POLITECNICO DI TORINO

Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale (DIMEAS)

Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



Analisi di movimento di arto superiore in ambito manifatturiero mediante sistemi di motion capture inerziali e stereofotogrammetrici

Relatori:

Prof.ssa Laura Gastaldi

Prof. Stefano Pastorelli

Prof. Andrea Cereatti

Ing. Elisa Digo

Candidato:

Mattia Antonelli

Anno Accademico 2018-2019

Abstract

Oggigiorno, gli sviluppi tecnologici in ambito manufatturiero si orientano sempre più all'automatizzazione del gesto eseguito dal lavoratore, cercando di affiancare quindi il personale con sistemi robotici in grado di svolgere o semplificare il loro compito nel processo di produzione. Nell'ottica degli obiettivi di Industry 4.0, la robotica collaborativa prevede la presenza nello stesso ambiente di lavoro degli operatori e dei robot. È evidente che in questo contesto la sicurezza è un parametro fondamentale. Considerando la robotica collaborativa è necessario che il robot segua un algoritmo di predizione del movimento per evitare incidenti e collisioni con l'operatore.

Questo lavoro di tesi magistrale si propone di creare un database di informazioni riguardanti la cinematica dei movimenti degli arti superiori comunemente svolti in ambito industriale; l'obiettivo finale consiste nell'utilizzare il database creato per definire ed allenare algoritmi di predizione implementabili in sistemi robotici destinati a questo settore. I dati inclusi nell'archivio sono stati registrati mediante due sistemi di motion capture differenti durante l'analisi del gesto del braccio. Le due strumentazioni di cui si fa uso sono dei sensori inerziali (Inertial Measurement Units, IMU), in grado di misurare accelerazioni lineari e velocità angolari dei segmenti sui quali sono posizionati, ed un sistema stereofotogrammetrico, che fornisce posizioni dei marker fissati sui segmenti del corpo in analisi. Le variabili provenienti dalle due strumentazioni vengono rese coerenti tra loro riferendole tutte allo stesso sistema di riferimento. Inoltre, le informazioni ricavate formano un archivio complementare, essendo le prime di tipo inerziale e le seconde di tipo spaziale. Quindi, la grande differenza con gli altri database disponibili in letteratura consiste nella raccolta contemporanea di variabili spaziali e inerziali senza l'utilizzo di operazioni di derivazione delle une o integrazione delle altre, che comportano, in generale, un'introduzione di errore nelle stime.

Vengono coinvolti nello studio 10 soggetti in giovane età lavorativa (25 ± 4 anni), ai quali viene chiesto di effettuare 3 gesti di *pick and place* a diverse altezze con l'arto superiore destro, ripetendo ogni movimento per 5 volte in modo random e indossando contemporaneamente due diverse strumentazioni. Il sistema stereofotogrammetrico usato per catturare i movimenti si basa su una barra Optitrack V120: Trio e su marker passivi riflettenti, mentre il sistema inerziale adottato è composto da sensori Xsens MTx. Si posizionano 14 marker sul corpo dei soggetti, in particolare sui segmenti di avambraccio e braccio di entrambi gli arti e sul segmento tronco. Contemporaneamente, si fissano sei sensori inerziali MTx su avambraccio destro, braccio destro, torace, spalla destra, spalla sinistra e pelvi.

A partire dalle coordinate dei marker, si calcolano sistemi di riferimento anatomici e tecnici per i segmenti di avambraccio destro, braccio destro e tronco. Attraverso la realizzazione di uno stick-

diagram della parte superiore del corpo, basato sulle traiettorie spaziali dei marker, si visualizza il movimento effettuato dal soggetto.

Ipotizzando che le terne anatomiche dei vari segmenti coincidano con i sistemi di posa ricavati dai marker, si riferiscono ad esse le informazioni stimate dagli IMU attraverso un algoritmo di riallineamento. Si verifica quindi che le due strumentazioni stiano acquisendo correttamente le stesse informazioni attraverso il confronto degli angoli articolari planari di gomito e spalla ricavati dai due sistemi di cattura. La differenza tra gli angoli stimati con i marker e quelli stimati con i sensori viene quantificata attraverso il valore RMSE.

