terrestre è misurato dal magnetometro, dispositivo in grado di generare delle differenze di potenziale a seconda del campo magnetico a cui è sottoposto. In assenza di campi magnetici esterni, il magnetometro è in grado di misurare il vettore campo magnetico terrestre, che può essere ritenuto costante all'interno di un ambulatorio medico o un laboratorio di analisi del movimento. Per effettuare una corretta misura del campo magnetico terrestre è necessario evitare la presenza di materiale ferromagnetico o di apparecchiature elettroniche nelle vicinanze dei sensori. I magnetometri possono essere sensori ad effetto Hall, magnetoresistori o sensori ad induzione. I magnetometri, il cui principio di funzionamento si basa sull'effetto Hall, rappresentano la tecnologia più versatile e con sensibilità maggiore. Il materiale conduttivo utilizzato viene fatto attraversare da una corrente elettrica e da un campo magnetico, le cui linee di campo sono tra loro perpendicolari. Tale interazione genera una differenza di potenziale trasversale direttamente proporzionale all'intensità di corrente e del

campo magnetico e inversamente proporzionale allo spessore e alle cariche per unità di volume del cristallo. I magnetoresistori sono costituiti da materiali che cambiano la propria resistività in dipendenza del campo magnetico. Il principale difetto di tale tipologia di sensori è la loro non linearità. I misuratori di campo magnetico ad induzione sono costituiti da una bobina che viene mossa in modo che il flusso del campo magnetico al suo interno venga modulato opportunamente. La tensione indotta, proporzionale all'intensità del campo magnetico, viene resa disponibile come segnale di uscita. Questa tecnologia presenta un'elevata complessità d'utilizzo, un grande ingombro e un basso rapporto segnale/rumore.

Integrando le proprietà complementari di giroscopio, accelerometro e sensori magnetici con algoritmi di *sensor-fusion*, la tecnologia IMMS consente di ottenere stime accurate dell'orientamento 3D di un corpo rigido. Il principale svantaggio è legato alla scarsa accuratezza del dato indiretto di posizione del corpo sensorizzato. La velocità e lo spostamento possono essere ottenuti per integrazioni successive dell'accelerazione, direttamente misurata dai *device*. Questi calcoli, però, non sono esenti da errori computazionali e presuppongono la conoscenza di opportune condizioni iniziali, non note per tutti i differenti task motori. Dunque, gli accelerometri sono principalmente utilizzati quando l'interesse primario dello studio è conoscere l'accelerazione, che resta comunque un'informazione poco impiegata in ambito della biomeccanica clinica, nonostante tali misure siano direttamente collegate alle forze che causano il moto del corpo.

L'output di orientamento del sensore magneto-inerziale viene, invece, stimato dagli algoritmi di *sensor-fusion*, combinando i dati in uscita da accelerometri, giroscopi e magnetometri. Questi algoritmi possono sfruttare approcci deterministici, approcci stocastici nel dominio temporale, ad esempio il filtro di Kalman o includere filtri complementari operanti nel dominio delle frequenze. L'informazione dell'orientamento del corpo, stima più accurata del dato di posizione, viene, invece, enormemente adoperata in analisi del movimento umano in quanto consente di valutare la cinematica articolare. Ciò si realizza

posizionando ciascuna unità di *sensing* su ogni segmento corporeo di interesse, definendo per ciascuno di essi un sistema di riferimento anatomico e esprimendo l'orientamento di tale sistema nel riferimento locale del sensore. In accordo con gli standard definiti dalla Società Internazionale di Biomeccanica (ISB), la cinematica articolare può essere ottenuta dalla conoscenza dell'orientamento relativo tra due sistemi di riferimento anatomici adiacenti.

4. Impiego di IMMS per analizzare l'arto superiore

Nell'ultimo decennio hanno trovato larga diffusione i sensori magneto-inerziali nella valutazione delle caratteristiche della spalla in ambienti di vita reali. La diffusione del dato cinematico per mezzo di essi, nel processo decisionale clinico o nella valutazione dell'efficacia di un trattamento, dipende, però, interamente dalla validità e dall'affidabilità del dato di output di tali dispositivi.

Metodi di valutazione delle performance dei sensori magneto-inerziali

La valutazione dei metodi di *tracking* tramite l'uso di IMMS si basa spesso su metriche quali *Root Mean Square Error* (RMSE) o sul calcolo del coefficiente di correlazione tra la posizione e l'orientamento del corpo rigido valutati con i sensori e alternativamente con delle tecnologie più performanti.

Le principali analisi di performance dei sensori riguardano la valutazione del *drift* e dell'accuratezza della ricostruzione del *target* [3].

L'analisi del *drift* richiede di effettuare lunghi *trial* che consentono di valutare la dipendenza della stima in funzione del tempo. Diversi studi hanno utilizzato traiettorie differenti, circolari o quadrate, per studiare, ad esempio, la deriva della stima nella posizione del polso. Altri hanno analizzato il *drift* della stima di posizione ottenuta da integrazione *strapdown* della misura di velocità angolare confrontandola con gli algoritmi di *sensor-fusion* KF (*Kalman Filter*).

La valutazione dell'accuratezza del dato stimato dai sensori richiede il confronto con un *gold standard*. Stime di posizione del singolo corpo possono essere

confrontate con i dati affidabili estraibili utilizzando dei *tilt table*. Poiché il sensore può essere posizionato molto accuratamente rispetto a tali dispositivi, l'errore di allineamento è spesso limitato e molto più piccolo dell'errore di stima.

In molte applicazioni riguardanti il *tracking* del movimento umano, l'interesse di studio è la corretta ricostruzione della posizione dei *landmark* anatomici. In questo caso come *gold standard* viene solitamente utilizzato il sistema ottico *marker-based* che consente di valutare sia la posizione che l'orientamento del target. Il sistema optoelettronico gode di una risoluzione lineare di poche decine di millimetri, mentre l'accuratezza angolare per le applicazioni di cinematica articolare dipende dal design del cluster di marker [4]. Fonti di errore riguardano l'allineamento del riferimento tecnico costruito dai marker e quello locale del sensore e la stima di parametri, quali, ad esempio, la lunghezza degli arti, che non sono misurabili esattamente. In [3] sono elencati anche altri tipi di dati utilizzati come riferimento: tra questi i sistemi di navigazione satellitare, i dispositivi ad ultrasuoni e le piattaforme meccaniche o robot, che impongono al dispositivo una traiettoria specifica nota a priori. A causa dell'ampia varietà dei metodi di validazioni esaminati in [3] e dalla dipendenza di questi ultimi sui risultati ottenuti, è difficile fare un confronto equo tra le diverse pubblicazioni.

In [5] è stato dimostrato che le prestazioni dei sensori diminuiscono nel periodo di utilizzo, poiché i parametri di calibrazione diventano meno efficaci. Per tale motivo, gli autori hanno suggerito, come buona pratica prima di una sessione di acquisizione, l'esecuzione di prove sperimentali per valutare gli errori strumentali. Ad esempio, in [5], sono state esaminate le prestazioni degli IMMS in termini di consistenza inter-sensore e consistenza intra-sensore. La prima analisi ha coinvolto nove diversi sensori allineati in maniera equidistante su una piastra rigida in plexiglass fatta ruotare nello spazio in dodici modi differenti. Ogni dispositivo ha definito un orientamento diverso, ma tale differenza non era costante bensì funzione dell'orientamento della piastra. Il dispositivo meno coerente ha mostrato una discrepanza di 5.7° . L'analisi inter-sessione ha valutato separatamente ogni singolo dispositivo fissato su un cubo in plexiglass

imponendogli delle rotazioni pure note e verificando l'orientamento stimato a posteriori. Questo test ha evidenziato un errore di 8.4° , relativo al sensore interessato dalla massima inaccuratezza nella valutazione precedente, mentre per gli altri *device* un errore limitato a 1° .

Al fine di definire un protocollo di analisi del movimento basato su un sistema di sensori inerziali, è importante valutare la precisione nella stima di orientamento del segmento corporeo su cui è posizionato il *device*. Sebbene il manuale tecnico fornito dalla casa produttrice del sensore riporti un valore di precisione statica e dinamica del singolo *device*, non vengono date informazioni sulle performance dovute all'uso concomitante di più sensori, mentre si specifica come l'errore nelle condizioni dinamiche possa aumentare in base al tipo di movimento.

In [6] è stata quantificata la sensibilità della stima di orientamento del sensore inerziale (espressa come decomposizione in angoli di Eulero) in funzione della direzione e della velocità di rotazione del *device*. Sono state utilizzate quattro unità di *sensing*, saldamente incollate su una piastra rigida in plastica, disposte parallele tra loro e ai bordi della piastra. La procedura utilizzata prevedeva un'acquisizione statica con la piastra fissa su un tavolo e una sessione dinamica in cui venivano imposte alla piastra tre diverse rotazioni a due velocità differenti. A causa del vincolo di rigidità imposto per costruzione, un sistema di misura privo di errori misurerebbe uno spostamento angolare costante per ciascun sensore, indipendentemente dal movimento applicato alla piastra. Nel task statico l'errore nel caso peggiore è stato di 0.32° , al di sotto dei valori dichiarati dal costruttore per il singolo sensore. I risultati dei test dinamici hanno evidenziato un errore di orientamento di 5.6° nel caso peggiore per velocità di rotazione di $180^\circ/\text{s}$, e un errore di 11.6° per rotazioni alla velocità di $360^\circ/\text{s}$. Oltre ad avere messo in luce una dipendenza significativa dalla velocità di rotazione, tale studio ha consentito di definire una direzione di rotazione come la più stabile e individuarne un'altra come la più critica.

Metodi di compensazione dell'artefatto da tessuto molle

Diverse sono le fonti di errore che influenzano la stima della cinematica articolare quando questa viene ricostruita con protocolli biomeccanici, che sfruttano i dati di orientamento di sensori fissati ai segmenti corporei o dati di posizione di specifici landmark anatomici acquisiti tramite sistemi stereofotogrammetrici. Tra queste troviamo le imprecisioni e le inaccurately strumentali, la dislocazione dei landmark anatomici o l'errato posizionamento dei *device* e, infine, l'artefatto da tessuto molle. Quest'ultimo è causato dall'interposizione di tessuti molli tra l'unità di misura superficiale e il riferimento osseo sottostante. Effetti inerziali, deformazione e slittamento della pelle, fattori gravitazionali e contrazione muscolare contribuiscono in maniera indipendente a rendere tale artefatto la principale fonte di errore nell'analisi del movimento umano [7], specialmente per gli angoli articolari caratterizzati da limitate escursioni di range di movimento. Tale errore, a differenza di quello strumentale, non può essere ridotto per mezzo di tecniche di filtraggio, perché ha un contenuto in frequenza simile a quello del movimento delle ossa che invece si vuole analizzare. Non potendo rimuoverlo, si può solo migliorare l'accuratezza con cui il protocollo biomeccanico va a stimare la posa dell'osso con metodi di compensazione o con procedure di calibrazione.

In riferimento ai protocolli biomeccanici *marker-based* basati su sistemi optoelettronici, l'artefatto da tessuto molle può essere considerato come la somma di due contributi: la deformazione superficiale del cluster di marker e il suo spostamento rigido rispetto all'osso sottostante. Il primo contributo può essere compensato tramite ottimizzazione ai minimi quadrati di posizione e orientamento dei cluster tecnici. Altri studi poi, piuttosto che cercare una trasformazione ottimale del singolo cluster posto su ogni segmento, impongono dei vincoli al modello che riguardano entrambi i segmenti dell'articolazione esaminata.

Un'altra categoria di metodiche mirano a valutare l'effetto dell'artefatto con analisi *subject-specific*. Le tecniche di calibrazione dinamica richiedono di far eseguire al soggetto un movimento specifico e caratterizzano l'artefatto

determinando la correlazione tra l'angolo articolare principale del task e lo spostamento dei cluster di marker superficiale. Il metodo di calibrazione multipla dei landmark anatomici necessita di una procedura di doppia calibrazione in cui i riferimenti anatomici vengono registrati ai due estremi del range di movimento studiato di una specifica articolazione. Le posizioni dei landmark tra queste due configurazioni di riferimento sono calcolate per interpolazione lineare nel tempo. Questa tecnica, la cui principale limitazione risiede proprio nell'ipotesi di linearità, è *subject-specific*, non richiede molto tempo di esecuzione e ha un'implementazione molto semplice.

In [7] le performance della doppia calibrazione sono state testate sulla cinematica del ginocchio, utilizzando la fluoroscopia 3D come *gold standard*. L'utilizzo di *imaging* o l'inserimento di pin ossei come *gold standard* offrono il vantaggio di fornire dati di riferimento osseo molto accurati. Queste tecniche invasive risultano poco idonee per essere applicate al distretto anatomico dell'arto superiore. Uno studio completo della cinematica scapolare richiede almeno una vista bifocale posteriore e laterale del soggetto e, per analizzare ampi range di movimento di omero, è necessaria una strumentazione *open* di *imaging*. Per questo motivo, in riferimento al distretto scapolare, in letteratura è ampiamente presente l'utilizzo di pose statiche come *gold standard* [8] [9]. Tale criterio, sotto l'ipotesi di confrontare le statiche con movimenti svolti lentamente, offre il vantaggio di essere completamente non-invasivo. Metodi di calibrazione multipla applicati a protocolli *marker-based* e *sensor-based* consentono di ridurre l'artefatto dovuto all'interposizione di tessuto molle tra il *device* e il riferimento osseo sottostante e di ricostruire così il reale movimento scapolare.

Le performance dei metodi di singola calibrazione (SC) e di doppia calibrazione (DC) applicati al distretto scapolare, sfruttando sistemi optoelettronici, sono riportati in [8]. Le due tecniche vengono confrontate con i dati ottenuti mediante palpazione dei reperi di scapola in diverse pose statiche (nel range da 0° a 180°). Tale procedura richiede, ad ogni posa statica, l'utilizzo di uno *scapula locator* per l'individuazione dei reperi di scapola sui quali vengono posizionati dei marker direttamente su cute.

Le differenze calcolate tra la DC e il metodo di palpazione non sono risultate in tale studio significative per 5 rotazioni sulle 6 testate (tre rotazioni di scapola relative alla flessione di omero e tre relative all'abduzione). Le differenze tra la SC e la palpazione sono risultate significative per 5 rotazioni sulle 6 calcolate. I valori di RMSE tra DC e la palpazione ottenuti sono minori rispetto a quelli tra SC e palpazione; il contributo della deviazione standard non è comunque trascurabile. Il vantaggio dell'utilizzo della doppia calibrazione emerge per angoli di elevazione di omero superiore ai 60° , in cui l'artefatto da tessuto molle rende difficile la palpazione dei reperi di scapola, specialmente l'*angulus inferior* e l'*angulus acromialis*.

In [9] le tecniche di calibrazione sopra esaminate sono state applicate ad un protocollo *sensor-based* per misurare la cinematica della scapola con sensori magneto-inerziali. Tale lavoro valuta l'effetto della singola calibrazione iniziale (SC) e della doppia calibrazione (DC) a 0° e 120° , utilizzando l'informazione del sensore posto sullo *scapula locator* e adottando un modello di interpolazione lineare sferico sui dati dei quaternioni. Questi metodi di calibrazione vengono confrontati con la tecnica standard, riferendosi, dunque, al dato di orientamento del sensore posto sulla scapola allineato manualmente con la spina scapolare. Il confronto avviene sia in diverse posture statiche intermedie sia durante il movimento acquisito di abduzione o di flessione. I risultati hanno mostrato che entrambi i metodi di calibrazione (singola e doppia) stimano un maggiore tilt anteriore della scapola rispetto a ciò che rileva il sensore posto direttamente sulla pelle, sia nei movimenti di flessione che di abduzione. Lo studio, però, sottolinea che, nella stima della rotazione laterale e nel tilt anteriore, la DC non offre vantaggi significativamente migliori rispetto alla SC. Per angoli di abduzione di omero elevati si rileva una discrepanza tra i risultati della doppia rispetto alla singola calibrazione (a favore della doppia calibrazione) ma tali differenze non sono risultate statisticamente significative.

A partire dagli studi descritti in [8] e [9], questo lavoro di tesi ha analizzato la cinematica della spalla con due metodiche non invasive: sui dati provenienti da sensori magneto-inerziali si è adottato il protocollo ISEO [10] mentre è stata eseguita la procedura CAST [11] per analizzare il complesso scapolare con il

sistema optoelettronico. Nonostante il lavoro presentato sia analogo ai due citati per i protocolli adottati (ISEO e CAST), per il riferimento scelto come gold standard (cinematica scapolare in pose statiche) e per i metodi di calibrazione considerati, il vero punto di forza riguarda l'aver congiunto i due studi, effettuando delle misure simultanee con le due tecnologie differenti adottate. Tale analisi, presente in letteratura solo per altri distretti anatomici, ha potuto sottolineare le criticità e gli aspetti positivi di entrambe le tecnologie in riferimento al caso specifico del distretto scapolare.

Volendo validare l'accuratezza del dato proveniente dal sensore e consequenzialmente dei risultati ottenuti dall'applicazione del protocollo ISEO, sono state effettuate delle analisi di accuratezza sui dati di orientamento stimato dai sensori. Come riferimento si è utilizzato l'orientamento di opportuni cluster di marker, solidali ai sensori, costruito a partire dalla posizione dei marcatori acquisita col sistema stereofotogrammetrico. Dopo aver quantificato le performance dei sensori è stata analizzata la propagazione di tali errori nelle stime di orientamento del distretto omero-toracico e dell'articolazione scapolo-toracica all'interno del protocollo biomeccanico ISEO.

Materiali

1. Motion Tracker wireless (Xsens)

Per analizzare la cinematica della spalla, in questo studio è stato utilizzato un sistema elettronico basato su sensori magneto-inerziali MTw (Motion Tracker wireless) della casa produttrice Xsens Technologies, NL. Si tratta di dispositivi che incorporano al loro interno un accelerometro, un giroscopio e un magnetometro triassiali, ed hanno integrato un sensore di pressione. La dimensione di ciascun MTw è 34.5 x 57.8 x 14.5 mm (WxLxH) e pesa 27 g. Sulla parte superiore del sensore è presente un LED che indica lo stato del dispositivo mentre dal lato anteriore è possibile inserire il cavo di connessione USB.

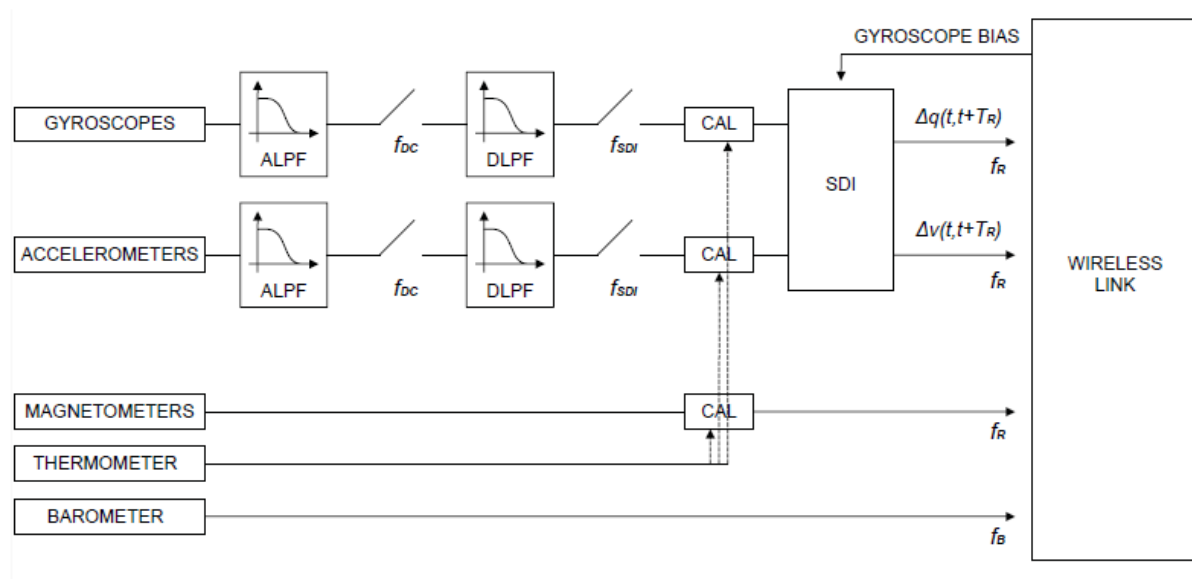


Figura 8: Diagrammi a blocchi dell'architettura di *processing* del segnale dei MTw.

In Fig. 8 è mostrato il diagramma a blocchi che schematizza l'architettura di *processing* dei dati *raw* in uscita dai sensori MTw [12].

I segnali analogici, provenienti da giroscopi e accelerometri, vengono elaborati con un filtro passa-basso di Bessel del 3° ordine. La frequenza di taglio è pari a 140 Hz per i segnali provenienti da giroscopio e 120 Hz per i dati da accelerometro. L'analogica frequenza di campionamento nella conversione digitale è pari a $f_{DC} = 1800$ Hz per entrambi i componenti. Tali dati vengono filtrati passa-basso e sottocampionati a $f_{SDI} = 600$ Hz per consentire il *processing* successivo con un filtro FIR digitale *equi-ripple* passa-basso con 21 coefficienti. Utilizzando un set di parametri di calibrazione, stimati da Xsens in fase di fabbricazione, i dati digitali *raw* vengono calibrati; il dato di accelerazione è espresso in m/s^2 e il dato da giroscopio in rad/s. Il modello di calibrazione include la compensazione dei *bias*, del guadagno e del disallineamento degli assi e corregge l'effetto della temperatura e della sensibilità alla gravità. I dati calibrati vengono processati nel blocco SDI in cui l'algoritmo calcola gli incrementi di orientamento e di velocità con una frequenza f_R variabile e settabile dall'operatore. La frequenza dei dati in input è $f_{SDI} = 600$ Hz, ed è sufficientemente elevata per garantire il funzionamento nelle applicazioni del movimento umano. La frequenza f_R varia nel range 20-120 Hz e dipende dal numero di MTw connessi in base alle limitazioni della trasmissione wireless. Con al più due sensori, la frequenza massima possibile è pari a 120 Hz, mentre con un numero di sensori compreso tra tre e sei la frequenza diminuisce a 75 Hz. I dati in uscita dal blocco SDI vengono trasmessi tramite protocollo Awinda wireless 2.4 GHz (conforme allo standard IEEE 802.15.4).

Grazie alla combinazione di un filtro di Kalman nel software di acquisizione, il sensore MTw fornisce l'orientamento 3D per un massimo di trentadue tracker wireless entro 10 μs , registrando allo stesso tempo accelerazione, velocità angolare, misura di pressione atmosferica ed intensità e direzione del campo magnetico terrestre. Questo intervallo di tempo è paragonabile ai sistemi cablati di Xsens, ma il protocollo Awinda è stato sviluppato specificamente per preservare l'accuratezza del tracciamento del movimento 3D anche in caso di perdita dei pacchetti di dati in applicazioni *real time*, mantenendo un efficiente

uso della larghezza di banda disponibile tramite operazioni di *buffering* e di ritrasmissione. I dati di velocità angolare e di accelerazione sono campionati ad alta frequenza per registrare in maniera accurata anche condizioni di moto molto dinamiche. Tale frequenza può risultare troppo alta; pertanto, per consentire una corretta trasmissione wireless, i dati vengono filtrati digitalmente e sottocampionati. Ciò consente di disporre di dati tracciati con precisione, anche se l'output si aggiorna con una frequenza inferiore ai 100 Hz, e di gestire problemi di assenza di trasmissione a radiofrequenza, continuando a registrare internamente il movimento e ritrasmettendo, appena ripristinato il collegamento, con una riduzione della larghezza di banda occupata e senza un consumo energetico eccessivo.

L'*Awinda Station* e l'*Awinda USB Dongle*, forniti dalla casa produttrice nel *MTw Development Kit*, gestiscono la ricezione dei dati wireless, sincronizzando tutti gli MTw connessi, fino a trentadue sensori differenti, che possono essere ricaricati sulla stessa *Awinda Station* fino a sei unità contemporaneamente. Ogni *MTw Development Kit* è accompagnato da *MT Manager*, un'interfaccia software che facilita la visualizzazione, la registrazione e l'esportazione dei dati.

Gli output di orientamento possono essere presentati con diverse convenzioni matematiche: matrice di rotazione (matrice dei coseni direttori), quaternioni o attraverso la definizione degli angoli di Eulero. Indipendentemente dal formato, l'output è definito come l'orientamento tra il sistema di coordinate tecniche solidali col corpo rigido (S) e il sistema di coordinate globali G (Fig. 9).

Il sistema di riferimento globale individua l'asse x come l'asse che punta verso il nord locale magnetico, l'asse z positivo verso l'alto e l'asse y verso l'ovest terrestre in accordo con la regola della mano destra rispetto alle direzioni precedentemente definite.

I costruttori dichiarano in [13] che l'allineamento effettivo tra il sistema di coordinate locale e la parte inferiore dell'alloggiamento in plastica del sensore è $<3^\circ$. La non ortogonalità tra gli assi è $<0.1^\circ$, ciò significa che anche i dati di accelerazione lineare, velocità angolare e quelli del campo magnetico avranno letture xyz ortogonali entro un range $<0.1^\circ$.

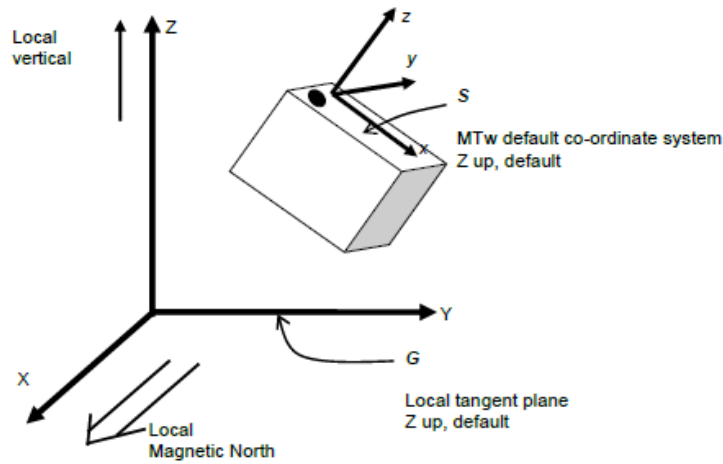


Figura 9: Descrizione del sistema di coordinate tecniche solidali col corpo rigido (S) e del sistema di coordinate globali G.

L'orientamento del MTw è calcolato dall'algoritmo di *sensor-fusion* Xsens *Kalman Filter* a 3 gradi di libertà (XKF-3w), sfruttando la misura della gravità G ricavata dall'accelerometro 3D e l'indicazione del nord magnetico terrestre μ ; inoltre, compensa gli errori legati all'integrazione dei dati di velocità angolare provenienti dal giroscopio. L'algoritmo XKF-3w stabilisce l'orientamento del corpo, stimando la matrice di rotazione R indirettamente dalle seguenti equazioni analitiche:

$$\begin{bmatrix} ax \\ ay \\ az \end{bmatrix} = R' * [G + A]$$

$$\begin{bmatrix} mx \\ my \\ mz \end{bmatrix} = R' * [\mu + D]$$

$$Ant(w) = R' * \frac{\partial R}{\partial t} + drift(t)$$

con ax , ay , az , mx , my , mz e le tre componenti della velocità angolare riassunti nella matrice antisimmetrica $Ant(w)$ noti dalle uscite *raw* del sensore [14].

Il termine A esprime l'accelerazione libera a cui è soggetto il corpo solidale al sensore rispetto all'ambiente circostante. Ipotizzando in media tale contributo nullo, il sistema stabilisce l'inclinazione del corpo a partire dalla direzione della gravità. Tale ipotesi è tanto più vera quanto più piccolo è l'intervallo in cui si

valuta l'accelerazione media del corpo. Per stabilire l'angolo di *Yaw* è fondamentale, invece, avvalersi della lettura del magnetometro. Se l'MTw è rigidamente collegato o è posto vicino ad un oggetto contenente materiale ferromagnetico, la stima dell'angolo di *Yaw* ne risulta alterata, perché le linee di campo magnetico tenderanno a rivolgersi verso l'oggetto disturbante. In presenza di disturbi ineliminabili è necessario ricalibrare il sistema ed eseguire la procedura *Magnetic Field Mapper*, messa a disposizione dalla casa produttrice Xsens.

Se l'accelerazione libera A e i fattori di disturbo del campo magnetico nel volume di misura D sono prolungati nel tempo, questi due contributi non sono noti a priori. A ciò si unisce il fattore di deriva tempo variante dei giroscopi dovuto ad effetti interni, legati, ad esempio, alla temperatura. Attualmente per questi problemi di indeterminazione non esistono soluzioni robuste e ciò si ripercuote, inevitabilmente, sull'accuratezza con cui viene stimato l'orientamento del sensore.

In Tab. 1 sono riportate le specifiche tecniche dei tracciatori MTw [13].

	Velocità angolare	Accelerazione	Campo Magnetico
Dimensione	3 assi	3 assi	3 assi
Fondo Scala	± 1200 °/s	± 160 m/s ²	± 1.5 Gauss
Linearità	0.1 % di FS	0.2 % di FS	0.2 % di FS
<i>Bias stability</i>	20°/hr	-	-
<i>Noise</i>	0.05deg/s/ $\sqrt{\text{Hz}}$	0.003m/s ² / $\sqrt{\text{Hz}}$	0.15mGauss/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Errore di allineamento	0.1°	0.1°	0.1°
Larghezza di banda	140Hz	120 Hz (max)	10-60 Hz (var.)

Tabella 1: Specifiche tecniche dei dispositivi MTw.

La casa produttrice dichiara una risoluzione angolare pari a 0.05°, con accuratezza statica inferiore a 0.5° per gli angoli di *Roll* e *Pitch*, mentre è pari a 1° per l'angolo di *Yaw* in condizione di campo magnetico omogeneo. L'accuratezza dinamica è, invece, pari a 2° ed è funzione del tipo di movimento.

Tali valori sono riferiti alle performance del singolo *device*; il costruttore non dichiara i dati di accuratezza nel caso di più sensori attivi contemporaneamente. La batteria è in LiPo e viene ricaricata in un'ora circa attraverso l'alimentazione della stazione Awinda. Il consumo energetico e la durata della batteria dipendono dalla frequenza di campionamento scelta: rispettivamente sono ~265mW e ~3-4hrs. La frequenza di campionamento adottata in fase di esecuzione del protocollo di acquisizione in questo lavoro di tesi è stata pari a 120 Hz, se il dato registrato proveniva da un singolo sensore, e pari a 75Hz nella configurazione con tre o quattro sensori attivi contemporaneamente [13].

Per effettuare un'analisi cinematica della spalla con tale tecnologia magneto-inerziale, tre sensori MTw sono stati posizionati sul soggetto seguendo il protocollo ISEO [10]. Per calibrare anatomicamente la scapola, in aggiunta a questi tre sensori, è stato adoperato un quarto sensore fissato sullo *scapula locator*, realizzato in materiale plastico (Fig. 10). I tre piedi del *locator*, posti in corrispondenza dei reperi anatomici di scapola, definiti dalle raccomandazioni ISB [15], consentono di porre il sensore aggiuntivo nella posizione ottimale per la descrizione dell'orientamento della scapola, ad ogni angolo di omero.

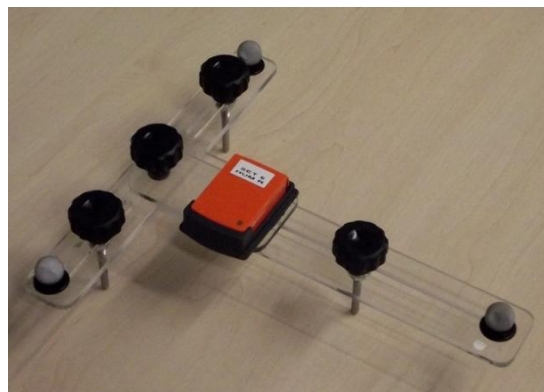


Figura 10: *Scapula Locator*.

In fase di acquisizione dei dati provenienti dai sensori magneto-inerziali, si è adoperato, come software per la visualizzazione e la registrazione dei dati, il sistema SHoWlder, sviluppato dall'azienda NCS Lab di Carpi (MO). Tale software è stato creato all'interno del progetto S-how Motion, al fine di

analizzare in maniera oggettiva il comportamento biomeccanico delle articolazioni mediante l'accoppiamento di tecnologia inerziale a protocolli già validati. Ciò consente, in tempo reale e durante l'esecuzione dell'atto motorio, di vedere a monitor gli andamenti cinematici delle variabili di interesse, rendendo possibile anche esercizi di biofeedback (Fig. 11). In prospettiva di utilizzo in clinica, il software permette il confronto delle analisi real-time con quelle di test precedenti, consentendo di monitorare l'evoluzione di una patologia, di oggettivare i risultati di un trattamento chirurgico o di valutare i progressi di un paziente negli step di un iter riabilitativo.

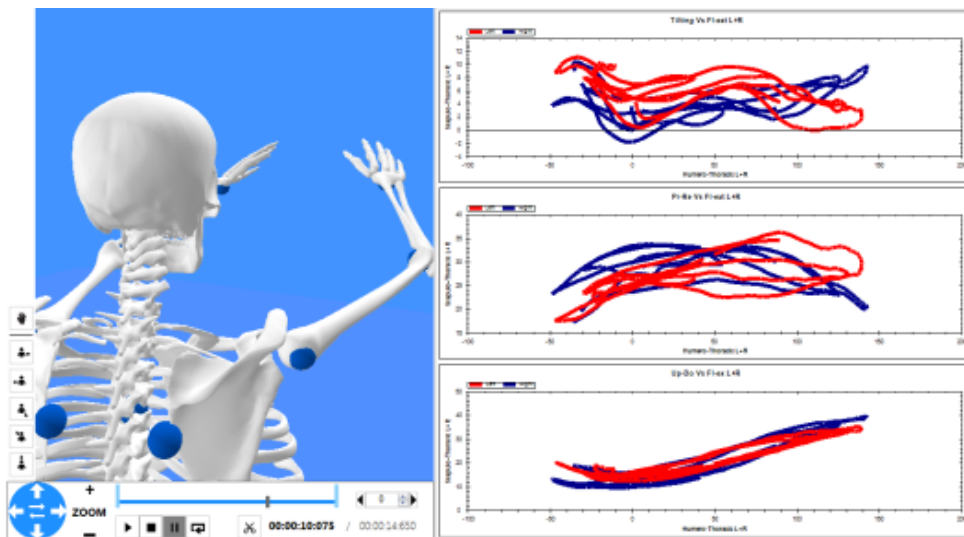


Figura 11: Interfaccia grafica del software SHoWlder.

2. Sistema stereofotogrammetrico BTS SMART-DX 7000

Al fine di validare il sistema di sensori MTw per lo studio della cinematica della spalla, è stato utilizzato come *gold standard* il sistema optoelettronico BTS SMART-DX 7000 a dieci telecamere presente nel Laboratorio di Analisi del Movimento nel Centro Sportivo Record di Bologna (Fig. 12). Il software fornito da BTS, in aggiunta alla strumentazione hardware, si compone di tre programmi: Smart Capture, Smart Tracker e Analyzer. Lo Smart Capture è stato adoperato per calibrare e acquisire i dati. Tramite Smart Tracker si effettua il *tracking* e il *labeling* dei marker ed è possibile fare una prima analisi dei dati con Analyzer.



Figura 12: Laboratorio di Analisi del Movimento nel Centro Sportivo Record di Bologna.

Il sistema SMART-DX 7000 è caratterizzato da un'accuratezza $<0.2\text{mm}$ su un volume $4 \times 3 \times 3 \text{ m}$. La massima frequenza di acquisizione di tale tecnologia è di 1000 Hz , mentre è pari a 300 Hz con la massima risoluzione adottata [16]. Nello studio eseguito in questo lavoro di tesi la frequenza di acquisizione è stata pari a 250 Hz .

Le telecamere in Fig. 12 utilizzano sensori CCD (Charge-Coupled Device) e operano nell'infrarosso; sono posizionate su cavalletti a molti gradi di libertà, per cui è stata modificata la posizione, l'altezza e l'orientamento di ciascuna camera per individuare il miglior volume di acquisizione nelle prove eseguite in laboratorio.

Definito il volume nel quale far eseguire al soggetto i movimenti definiti nel protocollo di acquisizione, è necessario eseguire una procedura di calibrazione e definire i parametri dell'intero sistema stereofotogrammetrico. Questi si distinguono in parametri interni (posizione e orientamento dei piani principali delle telecamere) o in parametri esterni (lunghezza focale, coordinate del punto nodale, coefficienti di distorsioni delle telecamere).

Per determinare i parametri interni del sistema, viene acquisito un oggetto di calibrazione (Fig. 13) realizzato da 3 assi ortogonali composti da marker posti in posizione nota. Tramite tale procedura di calibrazione statica, in base al posizionamento dell'oggetto di calibrazione, si identifica il sistema di riferimento assoluto del laboratorio.