Si effettuano ulteriori analisi concentrandosi sulle stime dei sensori inerziali. L'interesse per questa strumentazione è principalmente motivato dal fatto che sono dispositivi portatili, hanno un campo di lavoro teoricamente illimitato, non soffrono di occlusione durante il movimento e, a differenza dei sistemi stereofotogrammetrici, non richiedono un laboratorio specifico per realizzare le analisi. Sono tutte caratteristiche necessarie per poter usare la strumentazione in ambienti industriali. In particolare, ci si concentra dapprima sui possibili disturbi magnetici a cui possono essere soggetti i sensori inerziali, valutando l'andamento del campo magnetico dell'IMU fisso sul tavolo da lavoro. Successivamente, ci si interessa all'eventuale sfasamento tra le orientazioni stimate dai sensori e riferite agli assi anatomici e le orientazioni dei sistemi anatomici ricavati dai marker, focalizzandosi in maniera particolare sugli intervalli in cui il soggetto torna in posizione neutra durante l'esecuzione dei movimenti. La cinematica articolare ottenuta attraverso le due strumentazioni presenta andamenti molto simili, correlati a valori RMSE compresi tra 1,6° e 13,3°. Si tratta di valori che sono, nella maggior parte dei casi, simili a quelli trovati in letteratura. Riguardo l'analisi condotta sui dati forniti dai sensori inerziali, si è riscontrato un campo magnetico costante durante le acquisizioni di ogni soggetto, che dimostra la mancanza di potenziali disturbi magnetici. Lo sfasamento tra le orientazioni stimate dai sensori e riferite agli assi anatomici e le orientazioni dei sistemi anatomici ricavati dai marker, quantificato come angolo di rotazione ϑ rispetto ad un asse generico per far coincidere le due orientazioni, è stato analizzato e discusso ipotizzandone le possibili cause.

La struttura della tesi è divisa come segue:

- Il Capitolo 1 consiste da un lato nell'analisi dello stato dell'arte sul motion tracking dell'arto superiore mediante l'uso di sensori inerziali e dall'altro nell'analisi della letteratura che riguarda i metodi di predizione della traiettoria attualmente implementati.
- Il Capitolo 2 è dedicato ai sistemi di cattura del movimento, concentrandosi sul sistema di acquisizione stereofotogrammetrico e sui dispositivi inerziali. Il primo paragrafo riguarda

la strumentazione ottica e la descrizione della barra V120: Trio adottata, insieme al relativo software Motive. Il secondo paragrafo si concentra invece sulla descrizione dei dispositivi inerziali, spiegando le caratteristiche principali, il funzionamento dei sensori MTx prodotti da Xsens e il rispettivo software Mt Manager.

- Il Capitolo 3 contiene una descrizione generale dei protocolli per l'analisi del movimento esistenti in letteratura. Nel primo paragrafo vengono illustrate le guide che riguardano la cattura inerziale, mentre nel secondo paragrafo si vagliano i diversi protocolli caratteristici dell'acquisizione ottica. Si approfondisce inoltre il concetto di sistema di riferimento locale, di tipo anatomico e tecnico, che verrà largamente utilizzato nell'algoritmo implementato per i test sperimentali.
- Il Capitolo 4 spiega il protocollo di acquisizione e l'algoritmo di elaborazione dei dati registrati dalle strumentazioni di cattura, il quale permette di costruire il database e di effettuare le successive verifiche elencate precedentemente. In seguito, illustra i test preliminari realizzati e i rispettivi risultati ottenuti prima di procedere alle acquisizioni finali.
- Il Capitolo 5 presenta il test sperimentale della tesi. Descrive quindi i materiali e i metodi impiegati, approfondendo le caratteristiche dei soggetti, la strumentazione utilizzata, il protocollo adottato e le analisi dei dati effettuate. In conclusione, presenta i risultati ottenuti, le discussioni relative ad essi e i piani futuri.