Figura 13: Procedura di calibrazione statica.

Per calibrare il volume di acquisizione si effettua, invece, una procedura di calibrazione dinamica in cui si fa muovere all'interno del volume di misura una bacchetta, chiamata *wand*, su cui sono posizionati 3 marcatori a distanze note. L'operazione richiede di muovere la bacchetta all'interno del volume di acquisizione e di registrare le coordinate dei marcatori presenti. La procedura di calibrazione serve, inoltre, a correggere errori di non linearità dovuti all'effetto distorsivo ai bordi del piano delle ottiche. Al termine della procedura di calibrazione il software genera un report (Fig. 14) in cui per ogni telecamera riporta il valor medio e la deviazione standard dell'errore di ricostruzione 2D dell'oggetto di calibrazione espresso in pixel, e l'errore di ricostruzione 3D complessivo espresso in mm. Tale valore dipende dall'estensione del volume di

acquisizione, in quanto un minor volume consente di ottenere risoluzioni migliori.

3D reconstruction (mm.)		
	Mean	St. Dev.
Wand	0.216	0.677

2D residual (pixel)		
	Mean	St. Dev.
Camera 1	0.330	0.209
Camera 2	0.234	0.196
Camera 3	0.240	0.169
Camera 4	0.272	0.188
Camera 5	0.268	0.216
Camera 6	0.355	0.271
Camera 7	0.293	0.270
Camera 8	0.253	0.180
Camera 9	0.209	0.175
Camera 10	0.240	0.138

Figura 14: Esempio di Report di Calibrazione.

Nelle tecniche *marker-based*, il sistema optoelettronico viene accoppiato a marker passivi di materiale catarifrangente (polvere di alluminio) in grado di riflettere raggi di lunghezza d'onda compresa tra 780-820 nm. In base alla scelta del protocollo adottato, questi marcatori possono essere posizionati direttamente sui punti di reperi del soggetto o su supporti rigidi solidali al segmento corporeo su cui sono posizionati. Nelle acquisizioni eseguite in questo studio, per limitare l'errore da artefatto di tessuto molle, i marker sono stati posti su dei cluster (Fig. 15), realizzati dall'azienda NCS Lab di Carpi (MO) in materiale plastico tramite procedura di stampaggio 3D.



Figura 15: Cluster di marker utilizzati nel protocollo di acquisizione.

Metodi

Un protocollo per l'analisi del movimento definisce, in generale, la procedura da eseguire per l'acquisizione e l'elaborazione del movimento di un soggetto. In questo lavoro si vuole validare il protocollo ISEO [10] (*INAIL Shoulder and Elbow Outpatient-clinic protocol*), basato su dati provenienti da sensori inerziali posti su specifici segmenti dell'arto superiore del soggetto. Tale protocollo viene confrontato con il protocollo CAST [11] (*Calibrated Anatomical System Technique*), in cui si calibrano le posizioni dei *landmark* anatomici a partire dalla conoscenza dell'orientamento di specifici cluster di marker, posizionati sulla cute del soggetto, identificabili dal sistema stereofotogrammetrico adottato come *gold standard*.

Ciascun protocollo per l'analisi del movimento comprende un modello di posizionamento dei sensori/cluster di marker e degli algoritmi di calcolo delle variabili cinematiche di interesse a partire dalla relazione che intercorre tra la posizione dei *device* esterni e i segmenti ossei sottostanti.

1. Protocollo ISEO

Il protocollo ISEO è l'unico protocollo di analisi del movimento attualmente disponibile per misurare il ritmo scapolo-omerale con sistemi di misura magneto-inerziale. È stato sviluppato dal Centro Protesi INAIL di Bologna, per analizzare la cinematica dell'arto superiore a partire dall'informazione di orientamento di sensori posti su torace, scapola, omero e avambraccio del soggetto.

Questo lavoro di tesi si è concentrato sull'analisi dell'orientamento della scapola e dell'omero calcolati rispetto al torace, trascurando, quindi, la cinematica del gomito; per tal motivo, non è stato inserito il sensore sull'avambraccio presente nel protocollo originale. Il modello cinematico alla base assume l'ipotesi di corpo rigido per ciascun segmento dell'arto superiore. La cinematica scapolo-toracica è descritta da tre angoli indipendenti, che esprimono l'entità di protrazione-retrazione, della rotazione medio-laterale e del tilt antero-posteriore; la cinematica omero-toracica, invece, è descritta dai tre angoli che si riferiscono ai movimenti di flessione-estensione, abduzione-adduzione e alla rotazione interna-esterna.

Per valutare la cinematica scapolo-toracica e omero-toracica, il protocollo richiede di posizionare i sensori sui segmenti di torace, scapola e omero.

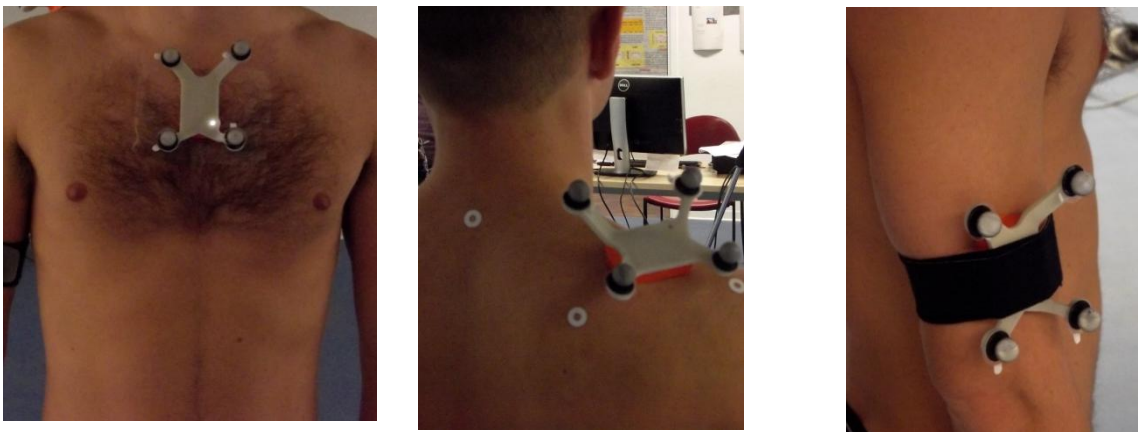


Figura 16: Posizionamento dei sensori su: (da sinistra a destra) a) torace; b) scapola; c) omero.

Sul torace il sensore è posizionato sulla parte più piatta dello sterno (Fig. 16a) con l'asse z del sensore uscente in direzione anteriore del soggetto. Il sensore sulla scapola (Fig. 16b) è posto in maniera da allineare l'asse x del sensore con il bordo superiore della spina scapolare, al centro tra l'angolo acromiale e il punto più mediale della spina della scapola. Il posizionamento ottimale del sensore sull'omero è scelto, invece, ai fini di minimizzare l'artefatto da tessuto molle, generalmente in maniera laterale e leggermente posteriore (Fig. 16c) l'asse z del sensore uscente.

Per definire i sistemi di riferimento anatomici dei segmenti di torace, scapola ed omero ed esprimere l'orientamento di tali sistemi nei riferimenti locali dei

sensori posti sui corrispettivi segmenti, si calibra il sistema con una registrazione dell'orientamento dei sensori di pochi secondi in cui al soggetto è richiesto di rimanere fermo in posizione eretta, con il gomito flesso a 90° e l'omero diretto in maniera perpendicolare al pavimento.

I sistemi di riferimento anatomici di torace, di scapola e di omero, schematizzati in Tab.2 , sono stati definiti seguendo il più possibile le raccomandazioni ISB [15].

TORACE	$y_t = \text{gravità (verso l'alto)}$	direzione craniale
	$x_t = z_{\text{Sensore TX}} \times y_t$	direzione laterale
	$z_t = x_t \times y_t$	direzione posteriore
SCAPOLA	$x_s = x_{\text{Sensore SC}}$	direzione laterale ¹
	$z_s = x_s \times y_t$	direzione posteriore ¹
	$y_s = z_s \times x_s$	direzione craniale
OMERO	come orientamento del segmento TORACE	

Tabella 2: Sistemi di riferimento anatomici di torace, scapola e omero secondo il protocollo ISEO.

Per il calcolo della cinematica articolare si utilizza la decomposizione in angoli di Eulero della matrice che esprime l'orientamento di scapola o di omero rispetto al torace.

La cinematica scapolo-toracica è ottenuta con la sequenza di decomposizione YZX, a cui corrispondono in sequenza gli angoli di proto-retrazione, rotazione medio-laterale e tilt antero-posteriore.

Per quanto riguarda la sequenza di decomposizione dell'articolazione omero-toracica, questa viene scelta in base al piano di esecuzione del task motorio registrato, per evitare problemi di singolarità. Per task sul piano sagittale la sequenza è XZY, corrispondente agli angoli di flesso-estensione, ab-adduzione e rotazione interna-esterna. Per task sul piano frontale, invece, la sequenza adottata è ZXY a cui sono associati nell'ordine gli angoli di ab-adduzione, flesso-estensione e rotazione interna-esterna.

¹ Nel protocollo di acquisizione eseguito in questo lavoro di tesi l'asse x del sensore su scapola è diretto medialmente, di conseguenza l'asse z della scapola è diretto anteriormente essendo pari a $z_s = x_s \times y_t$ con y_t verso l'alto come la gravità.

2. Protocollo CAST

La Società Internazionale di Biomeccanica ha delineato degli standard per definire i sistemi di coordinate articolari e uniformare, così, la descrizione del movimento umano. I sistemi di riferimento anatomici sono identificabili attraverso la determinazione, accurata e ripetibile, di particolari punti di reperi anatomici relativi a ciascuna articolazione interessata. I punti di reperi interni sono ricostruiti mediante metodi funzionali o tramite relazioni geometriche. Gli altri punti di reperi, accessibili, sono identificabili per palpazione. Il posizionamento di un marcatore direttamente su cute in corrispondenza di un punto di reperi è una procedura, però, altamente sensibile alla problematica degli artefatti da tessuto molle. Infatti, il punto di reperi, seppur palpabile esternamente, fa riferimento ad una sporgenza ossea inevitabilmente avvolta da strati di muscolo, grasso e cute rispetto al riconoscimento possibile dall'esterno. Per limitare gli artefatti da tessuto molle, il protocollo CAST introduce il concetto di calibrazione anatomica dei punti di reperi facendo uso di marcatori tecnici, e identifica i reperi anatomici attraverso un processo di calibrazione *subject-specific*. Sulla cute del soggetto vengono posizionati dei cluster rigidi markerizzati in zone dove lo slittamento dei tessuti rispetto l'osso sottostante è minimo e trascurabile. Per ogni cluster di marker si definisce un sistema di riferimento tecnico. Si procede all'individuazione del reperi anatomico per palpazione e si localizza su di esso un puntatore contenente due o tre marker posti su di esso a distanze note. Tramite stereofotogrammetria si acquisiscono le coordinate dei marcatori tecnici sui cluster e sul puntatore e, nota la geometria del sistema acquisito, si ricavano le coordinate del punto di reperi nel riferimento tecnico. In fase di acquisizione del movimento, invece, sul soggetto restano solo i marcatori sui cluster tecnici, assumendo che le coordinate locali dei punti di reperi anatomici siano tempo-invarianti nel riferimento tecnico del cluster.

In questo studio, al fine di confrontare il protocollo ISEO e la procedura CAST, i cluster tecnici sono stati posizionati in corrispondenza dei sensori fissati sulla cute del soggetto, come mostrato in Fig. 16.

I punti di reperi anatomici che descrivono le articolazioni scapolo-toracica e omero-toracica sono riportati in Tab.3.

Struttura ossea	Acronimo	Descrizione
TORACE	C7	Processo spinoso della 7° vertebra cervicale
	T8	Processo spinoso della 8° vertebra toracica
	IJ	Punto più inferiore dell'incisura giugulare
	PX	Processo xifoideo, punto più inferiore dello sterno
SCAPOLA	TS	Spina della scapola, punto più mediale del bordo superiore della scapola
	AI	Angolo inferiore, punto più inferiore della scapola
	AA	Angolo acromiale, punto più latero-dorsale della scapola
OMERO	GH	Centro di rotazione gleno-omerale
	EL	Epicondilo laterale
	EM	Epicondilo mediale

Tabella 3: Reperi anatomici dei segmenti di torace, scapola e omero secondo lo standard ISB.

La procedura CAST non può essere eseguita per l'identificazione del centro di rotazione gleno-omerale, unico punto di reperi interno tra quelli considerati in questo studio. Il centro gleno-omerale è stato calcolato tramite il metodo di stima ai minimi quadrati descritto in [17]; non richiede procedure di ottimizzazione di parametri e produce una soluzione in forma chiusa. Il metodo associa all'articolazione gleno-omerale quella semplificata di un *ball and socket*, ovvero di un giunto sferico.

Fissato un cluster di marker tecnici sul segmento di omero, il soggetto compie delle circonduzioni dell'arto superiore e si registrano in stereofotogrammetria le traiettorie dei marker presenti sui cluster di scapola e di omero. Il metodo calcola il centro di rotazione gleno-omerale come il centro della sfera che realizza il miglior *fitting* dei dati delle traiettorie dei marker sul cluster di omero.

A partire dalla conoscenza di tutti i reperi anatomici descritti in Tab.3, lo standard ISB delinea come costruire i sistemi di riferimento anatomici [15].

In Tab.4 sono descritti i sistemi di torace, scapola e omero.

TORACE $O_t = IJ$	y_t asse congiungente il punto medio tra PX e T8 e il punto medio tra IJ e C7	direzione craniale
	z_t asse perpendicolare al piano individuato da IJ, C7 e dal punto medio tra PX e T8	direzione laterale
	x_t asse perpendicolare a z_t e y_t	direzione anteriore
SCAPOLA $O_s = AA$	z_s asse congiungente TS e AA	direzione laterale
	x_s asse perpendicolare al piano individuato da AI, AA e TS	direzione anteriore
	y_s asse perpendicolare a x_s e z_s	direzione craniale
OMERO $O_o = GH$	y_o asse congiungente GH e il punto medio tra EL e EM	direzione craniale
	x_o asse perpendicolare al piano individuato da EL, EM e GH	direzione anteriore
	z_o perpendicolare a x_o e y_o	direzione laterale

Tabella 4: Sistemi di riferimento anatomici di torace, scapola e omero secondo lo standard ISB.

Definiti i sistemi di riferimento anatomici di ciascun segmento, lo standard ISB descrive come costruire i sistemi di coordinate articolari, basandosi sull'approccio definito da Grood e Suntay. Inizialmente descritta per rappresentare il moto relativo tra femore e tibia, tale convenzione può essere estesa a qualsiasi coppia di segmenti ossei. Tale metodo è ampiamente utilizzato, in quanto adotta una terminologia ben comprensibile dai clinici e si adatta ad ampie escursioni angolari, sebbene non descriva un sistema di assi ortogonali, poiché utilizza un asse flottante. Può, inoltre, risentire dell'effetto di *gimbal lock*, quando due assi sono paralleli ed è altamente sensibile alla definizione delle terne anatomiche.

Per descrivere il movimento della scapola rispetto al segmento di torace si utilizza la sequenza di decomposizione YXZ: la prima rotazione identifica l'angolo di proto-retroazione, la seconda esprime la rotazione medio-laterale e infine il tilt antero-posteriore.

Per quanto riguarda la descrizione cinematica di omero espressa in riferimento al torace, la sequenza utilizzata è YXY. Il primo angolo esprime la rotazione interna-esterna tra l'asse verticale dell'omero e l'asse verticale del torace, per

cui un angolo di 0° corrisponde ad un task di ab-adduzione, mentre un valore di 90° corrisponde ad un movimento di pura flessione-estensione. Il valore di tale angolo, dunque, discrimina se la seconda rotazione della decomposizione è riferita al movimento di ab-adduzione o di flessione-estensione. Il terzo angolo, infine, esprime la rotazione intera-esterna dell'omero.

3. Protocollo di acquisizione

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è valutare l'accuratezza di un sistema basato su sensori magneto-inerziali per l'analisi cinematica della spalla. Il protocollo disegnato prevede, dunque, delle acquisizioni simultanee di misure cinematiche dell'arto superiore destro ad opera dei sensori MTw (Xsens Technologies, NL), utilizzando come tecnologia di confronto il sistema stereofotogrammetrico BTS SMART-DX 7000. Le due metodiche di indagine non invasive hanno richiesto l'adozione di due protocolli differenti: protocollo ISEO, per i dati provenienti da sensore, e procedura CAST, per analizzare il complesso scapolare con il sistema optoelettronico. In entrambi i protocolli sono stati implementati e confrontati diversi tipi di calibrazione per capire quale ricostruisce meglio la cinematica scapolare con la specifica tecnologia a disposizione. Sono state adottate come indici di qualità le grandezze cinematiche di scapola ricavate in pose statiche, eseguite approssimativamente a 0° , 45° , 90° e 120° di elevazione di omero sui piani sagittale e frontale. I dati ottenuti dalle pose statiche sono stati confrontati con l'andamento del ritmo scapolare durante il movimento di abduzione e di flessione di omero.

Per lo studio è stato reclutato un soggetto di sesso maschile destrimane di ventisei anni senza patologie di spalla, di cui è stata analizzata la cinematica dell'arto dominante.

Le acquisizioni sono state eseguite presso il Laboratorio di Analisi del Movimento nel Centro Sportivo Record di Bologna, in cui è stata rimossa la pedana dinamometrica per ridurre il disturbo ferromagnetico a cui è sensibile la sensoristica da validare. La posizione delle dieci telecamere presenti nel laboratorio è stata modificata al fine di identificare il volume di acquisizione

ottimale che permettesse una migliore visibilità e identificazione dei marker nelle prove stabilite. Sono state eseguite, dunque, le procedure di calibrazione statica e dinamica del software BTS per identificare il sistema di riferimento della stereofotogrammetria e stimare i parametri delle telecamere. La frequenza di campionamento del sistema stereofotogrammetrico è stata settata a 250Hz mentre i sensori sono stati acquisiti ad una frequenza di 120Hz, se registrati singolarmente, o 75Hz, se la prova prevedeva l'uso di tre o quattro sensori contemporaneamente.

Test preliminari

Per conoscere l'orientamento relativo tra i sistemi di riferimento globali della stereofotogrammetria e dei sensori è stata effettuata una prova in cui è stata fatta muovere nel volume di acquisizione una barra su cui erano fissati tre sensori con l'asse x locale del sensore allineato lungo la dimensione maggiore della barra e tre marker posti in maniera tale da consentire la definizione di un riferimento tecnico locale (Fig.17).



Figura 17: Strumenti per realizzare la prova di individuazione della direzione del campo magnetico.

Durante la prova, per ogni frame registrato, sono stati acquisiti in contemporanea l'orientamento, i valori del campo magnetico e delle accelerazioni dei sensori e le coordinate spaziali dei marcatori. L'obiettivo della prova era individuare la direzione del nord magnetico. Per far ciò, dalla posizione dei marcatori si è definito un sistema di riferimento tecnico locale, per costruzione supposto uguale a quello locale dei sensori. Di tutti i frame registrati si è individuato l'istante di tempo in cui la componente y del campo magnetico dei tre sensori risultasse prossima a zero, assumendo che in quel frame gli orientamenti locali e globali dei sensori coincidessero. Con tali ipotesi si è trovata la relazione tra il sistema globale dei sensori e quello del sistema

stereofotogrammetrico. Da tale informazione è stato possibile uniformare il riferimento dei dati provenienti dalle due tecnologie così da effettuare le analisi di confronto con un unico sistema globale.

La stereofotogrammetria è stata scelta come *gold standard* per valutare l'accuratezza dei sensori. A tal fine, come descritto nel capitolo precedente, ciascun sensore è stato posto su un cluster su cui sono stati fissati quattro marker, e anche lo *scapula locator* è stato markerizzato. L'orientamento di ciascun sensore e le coordinate dei marker su ciascun cluster sono stati acquisiti dalle due tecnologie in una prova in cui il dispositivo era fermo al centro del volume di acquisizione. Da tali prove è stato possibile calcolare l'orientamento relativo tra il sistema di riferimento locale del sensore e il sistema tecnico costruito a partire dalle coordinate dei marker definito, per costruzione, in maniera simile a quello locale del sensore.

Dopo aver effettuato queste prove preliminari, sul soggetto sono stati posizionati i tre sensori come descritto in [10]. I sensori sono stati fissati direttamente sul corpo del soggetto con del nastro biadesivo e si è utilizzata una fascia elastica per stabilizzare il sensore sull'omero che risulta maggiormente mobilizzato nelle prove previste dal protocollo di acquisizione. Su ciascun sensore, poi, sono stati fissati i cluster rigidi con i quattro marcatori posti ai vertici su appositi supporti (Fig.18).

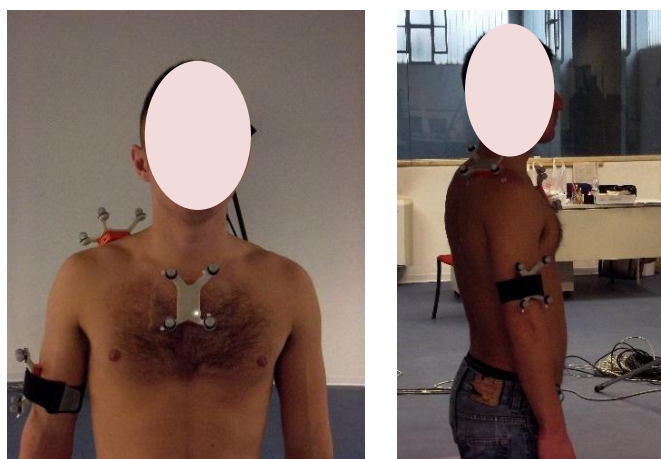


Figura 18: Posizionamento dei *device* sul soggetto.

Test per la valutazione dei metodi di calibrazione

Il protocollo di acquisizione può essere suddiviso in due fasi: calibrazioni statiche multiple e acquisizioni di movimenti elementari.

Nella prima parte è stato chiesto al soggetto di rimanere in posizione statica con l'arto destro orientato in modo tale che l'angolo di flessione o di abduzione dell'omero rispetto al torace sia indicativamente attorno a 0° , 45° , 90° e 120° . Per ciascuna posa un medico ortopedico, individuando i reperi di scapola, ha posizionato lo *scapula locator* sul soggetto, ed è stato acquisito simultaneamente l'orientamento dei quattro sensori e le coordinate dei marker posizionati su ciascun cluster e sullo *scapula locator* (Fig.19-20). Per facilitare l'esercizio il soggetto poteva poggiare la mano su un'asta regolabile in altezza e muovere in simultanea anche l'arto sinistro.

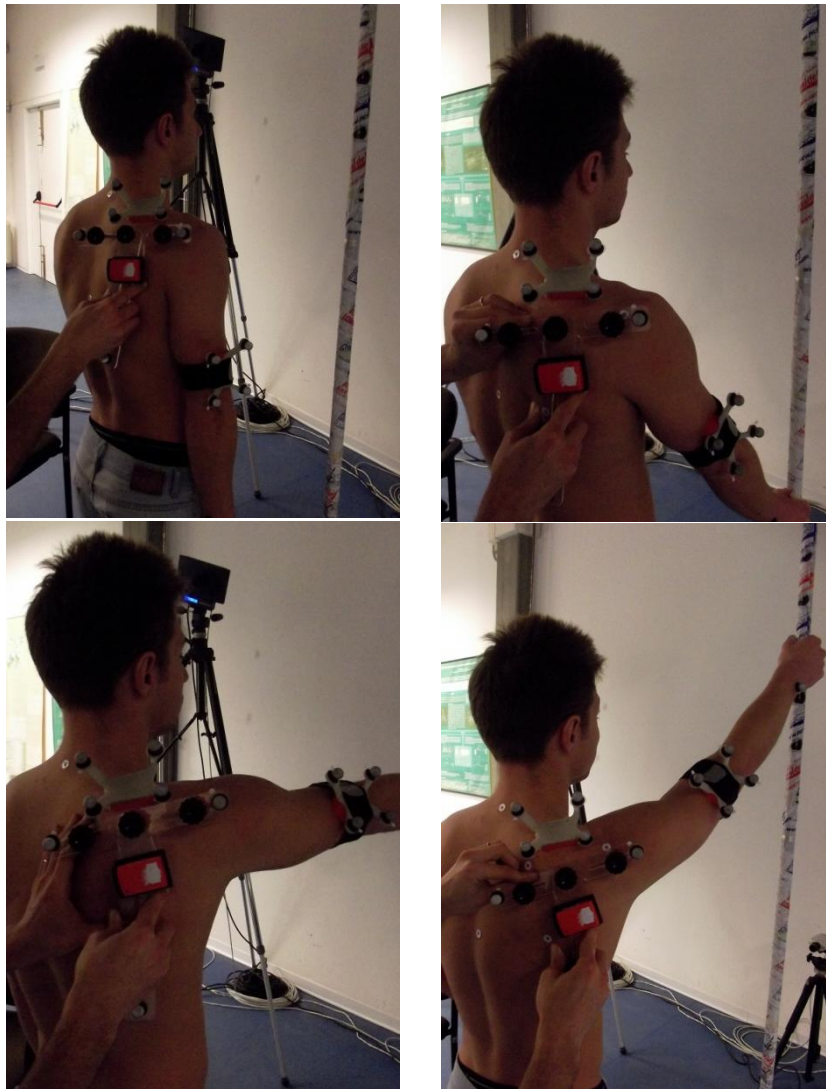


Figura 19: Utilizzo dello *scapula locator* nelle pose statiche (0° , 45° , 90° e 120°) in flessione sul piano sagittale.

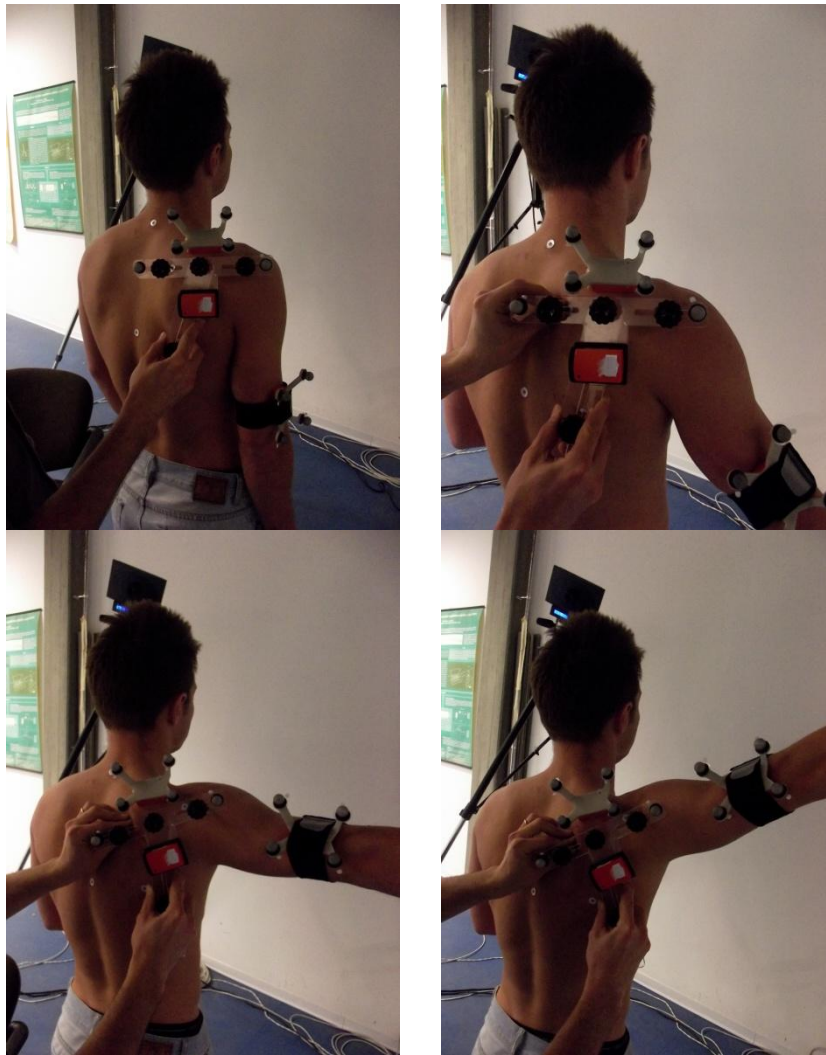
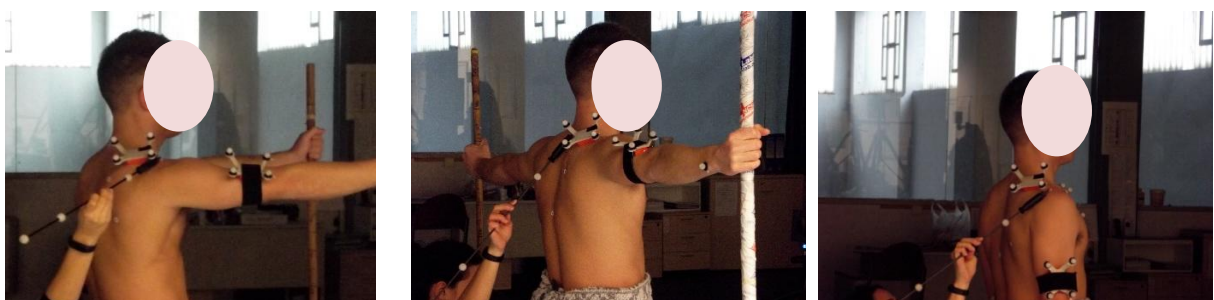


Figura 20: Utilizzo dello *scapula locator* nelle pose statiche (0°, 45°, 90° e 120°) in abduzione sul piano frontale.

Per ognuna delle pose statiche, è stata eseguita la procedura di calibrazione anatomica CAST (Fig.21). In accordo con lo standard ISB, il clinico ha individuato per palpazione i reperi di scapola, omero e torace. Per ciascun reperi palpato si è posizionata la punta di una bacchetta con tre marcatori posti a distanze note. Dalla conoscenza della geometria della bacchetta si è ricostruita in maniera indiretta la posizione del reperi anatomico.



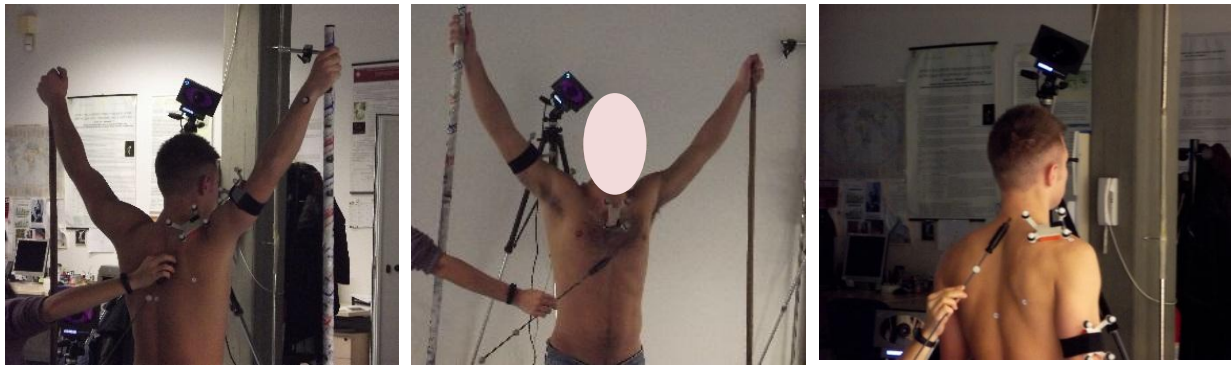


Figura 21: Esempi di esecuzione della procedura di calibrazione anatomica CAST.

Per stimare il centro di rotazione gleno-omerale, secondo il metodo descritto in [17], è stato chiesto al soggetto di effettuare dei movimenti di circonduzione (flesso-estensione e abduzione combinata) attorno ad un angolo di omero compreso tra i 30° e i 60° . In questa prova sono state registrate le sole coordinate dei marker posti sui cluster di scapola e omero.

Da questa prima parte del protocollo sono state calcolate le misure cinematiche di scapola e di omero riferite all'orientamento del torace. Dalla conoscenza della posizione dei punti di repere, si è costruito il sistema di riferimento anatomico dei segmenti di scapola, omero e torace, seguendo le direttive definite dallo standard ISB [15], descritte in precedenza. Dai dati di orientamento dei sensori si sono costruiti, invece, i sistemi di riferimento anatomici come descritto nel protocollo ISEO [10].

Nella seconda fase del protocollo il soggetto ha effettuato due cicli di movimenti costituiti ciascuno da 6 ripetizioni di flessione-estensione e di ab-adduzione di omero. È stato richiesto al soggetto di compiere lentamente ampie escursioni di movimento.

Per il protocollo ISEO, in condizioni statiche si è considerata l'informazione dell'orientamento del sensore posto sullo *scapula locator*. I metodi di calibrazione esaminati sono stati: singola calibrazione iniziale (iSC), singola calibrazione finale (fSC), doppia calibrazione (DC) e calibrazione standard (skin). Quest'ultimo metodo si riferisce all'utilizzo del dato di orientamento del sensore di scapola posizionato manualmente allineandolo lungo la spina scapolare, quando il soggetto è in posizione eretta con le braccia disposte lungo i

fianchi. Durante l'elevazione dell'omero, però, non è più garantito tale allineamento per la presenza di tessuto adiposo, a causa dello scorrimento della cute e per l'azione del muscolo deltoide. Per cui, l'informazione ricavabile dall'orientamento del sensore di scapola $R_{skinSen}$ sul movimento nei tre piani di rotazione durante l'elevazione dell'omero non risulta accurata. Per introdurre una calibrazione anatomica e correggere la lettura del sensore posto sulla scapola, può essere utilizzato un sensore aggiuntivo, rispetto al protocollo ISEO, alloggiato sullo *scapula locator*. Tale strumento consente di orientare il sensore, previa identificazione di specifici landmark anatomici, in maniera da avere, in ogni posa, l'asse x del sensore di scapola allineato alla spina scapolare. Da tale informazione aggiuntiva si possono implementare i metodi di singola calibrazione, iniziale o finale, o di doppia calibrazione, in cui si sfrutta l'orientamento del sensore sul *locator* rispettivamente a 0° , a 120° , o in entrambi gli angoli estremi nel range di elevazione dell'omero.

Ad ogni posa di calibrazione viene calcolato l'orientamento del sensore su scapola rispetto al sensore sul *locator* $[{}^{loc}R_{skinSen}]_p$, con $p = p0$ o $p120$ a seconda che l'angolo di elevazione sul piano frontale o sagittale valga 0° o 120° . Il metodo di singola calibrazione calcola l'andamento nel tempo dell'orientamento anatomico della scapola rispetto al torace dall'equazione:

$$[{}^{th}R_{single}(t)] = [{}^{Gl}R_{th}(t)]^T * [{}^{Gl}R_{skinSen}(t)] * [{}^{loc}R_{skinSen}]_p^T$$

Nel metodo di doppia calibrazione, l'orientamento del sensore fissato sulla scapola durante il movimento viene calibrato anatomicamente usando l'espressione

$$[{}^{th}R_{double}(t)] = [{}^{Gl}R_{th}(t_{p0-p120})]^T * [{}^{Gl}R_{skinSen}(t_{p0-p120})] * [{}^{loc}R_{skinSen}(t_{p0-p120})]^T$$

in cui il termine ${}^{loc}R_{skinSen}(t_{p0-p120})$ è calcolato mediante interpolazione lineare sferica sfruttando la trasformazione delle matrici di rotazione $[{}^{loc}R_{skinSen}]_{p0}$ e $[{}^{loc}R_{skinSen}]_{p120}$ in quaternioni [9].

Dunque, i dati di cinematica scapolo-toracica, relativi all'esecuzione dell'elevazione dell'omero sul piano frontale o sagittale, possono essere ottenuti a partire dagli orientamenti del sensore sul torace e del sensore sulla scapola o adottando una calibrazione (singola iniziale, singola finale, doppia) anatomica per i dati di scapola sfruttando il sensore sulla *scapula locator*.

Nel protocollo che utilizza il sistema stereofotogrammetrico il riferimento statico è stato ottenuto a partire dalla conoscenza della posizione dei reperi anatomici ricostruiti con procedura CAST, effettuata ad ogni angolo di elevazione di omero. I metodi di calibrazione testati sono stati: singola calibrazione iniziale (iSC), singola calibrazione finale (fSC) e doppia calibrazione (DC).