Sommario

1	9	STATO D	DELL'ARTE 1				
	1.0) Intr	oduzione	1			
	1.1	. Mo	tion tracking dell'arto superiore	2			
	1.2	Pre	dizione della traiettoria	15			
2	9	SISTEMI	DI ACQUISIZIONE DEL MOVIMENTO	23			
	2.0) Intr	oduzione ai sistemi di cattura	23			
	2.1	. Sist	ema ottico di cattura del movimento	25			
	2	2.1.1	Sistema stereofotogrammetrico: Optitrack	28			
	4	2.1.2	Software del sistema ottico di cattura: Motive	31			
	2.2	Sist	emi di misura inerziali del movimento	36			
	4	2.2.1	Unità di misura inerziale: Xsens Xbus Kit	40			
	4	2.2.2	Software del sistema inerziale: MT Manager	47			
3	F	PROTOC	OLLI PER L'ANALISI DEL MOVIMENTO	51			
	3.1	. Pro	tocolli per l'analisi del movimento attraverso i sensori inerziali	51			
	3.2	Pro	tocolli per l'analisi del movimento attraverso i sistemi ottici	54			
		3.2.1	Protocolli con Marker Set anatomico	56			
		3.2.2	Costruzione di un Sistema di Riferimento locale	61			
	3	3.2.3	Sistema di Riferimento anatomico e Sistema di Riferimento tecnico	. 64			
4	ŀ	ALGORIT	MO DI ELABORAZIONE E TEST PRELIMINARI	. 67			
	4.1	. Pro	tocollo per l'analisi del movimento attraverso entrambi i sistemi	. 67			
	4	4.1.1	Importazione dati, sincronizzazione temporale e ricampionamento	. 69			
	2	4.1.2	Costruzione di un Sistema di Riferimento fisso sul tavolo da lavoro	. 72			
	4	4.1.3	Segmento Avambraccio: Sistemi di Riferimento anatomico e tecnico	. 76			
	2	4.1.4	Segmento Braccio: Sistemi di Riferimento anatomico e tecnico	. 80			
	2	4.1.5	Segmento Tronco: Sistema di Riferimento anatomico	. 83			
	2	4.1.6	Ricostruzione traiettorie dei marker occlusi	86			

	4.1.7 Riferimento dati dei sensori inerziali agli assi anator4.1.8 Valutazione di angoli articolari		Riferimento dati dei sensori inerziali agli assi anatomici	91
			Valutazione di angoli articolari	93
	4.1.	9	Creazione Database	97
	4.2	Test	t preliminare con gesti base	97
	4.3	Test	t preliminare di "Pick and place"	
5	TES	T SPE	RIMENTALI	
	5.1	Mat	eriali e metodi	
	5.1.	1	Soggetti	
	5.1.	2	Strumentazione	110
	5.1.	3	Protocollo	112
	5.1.	4	Analisi dei dati	115
	5.2	Risu	ıltati e discussioni	
	5.3	Piar	ni futuri	139

1 STATO DELL'ARTE

1.0 Introduzione

Negli ultimi anni, il grande sviluppo di tecnologie di motion capture e tecniche di elaborazione dei segnali hanno fatto sì che gli sforzi dei ricercatori si concentrassero sempre più ardentemente nell'analisi del movimento umano (Filippeschi *et al.*, 2017).



Figura 1.0.1 - Tute di cattura per l'acquisizione ottica dei movimenti.

In particolare, il riconoscimento dell'attività umana, supportata da sistemi di sensoristica specializzati in motion tracking, possiede un enorme potenziale in ambito riabilitativo, industriale e di intrattenimento (Figura 1.0.1).

Nell'ambito delle applicazioni industriali, una delle nuove realtà che sta prendendo sempre più piede è quella di robot capaci di svolgere task industriali e di condividere lo spazio con gli umani che lavorano attorno. La robotica collaborativa può considerarsi sicura se robot e persone riescono a coesistere nello stesso spazio di lavoro. Per la sicurezza, quindi, diventa fondamentale la capacità del robot di individuare gli ostacoli, anche dinamici, come fanno gli umani. Conseguentemente, la macchina deve essere dotata di sistemi che processino i dati rilevati da sensori in modo da estrarre le posizioni dei segmenti del corpo ed evitare collisioni e incidenti (Safeea and Neto, 2019).

In una prima fase di ricerca, si è pensato di approfondire l'analisi del movimento concentrandosi sugli arti superiori, perché considerati i segmenti più coinvolti nei compiti lavorativi industriali. L'analisi di letteratura è stata focalizzata sul motion tracking attraverso l'uso di sensori inerziali.

In una seconda fase, è stata indagata l'esistenza di algoritmi di predizione della traiettoria degli arti superiori che, partendo da dati forniti da sistemi di motion tracking, siano in grado di prevedere la possibile traiettoria che il braccio può tracciare durante lo svolgimento di diversi movimenti.

1.1 Motion tracking dell'arto superiore

Lo sviluppo di una nuova generazione di unità di misura inerziali (Inertial Measurement Units-IMU) basate sulla tecnologia dei sistemi microelettro-meccanici (MEMS) ha dato un nuovo impulso alla ricerca sul motion tracking. I sensori inerziali sono diventati un punto fermo nella cattura del movimento umano finalizzato a diversi scopi.