Per stimare il movimento dei segmenti di scapola, omero e torace durante l'elevazione dell'arto tramite metodo di singola calibrazione, le coordinate dei landmark anatomici $A(t)$ vengono ricostruite nel tempo a partire dall'informazione della posizione di tali punti nella postura di calibrazione A^c e dall'orientamento del cluster, posto rispettivamente su scapola, omero e torace, registrato durante il movimento ed espresso come matrice di rotazione $R(t)$.

$$A(t) = R(t) * A_p^c$$

La differenziazione tra singola calibrazione iniziale o finale è realizzata a seconda che i landmark anatomici A^c si riferiscano alla registrazione tramite CAST, ottenuta quando il soggetto è in una posa statica in cui l'angolo di elevazione tra omero e torace vale approssimativamente 0° ($p = i$) o 120° ($p = f$).

L'algoritmo di doppia calibrazione [7] modifica, invece, la posizione 3D dei landmark anatomici realizzando un'interpolazione lineare funzione del tempo delle due configurazioni di calibrazione iniziali e finali.

$$A(t) = A_i^c + (A_f^c - A_i^c) * \frac{f(t) - f_i}{f_f - f_i}$$

La variabile $f(t)$ esprime l'andamento dell'angolo di flessione o abduzione dell'omero rispetto al torace, ottenuto a partire dai dati dei reperi anatomici calcolati col metodo di singola calibrazione iniziale. I parametri f_i e f_f , invece,

sono i valori di tale angolo nella posa statica a 0° e a 120° di flessione o abduzione: $f(t) = f_i$ all'inizio del movimento, mentre $f(t) = f_f$ in corrispondenza dell'elevazione massima.

Per valutare l'accuratezza dei diversi metodi di calibrazione descritti in precedenza, sono state adottate come indici di qualità le grandezze cinematiche di scapola ricavate in pose statiche, eseguite approssimativamente a 0° , 45° , 90° e 120° di elevazione di omero sui piani sagittale e frontale. I dati ottenuti dalle pose statiche sono stati confrontati con l'andamento del ritmo scapolare ricostruito dai metodi di calibrazione durante il movimento.

Per ognuna delle rotazioni della scapola, per ogni angolo intermedio di flessione o abduzione di omero, è stato calcolato il Root Mean Square Error (RMSE) tra i risultati di ciascuno dei metodi di calibrazione esaminati con le misure ottenute dalle calibrazioni statiche intermedie, assunte come *gold standard*.

$$RMSE(\theta, \hat{\theta}) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_i^N (\theta_i - \hat{\theta}_i)^2}$$

Per esaminare le ipotesi di significatività delle differenze tra i diversi tipi di calibrazione, è stata effettuata un'analisi di varianza (test ANOVA) ad una via che corrisponde al t-test. In questo test di verifica delle ipotesi viene verificata in termini probabilistici la validità di un'ipotesi statistica, detta ipotesi nulla, e, di solito, indicata con H_0 . Nel caso in esame l'ipotesi nulla assume che non ci sia differenza tra due gruppi di termini presi in esame. Ogni gruppo è costituito dagli errori, in termini di gradi di angoli ricostruiti, di ciascun metodo di calibrazione a confronto con il riferimento statico. In base al valore ottenuto dalle tabelle di distribuzione di probabilità della t di Student e al livello di significatività scelto (ad esempio 5%), si decide se accettare l'ipotesi nulla o meno.

Nel caso in esame un valore < 0.05 vuol dire che ci sono meno del 5% di probabilità di sbagliare nel rifiutare l'ipotesi nulla. Rifiutare l'ipotesi nulla vuol dire assumere che le differenze tra i gruppi a confronto siano significative. Il test di ANOVA è stato implementato su gruppi contenenti dodici termini corrispondenti alle dodici ripetizioni di flessione o abduzione esaminati. L'analisi è stata eseguita per ciascuna valutazione dell'errore rispetto alle pose statiche di 0° , 45° , 90° e 120° di elevazione di omero. I gruppi confrontati sono riportati in Tab.5.

		PROCEDURA CAST	PROTOCOLLO ISEO
iSC	DC	X	X
fSC	DC	X	X
DC	skin		X
iSC	skin		X

Tabella 5: Metodi di calibrazione confrontati con test ANOVA.

Test per la validazione dei sensori e del protocollo ISEO

Volendo validare il protocollo ISEO, sono state effettuate due diverse analisi di accuratezza dei dati di orientamento stimato dai sensori. Un'analisi preliminare sulle performance dei sensori è stata implementata a partire dai dati di orientamento *raw* stimati dai sensori posizionati sul torace, scapola e omero del soggetto durante i movimenti di flessione e abduzione. Come riferimento è stato utilizzato il dato di orientamento dei cluster di marker (solidali ai sensori durante il movimento), costruito a partire dalla posizione dei marcatori acquisiti dal sistema stereofotogrammetrico.

I dati provenienti dalle due tecnologie differenti sono stati sincronizzati e si è proceduto ad uniformare i dati di orientamento rispetto un unico sistema di riferimento globale. Ciò è stato possibile dal calcolo dell'orientamento relativo tra i due sistemi di riferimento globali, eseguito durante i test preliminari prima dell'esecuzione del protocollo di acquisizione sopra descritto. Il disallineamento tra i sistemi di riferimento locali dei sensori e dei cluster di marker ad essi

associati è stato corretto noto l'orientamento relativo tra i due dispositivi acquisito durante le prove di acquisizione statica. L'analisi è stata effettuata calcolando, per ognuna delle tre coppie "sensore-cluster di marker", media e deviazione standard del vettore contenente la quantificazione delle discrepanze nelle stime angolari tra le due tecnologie. Lo studio ha coinvolto le sei sessioni ripetute del protocollo (diciotto cicli di elevazione), differenziando i movimenti eseguiti nei due piani sagittale e frontale.

Dopo aver quantificato le performance dei sensori, è stata analizzata la propagazione di tali errori nelle stime di orientamento del distretto omero-toracico e dell'articolazione scapolo-toracica all'interno del protocollo biomeccanico ISEO. Si è implementato tale protocollo alternativamente con in ingresso i dati *raw* di orientamento dei sensori e i dati di orientamento dei cluster, costruiti a partire dalla conoscenza della posizione dei marker dal sistema stereofotogrammetrico.

Il confronto tra le due tecnologie è stato effettuato sulle tre rotazioni di omero e di scapola, calcolati con il protocollo ISEO, durante l'esecuzione di tre cicli di movimenti di flessione e di abduzione di omero. Questa sessione di analisi è stata compiuta su sei ripetizioni distinte dell'intero protocollo di acquisizione per un totale di diciotto cicli di elevazione. L'analisi è stata effettuata calcolando, per ogni angolo di rotazione delle articolazioni scapolo-toracica e omero-toracica, il valore di RMSE. Per disporre di dati di errore confrontabili tra le diverse rotazioni articolari, si è rapportato il valore di RMSE in percentuale del range di movimento (RoM) della specifica rotazione.

Risultati

1. Valutazione dei metodi di calibrazione

Metodi di calibrazione nel protocollo ISEO

Nelle Tab.6-7 sono riportati i valori di RMSE espressi in gradi calcolati rispettivamente per i task di abduzione e di flessione di omero eseguiti nel protocollo. Il confronto è stato effettuato sui tre valori angolari dell'articolazione scapolo-toracica (angolo di retro-protazione, angolo di rotazione medio-laterale e tilt antero-posteriore calcolati col protocollo ISEO) in corrispondenza di un angolo di elevazione di omero approssimativamente pari a 0°, 45°, 90° e 120°. Il calcolo è stato implementato tra le grandezze cinematiche relative alle pose statiche e i risultati ottenuti dalla ricostruzione degli andamenti angolari mediante i metodi di calibrazione esaminati: singola calibrazione iniziale (iSC), singola calibrazione finale (fSC), doppia calibrazione (DC) e calibrazione standard (*skin*).

	iSC	fSC	skin	DC	iSC	fSC	skin	DC	iSC	fSC	skin	DC
	RETRO-PROTRAZIONE				ROTAZIONE MEDIO-LATERALE				TILT ANTERO-POSTERIORE			
P0	0.00	7.79	4.97	0.01	0.00	6.25	9.92	0.01	0.00	20.70	10.75	0.03
P45	3.00	4.95	8.13	0.05	2.66	3.46	12.50	0.82	4.63	15.82	15.22	2.64
P90	4.81	4.00	10.75	1.87	2.87	2.51	12.32	0.85	8.48	10.62	18.15	5.68
P120	10.08	0.00	17.39	0.02	4.18	0.00	12.88	0.01	17.43	0.00	25.76	0.05

Tabella 6: RMSE (deg) tra le pose statiche e i diversi tipi di calibrazione (iSC, fSC, skin, DC) relative alle 12 ripetizioni di abduzione di omero calcolati col protocollo ISEO.

Analizzando le performance della doppia calibrazione, i vantaggi sono notevoli per i movimenti di abduzione (Tab.6), producendo i valori più bassi di RMSE rispetto alle pose statiche su tutti i piani di rotazione della scapola e ad ogni angolo di elevazione di omero esaminato. In particolare, la rotazione medio-laterale, movimento della scapola con maggiore escursione, viene ricostruita dal metodo di doppia calibrazione con un valore di RMSE inferiore a 1° rispetto ai risultati delle pose statiche. Ad angoli elevati di abduzione di omero l'effetto migliorativo della doppia calibrazione diventa evidente anche sugli altri piani; in particolare, la DC stima un maggiore angolo di rotazione laterale. A supporto dell'effetto della doppia calibrazione, tutte le differenze tra i metodi di calibrazione analizzati (iSC, fSC e *skin*) e i dati ottenuti dalla DC sono risultati statisticamente significativi ($P < 0.05$).

Nei movimenti di flessione (Tab.7), il metodo di doppia calibrazione offre dei vantaggi solo marginali rispetto all'effetto della singola calibrazione iniziale: i valori di RMSE ottenuti per i metodi di SC e di DC, confrontati con i dati ottenuti dalle posture statiche, sono risultati simili e le differenze tra i due metodi di calibrazione non sono significative ($P > 0.05$).

	iSC	fSC	skin	DC	iSC	fSC	skin	DC	iSC	fSC	skin	DC
	RETRO-PROTRAZIONE				ROTAZIONE MEDIO-LATERALE				TILT ANTERO-POSTERIORE			
P0	0.00	3.12	4.58	0.01	0.00	0.96	10.10	0.00	0.00	0.84	10.86	0.00
P45	10.94	9.10	15.41	10.10	3.57	4.75	6.36	3.47	2.97	4.96	13.16	2.74
P90	9.37	7.82	15.35	6.79	1.75	3.00	7.32	8.29	1.92	3.87	10.58	1.81
P120	3.49	3.68	10.60	0.01	0.11	2.64	8.28	0.00	0.52	2.20	7.05	0.00

Tabella 7: RMSE (deg) tra le pose statiche e i diversi tipi di calibrazione (iSC, fSC, *skin*, DC) relative alle 12 ripetizioni di flessione di omero calcolati col protocollo ISEO.

Rispetto ai dati ottenuti dalle prove statiche, gli andamenti angolari ricostruiti dal dato del sensore fissato su scapola (indicato col termine *skin* nelle Tab.6-7) hanno mostrato valori di RMSE maggiori rispetto ai metodi di calibrazione singola e doppia. L'errore tra i dati delle posture statiche con la ricostruzione mediante calibrazione standard è risultato, infatti, compreso nel range 4.5-25°, mentre nel caso della DC il valore di RMSE è sempre inferiore ai 10°. Questi

risultati confermano come, dall'applicazione di specifiche procedure di calibrazione, si riescano ad ottenere degli andamenti angolari più simili a quelli ottenuti in postura statica con l'utilizzo del *locator*. Rispetto alla calibrazione standard, le differenze con i metodi di singola calibrazione iniziale e con la doppia calibrazione sono risultate significative ($P < 0.05$) sia per i movimenti nel piano frontale che nel piano sagittale.

Nelle Fig. 22-23 sono mostrate le relazioni tra i dati angolari delle pose statiche (cerchi rossi) e le curve ottenute con i metodi di calibrazione esaminati durante una ripetizione esemplificativa del movimento di abduzione e di flessione di omero rispettivamente. Tali grafici, descrivendo il movimento coordinato tra scapola (in ordinata) e omero (in ascissa), definiscono il ritmo scapolo-omerale. L'abduzione e la flessione dell'omero rispetto al torace sono siglate rispettivamente con AB e AF, mentre le rotazioni della scapola rispetto al torace sono abbreviate con PR-RE per la retro-protrazione, ME-LA per la rotazione medio-laterale e P-A per il tilt antero-posteriore.

In tutti i confronti tra i metodi di calibrazione effettuati, la deviazione standard tra le dodici ripetizioni dei movimenti è risultata inferiore a 1° sia durante l'abduzione di omero che in flessione. Ciò conferma la buona ripetibilità intra-soggetto del movimento e la stabilità delle performance dei sensori.

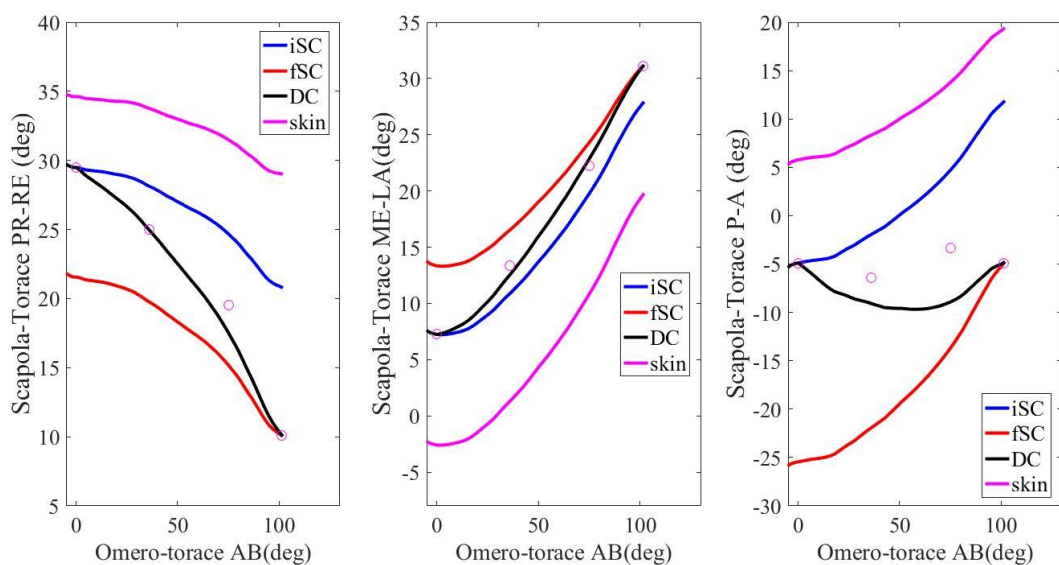


Figura 22: Esempio di ritmo scapolo-omerale durante una fase di abduzione di omero. Nella legenda è specificato il differente metodo di calibrazione utilizzato per ricostruire la cinematica scapolare mediante protocollo ISEO.

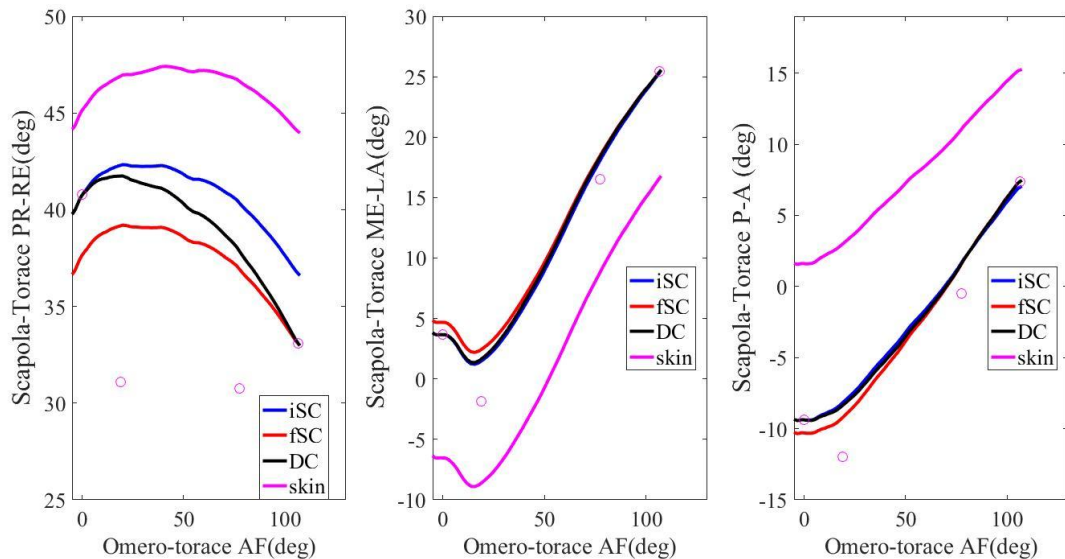


Figura 23: Esempio di ritmo scapolo-omerale durante una fase di flessione di omero. Nella legenda è specificato il differente metodo di calibrazione utilizzato per ricostruire la cinematica scapolare mediante protocollo ISEO.

Metodi di calibrazione con la procedura CAST

Nelle Tab.8-9 sono riportati i valori di RMSE espressi in gradi calcolati implementando la procedura CAST rispettivamente per i task di abduzione e di flessione di omero. Il confronto è stato effettuato sui tre valori angolari dell'articolazione scapolo-toracica in corrispondenza di un angolo di elevazione di omero approssimativamente pari a 0°, 45°, 90° e 120°. I metodi di calibrazione testati sono stati: singola calibrazione iniziale (iSC), singola calibrazione finale (fSC) e doppia calibrazione (DC).

	iSC	fSC	DC	iSC	fSC	DC	iSC	fSC	DC
	RETRO- PROTRAZIONE			ROTAZIONE MEDIO-LATERALE			TILT ANTERO-POSTERIORE		
P0	0.44	7.03	0.63	0.77	2.73	1.10	1.32	15.99	0.84
P45	2.95	4.70	1.36	4.27	6.57	5.63	2.13	14.98	5.02
P90	7.96	1.49	2.46	1.09	3.41	2.92	7.37	6.90	3.74
P120	7.41	0.10	0.09	4.49	0.37	0.35	12.87	0.47	0.48

Tabella 8: RMSE (deg) tra le pose statiche e i diversi tipi di calibrazione (iSC, fSC, DC) relative alle 12 ripetizioni di abduzione di omero calcolati con la procedura CAST.

Nell'analisi di abduzione di omero (Tab.8), si può osservare come la doppia calibrazione offra una migliore ricostruzione del movimento rispetto alla singola calibrazione finale. Questo vantaggio non è così evidente rispetto alla singola calibrazione iniziale. Tuttavia, gli errori ottenuti confrontando i risultati della doppia calibrazione rispetto alle posizioni statiche sono stati inferiori a 5.63° . L'analisi di varianza ha evidenziato come le differenze tra le calibrazioni singole (iniziali e finali) e la doppia calibrazione non siano significative ($P>0.05$); caso particolare ha riguardato l'analisi sulla rotazione medio-laterale che, rappresentando il movimento di scapola con la maggiore escursione angolare, risente positivamente dell'effetto della doppia calibrazione.

In Fig. 24 con differenti colori sono mostrate le curve del ritmo scapolo-omerale, relativo ad una singola ripetizione di abduzione di omero, ottenute con i diversi metodi di calibrazione con i quali è stata implementata la procedura CAST. Sullo stesso grafico, evidenziati con cerchi rossi, sono segnalati i dati angolari di scapola calcolati durante le acquisizioni in pose statiche.

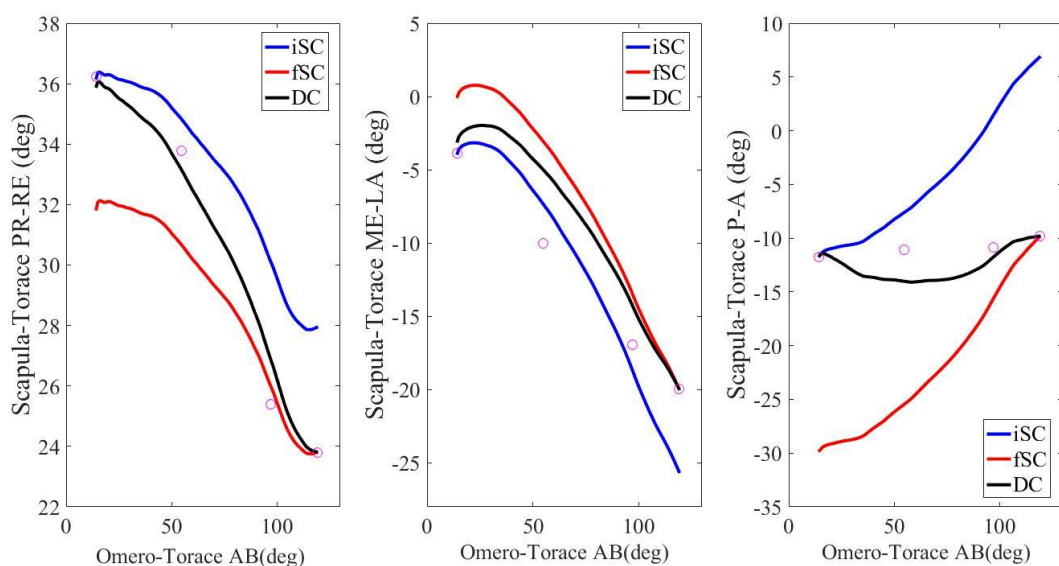


Figura 24: Esempio di ritmo scapolo-omerale durante una fase di abduzione di omero. Nella legenda è specificato il differente metodo di calibrazione utilizzato per ricostruire la cinematica scapolare mediante procedura CAST.

Analizzando i movimenti di flessione, i valori di RMSE ottenuti dalla doppia calibrazione sono paragonabili a quelli ottenuti dalla calibrazione singola finale per la retro-protrazione e la rotazione medio-laterale (Tab.9). Al contrario, è possibile osservare, in Fig. 25, l'efficacia della doppia calibrazione nella

ricostruzione del tilt antero-posteriore. Tale metodo, infatti, interpolando le curve di calibrazione iniziale e finale, nella sua evoluzione consente di avvicinarsi ai riferimenti statici intermedi mediamente meglio di quello che si ottiene con i metodi di singola calibrazione. In riferimento alle differenze esaminate tra i metodi di fSC e DC, sono risultate significative ($P < 0.05$) solo quelle riguardanti il tilt antero-posteriore. Le differenze tra iSC e DC, invece, non sono risultate significative in nessuna delle tre rotazioni di scapola ($P > 0.05$).

	iSC	fSC	DC	iSC	fSC	DC	iSC	fSC	DC
	RETRO- PROTRAZIONE			ROTAZIONE MEDIO-LATERALE			TILT ANTERO-POSTERIORE		
P0	0.48	2.50	1.83	0.15	2.68	1.73	0.27	19.22	1.53
P45	5.88	7.58	7.67	2.38	3.55	3.50	2.26	20.57	7.99
P90	3.94	6.24	6.24	1.65	4.55	4.43	9.38	7.69	3.48
P120	2.94	0.92	0.90	5.11	1.21	1.21	14.44	1.48	1.46

Tabella 9: RMSE (deg) tra le pose statiche e i diversi tipi di calibrazione (iSC, fSC, DC) relative alle dodici ripetizioni di flessione di omero calcolati con la procedura CAST.

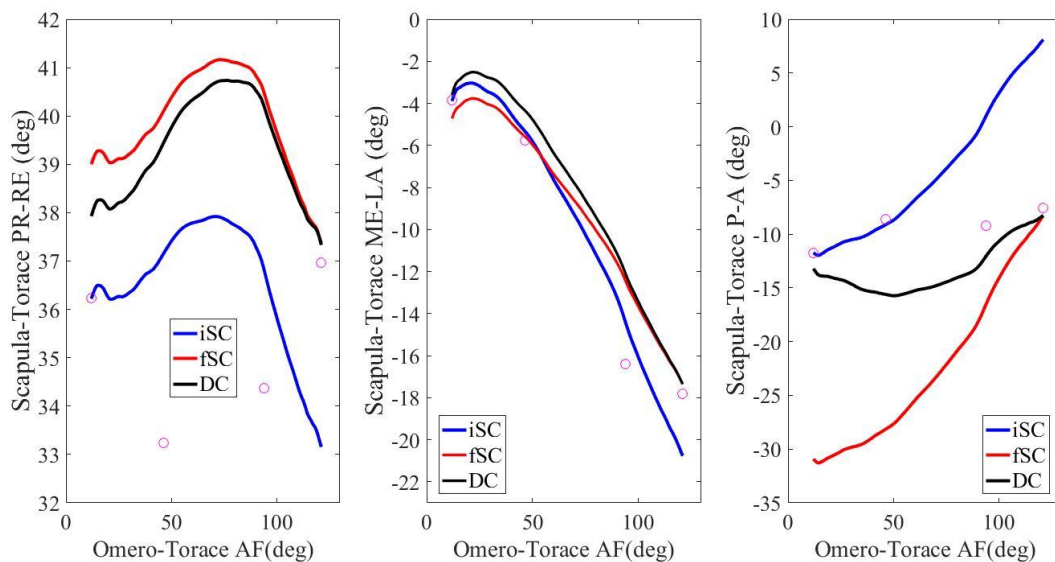


Figura 25: Esempio di ritmo scapolo-omerale durante una fase di flessione di omero. Nella legenda è specificato il differente metodo di calibrazione utilizzato per ricostruire la cinematica scapolare mediante procedura CAST.

Gli errori calcolati sui dodici movimenti di abduzione e di flessione hanno riportato un valore di deviazione standard inferiore ai 3° per tutti i confronti tra

i metodi di calibrazione e le pose statiche. I più alti valori di RMSE sono stati causati da errori medi elevati.

2. Validazione dei sensori e del protocollo ISEO

Performance dei sensori

L'analisi per valutare le performance dei sensori è stata effettuata calcolando, per ognuna delle tre coppie "sensore-cluster di marker" posizionate sul corpo del soggetto, media e deviazione standard del vettore contenente la quantificazione delle discrepanze nelle stime angolari tra le due tecnologie durante i movimenti di elevazione di omero. Poiché il movimento del cluster era solidale rispetto a quello del sensore sottostante, l'orientamento ricostruito dalla posizione dei marker, nel primo caso, e l'orientamento ottenuto in uscita dal sensore, nel secondo caso, dovrebbe essere lo stesso in assenza di errori strumentali. Di conseguenza, la differenza puntuale tra le stime angolari, ottenute decomponendo la matrice di rotazione, che esprime l'orientamento alternativo del sensore e del cluster di marker, dovrebbe essere idealmente nulla. Si è utilizzato come *gold standard* l'orientamento del cluster di marker calcolato a partire dalla conoscenza della posizione dei marcatori acquisita dal sistema stereofotogrammetrico.

Lo studio ha coinvolto sei sessioni ripetute del protocollo di acquisizione, differenziando i movimenti eseguiti nei due piani sagittale e frontale. Ogni sessione del protocollo ha richiesto al soggetto di eseguire per tre volte cicli di sei ripetizioni di ab-adduzione e tre cicli di sei ripetizioni di flesso-estensione di omero. I sensori su ciascun segmento anatomico analizzato sono stati gli stessi in tutte le sessioni di prove. I cluster di marker sono stati, invece, fissati sui sensori ad ogni sessione, correggendo il disallineamento in fase di pre-processing, tenendo conto dell'orientamento relativo acquisito in prova statica.

Nelle Tab.10-11-12 sono riportati i valori delle medie e delle deviazioni standard delle differenze tra le stime angolari, rispettivamente relative alla coppia "sensore-cluster di marker" posizionata su torace, scapola e omero del soggetto durante le sessioni di abduzione.

Nelle Fig.26-27-28 sono mostrati gli andamenti angolari calcolati dalle due tecnologie a confronto durante un ciclo di movimento di abduzione: nella legenda, STEREO si riferisce all’acquisizione della posizione dei marker sul cluster tramite stereofotogrammetria e IMU (*Inertial Measuring Unit*) al dato del sensore.

Durante i cicli di movimento di abduzione la media degli errori tra sensore sul torace e cluster di marker ad esso solidale è risultata per ognuna delle tre rotazioni inferiore a 2°. Rispetto al “sensore-cluster” su scapola le discrepanze tra le stime angolari raggiungono al massimo 5.5° con deviazione standard di 3.5° su ciascuna delle rotazioni. Mentre in riferimento all’omero, la media degli errori raggiunge al massimo errori di 10.6° con 6° di deviazione standard.

	1° angolo	2° angolo	3° angolo
1° Sessione	0.57±0.30	0.95±0.66	0.80±0.62
2° Sessione	1.06±0.73	1.04±1.12	0.88±0.46
3° Sessione	0.98±0.37	1.22±0.40	1.35±0.67
4° Sessione	1.06±0.56	1.23±0.82	0.60±0.37
5° Sessione	0.54±0.33	0.75±0.56	0.39±0.30
6° Sessione	0.89±0.48	1.11±0.55	1.49±0.56

Tabella 10: Media ± Deviazione standard (deg) relativa alla differenza angolare di orientamento del “sensore-cluster di marker” posto sul torace durante le sei sessioni di movimento di abduzione di omero.

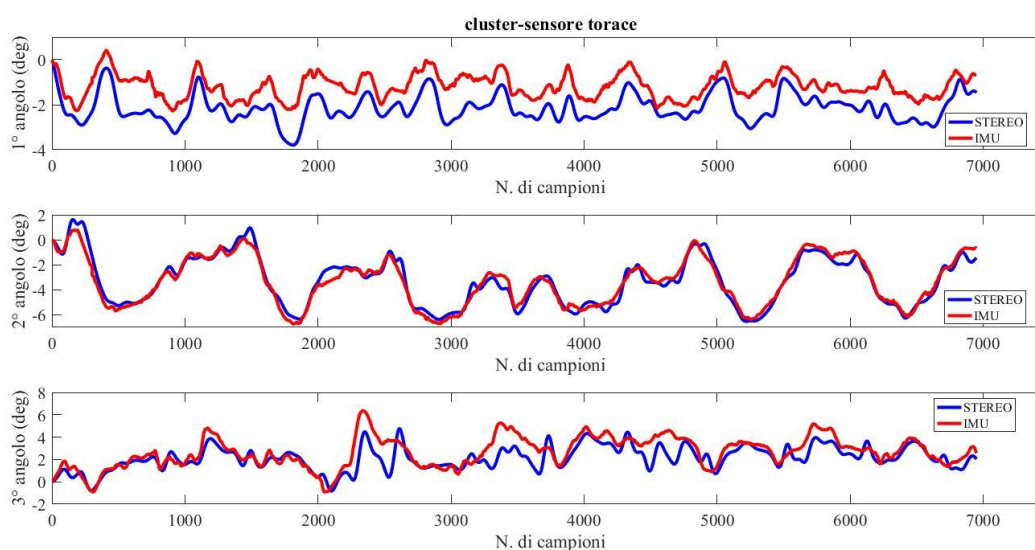


Figura 26: Andamenti angolari dell’orientamento del “sensore-cluster di marker” posto sul torace durante un ciclo di movimento di abduzione di omero.

	1° angolo	2° angolo	3° angolo
1° Sessione	2.84±1.67	3.57±2.75	1.72±0.99
2° Sessione	4.04±1.26	5.46±3.17	4.59±1.25
3° Sessione	1.79±1.22	1.99±1.36	1.75±1.02
4° Sessione	3.75±1.35	4.27±3.43	3.86±1.77
5° Sessione	4.43±1.68	3.85±3.11	1.73±1.22
6° Sessione	5.23±1.56	5.48±3.47	3.09±1.27

Tabella 11: Media ± Deviazione standard (deg) relativa alla differenza angolare di orientamento del “sensore-cluster di marker” posto sulla scapola durante le sei sessioni di movimento di abduzione di omero.

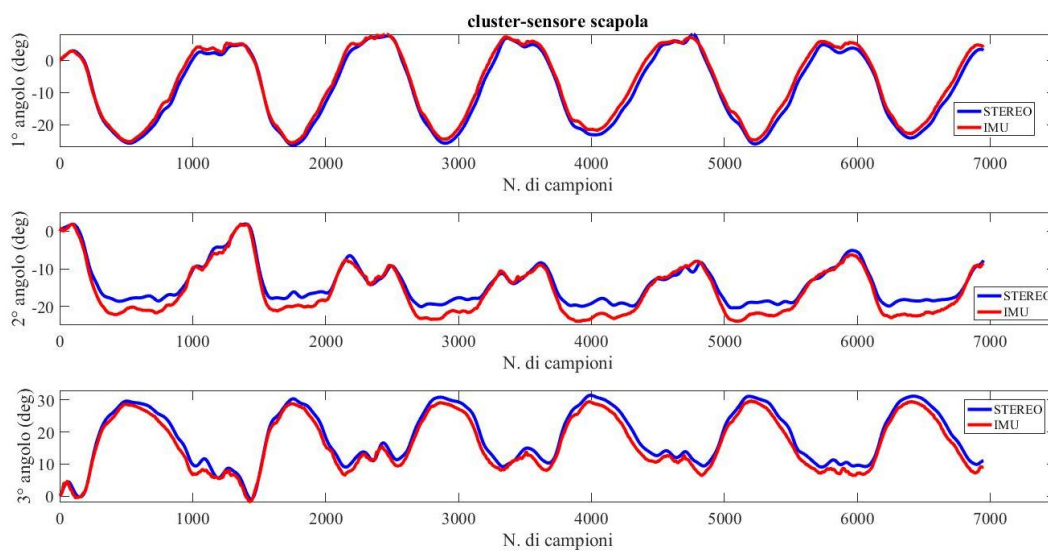


Figura 27: Andamenti angolari dell’orientamento del “sensore-cluster di marker” posto sulla scapola durante un ciclo di movimento di abduzione di omero.

	1° angolo	2° angolo	3° angolo
1° Sessione	7.22±5.93	10.04±5.57	9.90±7.37
2° Sessione	3.78±3.12	10.40±4.22	7.57±5.43
3° Sessione	4.87±3.23	7.18±3.25	10.08±6.01
4° Sessione	5.68±3.41	7.80±3.45	10.61±6.15
5° Sessione	2.82±1.73	7.94±3.91	9.03±6.01
6° Sessione	4.01±2.54	8.34±3.95	10.32±6.90

Tabella 12: Media ± Deviazione standard (deg) relativa alla differenza angolare di orientamento del “sensore-cluster di marker” posto sull’omero durante le sei sessioni di movimento di abduzione di omero.

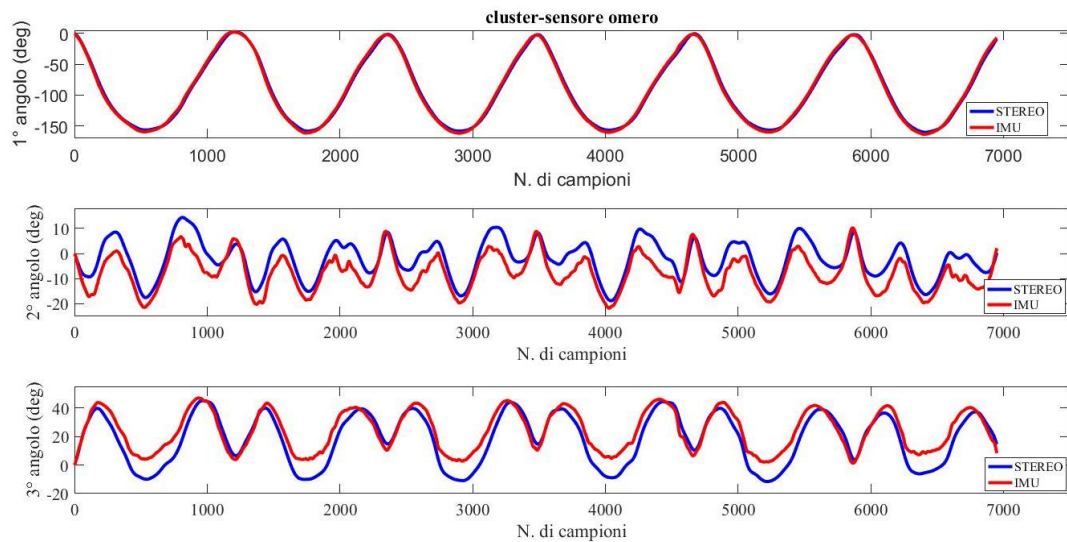


Figura 28: Andamenti angolari dell'orientamento del "sensore-cluster di marker" posto sull'omero durante un ciclo di movimento di abduzione di omero.

Risultati analoghi sono stati ottenuti nell'analisi delle sei sessioni di movimenti di flessione, come mostrato nelle Tab.13-14-15 e nelle Fig.29-30-31.

L'errore nelle stime angolari del "sensore-cluster" su torace è inferiore ai 2.5° per ciascuna delle tre rotazioni. Rispetto al "sensore-cluster" di scapola la maggiore differenza si traduce in 4.5° di errore con 2.5° di deviazione standard su ciascuna rotazione mentre, per quanto riguarda l'omero, la media degli errori è 8° con 7° di deviazione standard.

	1° angolo	2° angolo	3° angolo
1° Sessione	0.51 ± 0.36	1.55 ± 1.04	1.06 ± 0.39
2° Sessione	0.46 ± 0.47	0.99 ± 0.53	0.78 ± 0.36
3° Sessione	0.61 ± 0.34	0.45 ± 0.39	0.69 ± 0.36
4° Sessione	1.10 ± 0.56	0.80 ± 0.58	1.17 ± 0.78
5° Sessione	0.62 ± 0.44	0.95 ± 0.71	1.18 ± 0.52
6° Sessione	0.38 ± 0.30	0.62 ± 0.44	0.73 ± 0.51

Tabella 13: Media \pm Deviazione standard (deg) relativa alla differenza angolare di orientamento del "sensore-cluster di marker" posto sul torace durante le sei sessioni di movimento di flessione di omero.

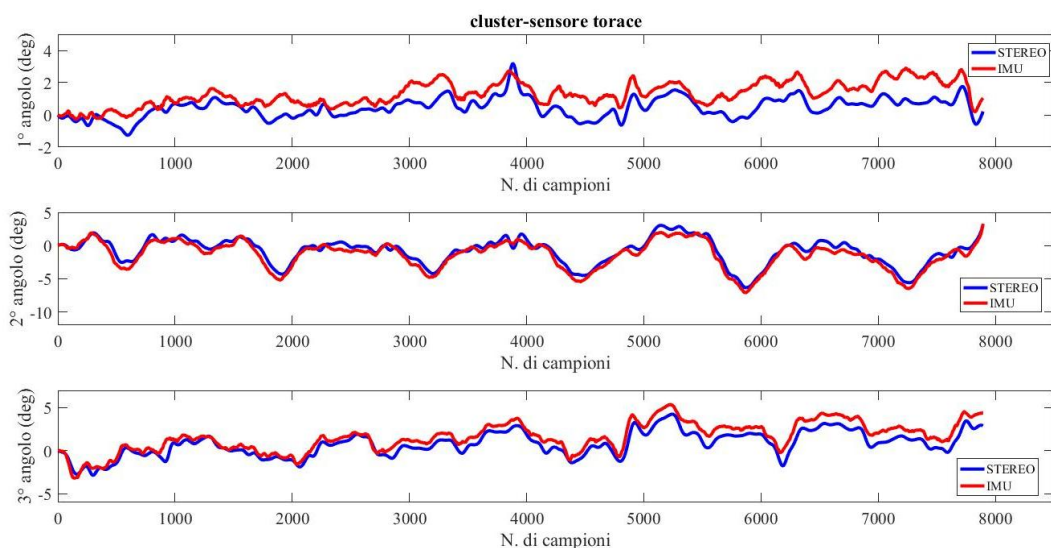


Figura 29: Andamenti angolari dell’orientamento del “sensore-cluster di marker” posto sul torace durante un ciclo di movimento di flessione di omero.

	1° angolo	2° angolo	3° angolo
1° Sessione	1.88±0.98	3.84±2.90	1.47±0.59
2° Sessione	3.12±1.72	4.24±2.82	4.39±1.85
3° Sessione	1.67±1.12	2.02±1.52	1.77±1.04
4° Sessione	2.67±1.11	3.47±2.13	2.51±1.24
5° Sessione	3.48±1.78	3.73±2.81	1.33±1.03
6° Sessione	3.37±1.45	3.87±2.70	0.66±0.53

Tabella 14: Media ± Deviazione standard (deg) relativa alla differenza angolare di orientamento del “sensore-cluster di marker” posto sulla scapola durante le sei sessioni di movimento di flessione di omero.

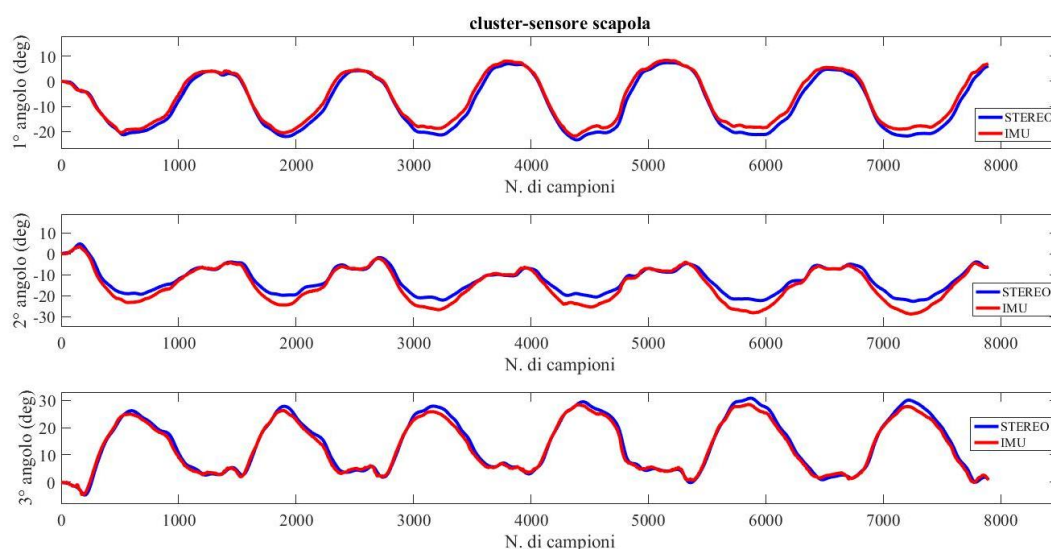


Figura 30: Andamenti angolari dell’orientamento del “sensore-cluster di marker” posto sulla scapola durante un ciclo di movimento di flessione di omero.

	1° angolo	2° angolo	3° angolo
1° Sessione	1.30±0.83	7.82±4.36	5.97±5.26
2° Sessione	4.96±2.67	7.93±4.54	5.91±4.77
3° Sessione	4.25±2.57	5.83±3.35	6.76±5.39
4° Sessione	5.76±3.53	5.85±3.94	7.96±7.11
5° Sessione	6.02±3.90	4.81±2.89	6.68±4.87
6° Sessione	3.87±2.40	6.38±3.61	7.16±5.95

Tabella 15: Media ± Deviazione standard (deg) relativa alla differenza angolare di orientamento del “sensore-cluster di marker” posto sull’omero durante le sei sessioni di movimento di flessione di omero.

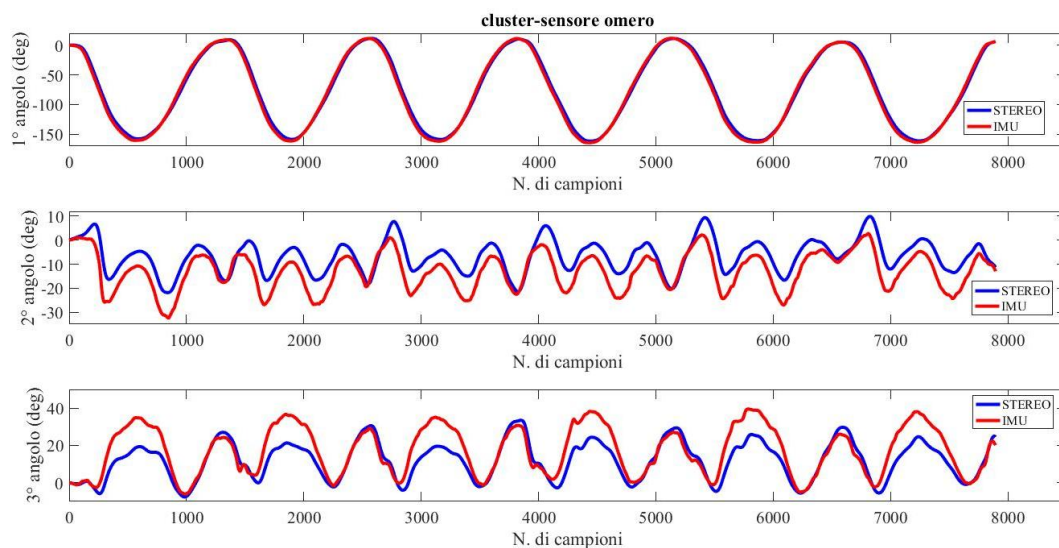


Figura 31: Andamenti angolari dell’orientamento del “sensore-cluster di marker” posto sull’omero durante un ciclo di movimento di flessione di omero.

I risultati di queste analisi di performance del dato del sensore mostrano un progressivo aumento dell’errore in riferimento alla mobilità della coppia “sensore-cluster di marker” rispetto alla posizione di riposo, prima di eseguire il task. Infatti, rispetto alla posizione di partenza, durante l’esecuzione del movimento i dispositivi sul torace non modificano di molto il loro orientamento. Una variazione di orientamento del “sensore-cluster” di scapola si verifica maggiormente ad elevati angoli di elevazioni di omero, mentre i dispositivi sull’arto superiore cambiano notevolmente il loro orientamento durante ogni singola elevazione. Ciò conferma quanto le accelerazioni lineari del *device*

influenzino la stima di orientamento calcolata dall'unità di *sensing*. La valutazione dell'effetto delle distorsioni del campo magnetico sul dato del sensore non è stato oggetto di questo studio di tesi, sebbene, durante l'esecuzione del protocollo, si è avuta l'accortezza di ridurre al minimo tale criticità (rimozione pedana di forza, allontanamento di dispositivi elettronici).

Propagazione dell'errore dei sensori nel protocollo ISEO

Dopo aver quantificato le performance dei sensori, è stata analizzata la propagazione di tali errori nelle stime di orientamento del distretto omero-toracico e dell'articolazione scapolo-toracica all'interno del protocollo biomeccanico ISEO. Il confronto tra il dato del sensore e il dato di orientamento del cluster di marker è stato implementato, quindi, sulle tre rotazioni di omero e sulle tre di scapola durante l'esecuzione di tre cicli di movimenti di flessione e di abduzione di omero. L'analisi è stata effettuata per le sei sessioni ripetute del protocollo.

Rispetto alla valutazione precedente, eventuali errori sulle rotazioni anatomiche dipendono ora, oltre che dalle performance del singolo sensore, anche dalle convenzioni dei sistemi di riferimento anatomici adottate nel protocollo ISEO. Utilizzando distintamente nel protocollo il dato di orientamento del sensore e quello del cluster ad esso solidale ricavato dal sistema stereofotogrammetrico, si è calcolato il valore di RMSE su ciascuna rotazione anatomica. Per tener conto dell'escursione angolare di ciascuna rotazione, nelle Tab.16-17-18-19, è riportato anche il valore di RMSE espresso in percentuale del range di movimento raggiunto dall'articolazione in ciascuna sessione di prove.

Le Tab.16-17 contengono i risultati relativi agli errori sulle rotazioni dell'articolazione scapolo-toracica rispettivamente durante i movimenti di abduzione e di flessione di omero.

In entrambi i task eseguiti il distretto scapolo-toracico offre un valore di RMSE maggiore nell'angolo di proto-retroazione, raggiungendo 11.6° in flessione. Sugli altri piani di movimento l'errore è inferiore ai 7.5° in abduzione e 8.7° in flessione.

	PR-RE	ME-LA	P-A
1° Sessione	4.61 (32.97%)	3.29 (8.96%)	7.40 (71.66%)
2° Sessione	1.65 (11.23%)	2.20 (6.11%)	6.10 (36.46%)
3° Sessione	7.02 (44.59%)	2.19 (6.62%)	4.97 (23.32%)
4° Sessione	7.47 (39.49%)	1.41 (4.00%)	3.45(14.18%)
5° Sessione	6.32 (36.52%)	6.66 (25.76%)	4.31(18.75%)
6° Sessione	7.62 (42.86%)	7.38 (20.04%)	4.51 (23.05%)

Tabella 16: RMSE (deg) (RMSE/RoM *100) relativi alle rotazioni di scapola durante le sei sessioni di movimento di abduzione di omero.

	PR-RE	ME-LA	P-A
1° Sessione	1.89 (14.30%)	1.16 (3.31%)	6.96 (57.43%)
2° Sessione	10.83 (60.62%)	4.78 (14.24%)	7.32 (41.11%)
3° Sessione	11.57 (60.96%)	2.68 (8.97%)	5.29 (25.89%)
4° Sessione	9.12 (41.01%)	2.44 (7.16%)	5.08 (21.07%)
5° Sessione	7.10 (30.53%)	8.70 (33.95%)	6.78 (28.44%)
6° Sessione	10.13 (52.79%)	5.71 (16.92%)	5.78 (26.03%)

Tabella 17: RMSE (deg) (RMSE/RoM *100) relativi alle rotazioni di scapola durante le sei sessioni di movimento di flessione di omero.

Essendo il movimento di proto-retroazione della scapola quello con il RoM inferiore (<20°), tali risultati mostrano una maggiore criticità del protocollo ISEO a stimare le rotazioni con piccole escursioni. Rapportando il valore di RMSE in percentuale del RoM, infatti, nel caso della proto-retroazione l'errore raggiunge il 60% rispetto all'escursione di movimento in flessione di omero e 44.59% in abduzione. Al contrario, la rotazione medio-laterale, più ampia dei tre movimenti di scapola, presenta al massimo un errore del 33.95% durante il task di flessione e 25.75% in abduzione di omero.

Nelle Fig.32-33 sono mostrati gli andamenti angolari dell'articolazione scapolo-toracica calcolati mettendo a confronto le due tecnologie durante un ciclo di movimento di abduzione e di flessione rispettivamente.

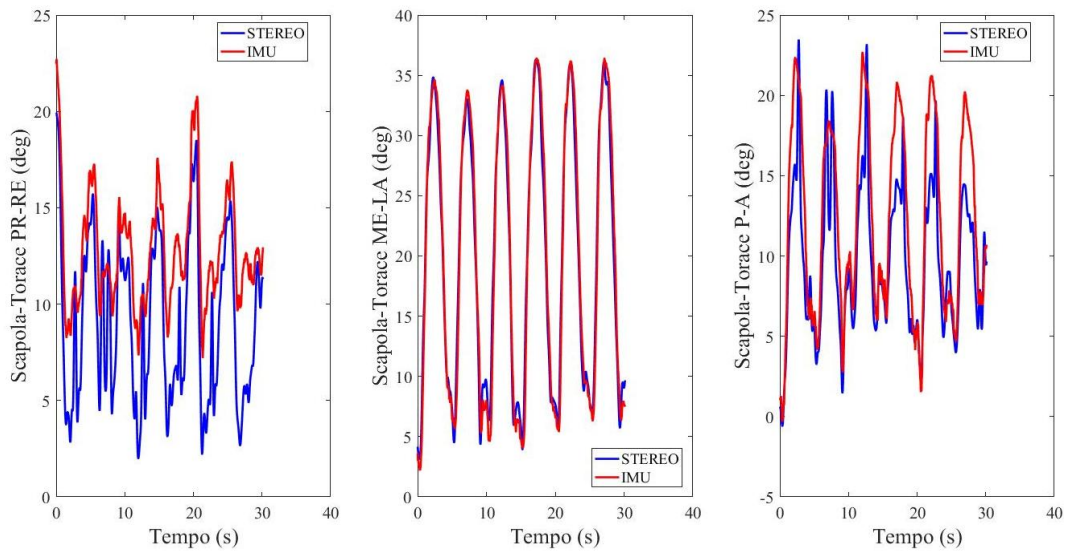


Figura 32: Andamenti angolari dell'articolazione scapolo-toracica durante un ciclo di movimento di abduzione di omero.

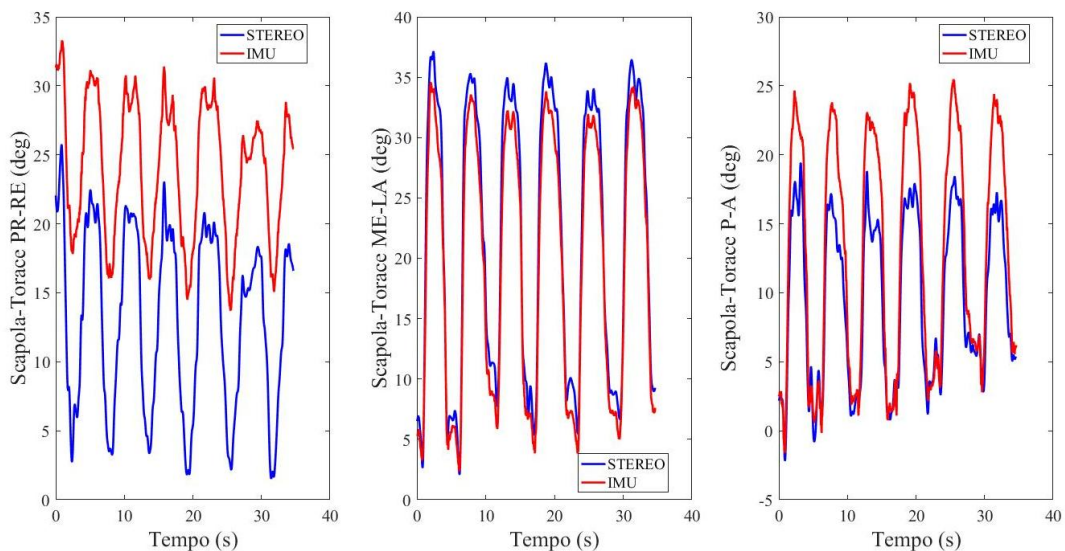


Figura 33: Andamenti angolari dell'articolazione scapolo-toracica durante un ciclo di movimento di flessione di omero.

Nell'analizzare le rotazioni di omero il protocollo ISEO distingue la decomposizione angolare in base al piano di elevazione di omero del soggetto. Nei task sul piano frontale l'angolo principale del movimento del distretto omero-toracico è rappresentato dalla rotazione di ab-adduzione ($RoM > 160^\circ$ in tutte le sessioni di prove). Le rotazioni con range minore sono sequenzialmente l'intra-extra rotazione e la flesso-estensione. I valori di RMSE espressi in

percentuale di RoM trovati sono <16% nell'ab-adduzione, <50% nell'intra-extra rotazione e <62% nella flessione-estensione. In Tab.18 sono riportati i risultati relativi alle sei sessioni di abduzione di omero. In Fig.34 sono mostrati ad esempio gli andamenti angolari di scapola relativi ad un ciclo di abduzione di omero.

	AB-AD	FLEX-EST	INTRA-EXTRA
1° Sessione	8.46 (5.31%)	18.15 (43.29%)	31.63 (45.39%)
2° Sessione	7.46 (4.45%)	16.85 (38.11%)	31.54 (49.02%)
3° Sessione	9.38 (5.57%)	25.39 (62.38%)	26.83 (34.87%)
4° Sessione	11.41 (6.60%)	24.71 (62.40%)	24.73 (31.38%)
5° Sessione	21.37 (16.02%)	9.23 (49.79%)	21.39 (16.63%)
6° Sessione	27.19 (15.57%)	13.31 (41.81%)	18.78 (17.78%)

Tabella 18: RMSE (deg) (RMSE/RoM *100) relativi alle rotazioni di omero durante le sei sessioni di movimento di abduzione di omero.

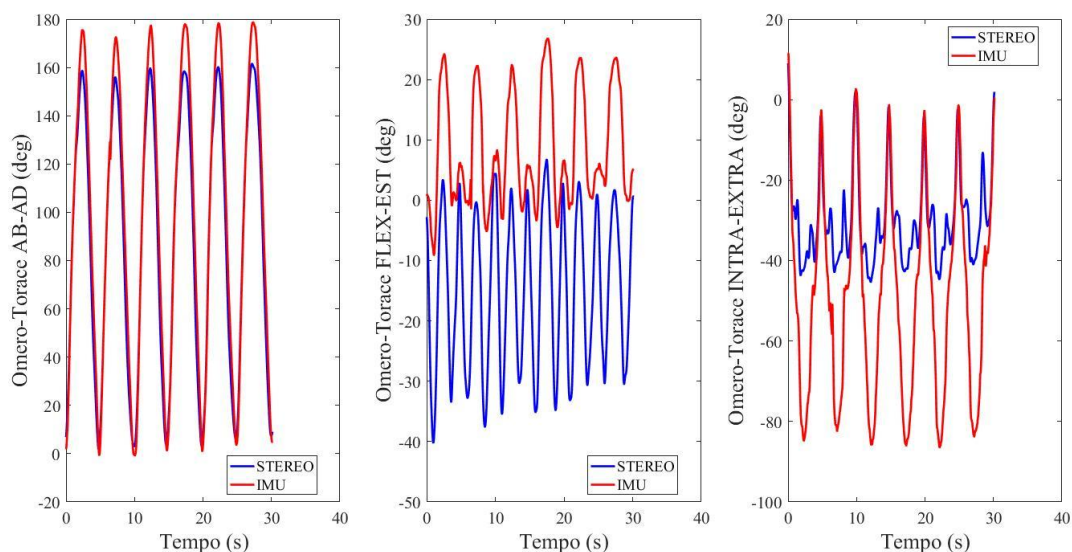


Figura 34: Andamenti angolari dell'articolazione omero-toracica durante un ciclo di movimento di abduzione di omero.

Nei task sul piano sagittale l'angolo principale di movimento è quello relativo alla flessione-estensione dell'omero, a cui segue la rotazione interna-esterna e l'ab-adduzione. Analogamente al caso precedente, RMSE maggiori corrispondono a rotazioni con RoM minori: i valori espressi in percentuali del RoM sono <8% in

flesso-estensione, <32% in rotazione interna-esterna e <60% in ab-adduzione. In Tab.19 sono riportati i risultati relativi alle sei sessioni di flessione di omero. In Fig.35 sono mostrati, ad esempio, gli andamenti angolari di omero relativi ad un ciclo di flessione.

	FLEX-EST	AB-AD	INTRA-EXTRA
1° Sessione	6.45 (3.83%)	16.78 (38.89%)	27.51 (24.28%)
2° Sessione	10.49 (6.46%)	22.64 (59.03%)	31.02 (30.22%)
3° Sessione	16.78 (8.87%)	28.03 (60.01%)	33.77 (32.31%)
4° Sessione	15.07 (7.97%)	24.22 (60.43%)	30.83 (28.37%)
5° Sessione	7.23 (3.70%)	15.65 (34.50%)	14.25 (16.08%)
6° Sessione	6.97 (3.58%)	23.19 (54.40%)	12.87 (16.33%)

Tabella 19: RMSE (deg) (RMSE/RoM *100) relativi alle rotazioni di omero durante le sei sessioni di movimento di flessione di omero.

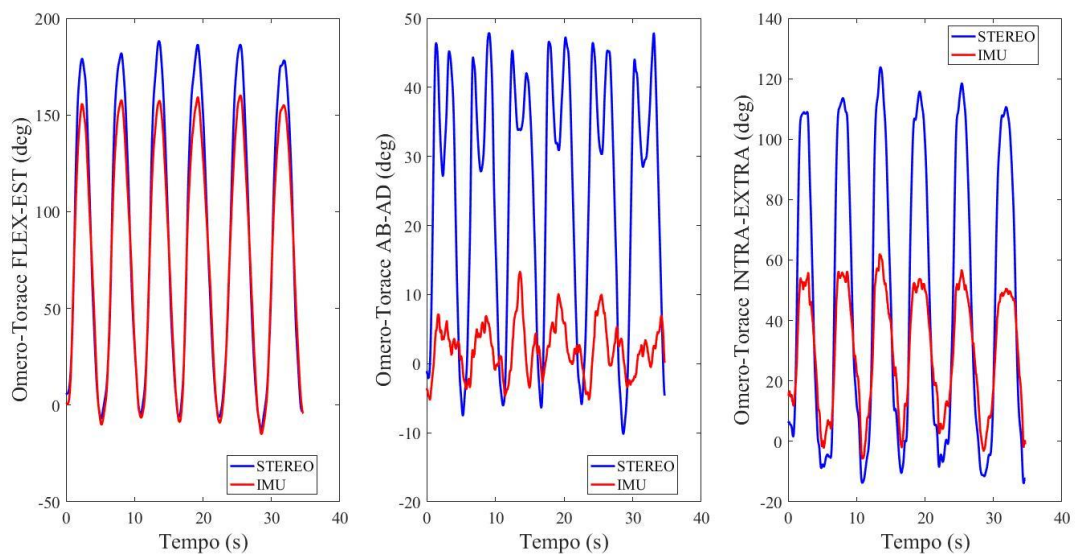


Figura 35: Andamenti angolari dell'articolazione omero-toracica durante un ciclo di movimento di flessione di omero.

Conclusioni

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è stato analizzare la cinematica della spalla con due metodiche non invasive: su dati provenienti da sensori magnetoinerziali si è adottato il protocollo ISEO, mentre è stata eseguita la procedura CAST per analizzare il complesso scapolare con il sistema optoelettronico. In entrambi i protocolli, eseguiti simultaneamente, sono stati implementati e confrontati diversi tipi di calibrazione, per capire quale ricostruisse meglio la cinematica scapolare con la specifica tecnologia a disposizione. Sono state adottate come indici di qualità le grandezze cinematiche di scapola ricavate in pose statiche, eseguite approssimativamente a 0° , 45° , 90° e 120° di elevazione di omero sui piani sagittale e frontale. I dati ottenuti dalle pose statiche sono stati confrontati con l'andamento del ritmo scapolare durante il movimento.

La scelta di utilizzare le pose statiche come riferimento nel valutare il reale movimento scapolare è ampiamente presente in letteratura. Tale criterio, sotto l'ipotesi di confrontare le statiche con movimenti svolti lentamente, offre il vantaggio di essere completamente non-invasivo. Al contrario, riferimenti più accurati, ma invasivi per il soggetto, richiederebbero l'inserimento di pin ossei o l'utilizzo di tecniche di *imaging*. Quest'ultime risultano poco idonee per il distretto analizzato (vicinanza a organi e ghiandole da schermare e necessità di disporre di una vista bifocale posteriore e laterale dell'arto superiore) e per il protocollo che si è scelto di adottare (registrazioni multiple di pose statiche e di

trial di movimento richiedono una strumentazione *open* e una prolungata esposizione a radiazioni).

Per il primo protocollo esaminato, in condizioni statiche, si è considerato l'orientamento del sensore posto sullo *scapula locator*. Da tale dato sono stati implementati i metodi di singola calibrazione iniziale, singola calibrazione finale e doppia calibrazione. L'algoritmo implementato per quest'ultimo metodo realizza un'interpolazione lineare sferica dei dati di quaternioni che esprimono l'orientamento anatomico della scapola nelle due pose estreme del range di movimento esaminato. Oltre ai metodi di calibrazione tramite *locator*, è stata analizzata anche la procedura di calibrazione standard, che fa riferimento al dato del sensore posto sulla scapola del soggetto, allineato manualmente lungo la spina scapolare in posizione eretta.

Nel secondo protocollo, il riferimento statico è stato ottenuto a partire dalla conoscenza dei reperi anatomici ricostruiti con procedura CAST, effettuata ad ogni angolo di elevazione di omero. Sono stati testati i metodi di singola calibrazione iniziale, singola calibrazione finale e doppia calibrazione, implementata come interpolazione lineare delle coordinate anatomiche dei *landmark* riferite alle pose di calibrazione iniziale e finale.

Volendo validare il protocollo ISEO, sono state effettuate dapprima delle analisi di accuratezza dei dati di orientamento stimati dai sensori, posizionati su torace, scapola e omero del soggetto durante i movimenti di flessione e abduzione. Come riferimento è stato utilizzato il dato di orientamento dei cluster di marker (solidali ai sensori durante il movimento) costruito a partire dalla posizione dei marcatori acquisiti dal sistema stereofotogrammetrico.

Dopo aver quantificato le performance dei sensori, è stata analizzata la propagazione di tali errori nelle stime di orientamento del distretto omero-toracico e dell'articolazione scapolo-toracica all'interno del protocollo biomeccanico da validare.

Il lavoro presentato è, in parte, analogo ai due citati in [8] e in [9] per i protocolli adottati (ISEO e CAST), per il riferimento scelto come *gold standard*

(cinematica scapolare in pose statiche) e per i metodi di calibrazione considerati. I risultati ottenuti in questa tesi, distintamente sui dati provenienti da sensori e sui dati acquisiti col sistema stereofotogrammetrico, sono risultati in linea con quanto già presente in letteratura.

In particolare, in accordo con [9], la calibrazione della scapola tramite *locator* è risultata più efficace dell'allineamento manuale standard, per tutti i piani di movimento della scapola e per tutti gli angoli di elevazione di omero testati, sia in abduzione che in flessione. Tuttavia, la doppia calibrazione non ha mostrato vantaggi significativi rispetto alla calibrazione singola durante il movimento sul piano sagittale. Al contrario, nel movimento di abduzione gli errori calcolati col metodo di doppia calibrazione rispetto alle prove statiche sono stati i più bassi rispetto a tutti i tipi di calibrazione esaminati, per tutte le rotazioni e per tutti gli angoli di elevazione di omero testati.

L'implementazione del metodo di doppia calibrazione su dati stereofotogrammetrici non ha mostrato risultati altrettanto positivi. Nell'analisi di abduzione di omero la doppia calibrazione ha ricostruito meglio il movimento rispetto alla singola calibrazione finale. Questo vantaggio non è stato, però, così evidente rispetto alla singola calibrazione iniziale. Analogamente, nei movimenti di flessione gli errori della doppia calibrazione sono stati paragonabili a quelli della calibrazione singola finale per la retro-protrazione e la rotazione medio-laterale di scapola, mentre è stato possibile osservare l'efficacia della doppia calibrazione nella ricostruzione del tilt antero-posteriore.

Il punto di forza di questo lavoro ha riguardato l'aver congiunto gli studi precedentemente citati, effettuando misure simultanee con le due tecnologie differenti adottate. Questo ha permesso di valutare l'accuratezza del protocollo basato su sensori magneto-inerziali nell'analizzare la cinematica della spalla rispetto al sistema stereofotogrammetrico, assunto come *gold standard*. Tale studio, presente in letteratura per altri distretti anatomici, ha potuto sottolineare, inoltre, le criticità e gli aspetti positivi di entrambe le tecnologie e i protocolli in riferimento al caso specifico del distretto scapolare.

Le ridotte dimensioni anatomiche della scapola sono significative per la scelta del dimensionamento del cluster di marker. L'artefatto dovuto alla presenza di tessuto molle tra il dispositivo di misura e l'osso rende difficile la palpazione dei reperi di scapola, specialmente l'*angulus inferior* e l'*angulus acromialis* in corrispondenza di angoli di elevazione di omero maggiori. Tale criticità può produrre una non corretta ricostruzione dei *landmark* anatomici con la procedura CAST a cui segue un'errata costruzione dei sistemi di riferimento anatomici descritti da ISB. Il protocollo ISEO non necessita di un tale grado di accuratezza anatomica nel suo svolgimento; l'unica accortezza riguarda l'allineamento del sensore di scapola rispetto alla spina scapolare. Per entrambi i dispositivi (sensori e cluster), la ricostruzione del movimento articolare è affetta dalle criticità dovute all'interposizione di tessuto molle rispetto al riferimento osseo. Le analisi effettuate hanno mostrato, però, come il protocollo ISEO riesca a beneficiare maggiormente della tecnica di doppia calibrazione rispetto all'effetto che questa ha prodotto nel protocollo che sfrutta dati provenienti dal sistema stereofotogrammetrico. Il protocollo ISEO, più semplice e meno sensibile all'azione dell'operatore clinico, è risultato, inoltre, maggiormente riproducibile (deviazione standard delle misure inferiore a 1°). Una validazione a supporto di tale ipotesi potrebbe essere ottenuta realizzando uno studio di ripetibilità intra-operatore, che richiederebbe al clinico di eseguire più volte lo stesso protocollo. Nonostante il piccolo campione analizzato, questo studio preliminare ha confermato la necessità e l'efficacia di un'accurata procedura di calibrazione. Sebbene abbia sottolineato numerosi aspetti a vantaggio dell'utilizzo di sensori magneto-inerziali, ha oltremodo messo in luce le criticità di tale tecnologia riguardo l'influenza delle accelerazioni lineari nella stima del dato di orientamento. Inoltre, ha evidenziato una maggiore difficoltà del protocollo ISEO nell'individuare le piccole rotazioni dei complessi scapolo-toracico e omero-toracico durante l'elevazione dell'arto superiore.

Bibliografia

- [1] K. I.A., *Fisiologia articolare*, Monduzzi Editore, 2010.
- [2] L. De Baets, R. van der Straaten, T. Matheve e A. Timmermans, «Shoulder assessment according to the international classification of functioning by means of inertial sensor technologies: A systematic review,» *Gait & Posture*, vol. 57, pp. 278-294, 2017.
- [3] A. Filippeschi, N. Schmitz, M. Miezal, G. Bleser, E. Ruffaldi e S. Didier, «Survey of Motion Tracking Methods Based on Inertial Sensors: A Focus on Upper Limb Human Motion,» *Sensors*, vol. 17, 2017.
- [4] A. Cappozzo, A. Cappello, U. Della Croce e F. Pensalfini, «Surface-Marker Cluster Design Criteria for 3-D Bone Movement Reconstruction,» *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, vol. 44, n. 12, pp. 1165-1174, 1997.
- [5] P. Picerno, A. Cereatti e A. Cappozzo, «A spot check for assessing static orientation consistency of inertial and magnetic sensing units,» *Gait & Posture*, vol. 33, pp. 373-378, 2011.
- [6] A. G. Cutti, A. Giovanardi, L. Rocchi e A. Davalli, «A simple test to assess the static and dynamic accuracy of an inertial sensors system for human movement analysis,» in *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference*, New York City, USA, 2006.
- [7] A. Cappello, R. Stagni, S. Fantozzi e A. Leardini, «Soft Tissue Artifact Compensation in Knee Kinematics by Double Anatomical Landmark Calibration: Performance of a Novel Method During Selected Motor Tasks,» *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, vol. 52, n. 6, pp. 992-998, 2005.

- [8] S. Brochard, M. Lempereur e O. Rémy-Neris, «Double calibration: An accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis,» *Journal of Biomechanics*, vol. 44, pp. 751-754, 2011.
- [9] J. Van den Noort, S. H. Wiertsema, K. M. Hekman, C. P. Schonhurt, J. Dekker e J. Harlaar, «Measurement of scapular dyskinesis using wireless inertial and magnetic sensors: importance of scapula calibration,» *Journal of Biomechanics*, vol. 48, pp. 3460-3468, 2015.
- [10] A. G. Cutti, A. Giovanardi, L. Rocchi, A. Davalli e R. Sacchetti, «Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors,» *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 46, n. 2, pp. 169-178, 2008.
- [11] A. Cappozzo, F. Catani, U. Della Croce e A. Leardini, «Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination,» *Clinical Biomechanics*, vol. 10, n. 4, pp. 171-178, 1995.
- [12] G. Bellusci, F. Dijkstra e P. Slycke, «Xsens MTw: Miniature Wireless Inertial Motion Tracker for Highly Accurate 3D Kinematic Applications,» in *XSENS TECHNOLOGIES*, 2013.
- [13] MTw User Manual: MTw Hardware, MT Manager, Awinda Protocol, 2014.
- [14] A. M. Sabatini, «Methods of sensory information processing for inertial sensing in human movement studies,» in *Advanced Technologies for Neuro-Motor Assessment and Rehabilitation*, Bologna, 2006.
- [15] G. Wu, F. C. van der Helm, H. Veeger, M. Makhsous, P. van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner e B. Buchholz, «ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part II: shoulder, elbow, wrist and hand,» *Journal of Biomechanics*, vol. 38, pp. 981-992, 2005.
- [16] <http://www.btsbioengineering.com/it/prodotti/smart-dx/>.
- [17] S. S. Gamage e J. Lasenby, «New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation,» *Journal of Biomechanics*, vol. 35, pp. 87-93, 2002.

Ringraziamenti

Desidero innanzitutto ringraziare coloro che hanno contribuito alla realizzazione di questo elaborato.

Grazie al Prof. Angelo Cappello per la fiducia dimostratami e per aver messo a disposizione la sua esperienza e conoscenza durante lo svolgimento del lavoro.

Grazie all'Ing. Marco Muraccini per i continui consigli e confronti, fondamentali per far crescere questo studio.

Grazie all'Ing. Alessandro Varini per i preziosi suggerimenti e insegnamenti.

Grazie all'Ing. Matteo Mantovani per avermi accolto presso l'azienda NCS Lab di Carpi e al suo staff per la cordialità e disponibilità dimostratami.

Desidero poi ringraziare il personale del Laboratorio di Analisi del Movimento del Centro Sportivo Record di Bologna per la strumentazione e il supporto fornito durante le prove sperimentali.

Un sentito grazie va alla mia famiglia per aver permesso i miei studi, per credere sempre nelle mie capacità e per sostenere con me ogni decisione.

Grazie a Lorenzo, complice di ansie, paure, pensieri, riflessioni e soddisfazioni, presenza e sostegno quotidiano.

Infine, ringrazio tutti gli amici e i parenti con i quali ho condiviso questi anni di studio e che oggi festeggiano con me questo importante traguardo.