Esistono diversi sistemi di cattura del movimento che comprendono sistemi ottici, elettromeccanici ed elettromagnetici. I sensori inerziali, nonostante non siano i migliori in termini di accuratezza e precisione, sono molto economici e sono in grado di ottenere risultati soddisfacenti, soprattutto nel monitoraggio non invasivo del movimento. Il grande interesse per questi dispositivi è principalmente motivato dal fatto che superano le limitazioni proprie dei sistemi ottici e meccanici: non soffrono di problemi di occlusione, hanno un campo di lavoro teoricamente illimitato, sono portatili, facili da usare e non invasivi. Tutte queste caratteristiche li rendono adatti ad ambienti di lavoro industriali.

In letteratura, moltissimi lavori hanno come obiettivo l'implementazione di un metodo di motion tracking che possa essere considerato abbastanza accurato e preciso mediante l'uso di unità inerziali a basso costo (Anuar, Salleh and Sahari, 2016). Altri gruppi di lavoro partono dall'analisi del movimento umano per valutare il fattore di rischio che caratterizza certe posture durante lo svolgimento di movimenti lavorativi. Non meno importanti gli studi che basano i propri fini riabilitativi sul monitoraggio della traiettoria degli arti superiori. Infine, una buona parte dei lavori in letteratura si serve del motion tracking per realizzare interazioni tra uomo e macchina (Human-Robot Interface-HRI).

Questi obiettivi principali sono stati individuati utilizzando la seguente stringa:

("motion analysis" OR "motion tracking") AND ("arm" OR "upper limbs") AND ("IMU" OR "inertial motion units" OR "inertial sensors" OR "inertial measurement units") AND ("human-robot interaction" OR "HRI" OR "cooperative environment")

2



Tra gli articoli trovati ne sono stati selezionati diciannove, che sono stati raggruppati in base al proprio scopo nel seguente diagramma a torta (Figura 1.1.1):

Figura 1.1.1 - Diagramma a torta che divide per obiettivi gli articoli riguardanti il motion tracking selezionati in letteratura.

La cattura del movimento del braccio è caratterizzata, oltre che dall'obiettivo per cui viene effettuata, anche da diversi aspetti da tenere in considerazione per poter eseguire nel migliore dei modi il tracciamento della traiettoria degli arti superiori.

Uno degli aspetti fondamentali è il posizionamento dei sensori inerziali sui segmenti del corpo che si vogliono tracciare.

Nella review eseguita da López-Nava, si analizzano 37 articoli che utilizzano unità inerziali per eseguire cattura del movimento. Il 52% di questi si concentrano solo sugli arti superiori. Focalizzandosi su questi articoli, la distribuzione del posizionamento dei sensori è mostrata nella Figura 1.1.2, un diagramma a torta da cui si evince che per ottenere dati soddisfacenti per il motion tracking i segmenti da equipaggiare sono almeno avambraccio e braccio (Lopez-Nava and Angelica, 2016).



Figura 1.1.2 - Diagramma a torta che mostra la distribuzione del posizionamento dei sensori negli articoli che si occupano solo di cattura degli arti superiori (Lopez-Nava and Angelica, 2016).

Questa necessità di posizionare almeno un sensore sul braccio e uno sull'avambraccio viene anche evidenziata negli altri articoli di letteratura selezionati. Inoltre, in base al tipo di analisi del movimento da condurre, possono essere aggiunti altri sensori in altri segmenti in modo da ottenere un numero maggiore di informazioni cinematiche. Per esempio, secondo il protocollo di posizionamento adottato da Mohammadzadeh e dai suoi colleghi, oltre ai due sensori su braccio e avambraccio, è necessario aggiungerne uno sullo sterno (Figura 1.1.3), affinché l'algoritmo di monitoraggio della traiettoria del braccio destro sia ancora più preciso servendosi dei dati provenienti dal tronco (Mohammadzadeh *et al.*, 2015).



Figura 1.1.3 - Posizionamento dei sensori solo su un arto e sullo sterno (Mohammadzadeh et al., 2015).

Una delle ipotesi fondamentali su cui si basa la scelta del numero di sensori da utilizzare e il loro posizionamento riguarda il modello cinematico del braccio adottato e i gradi di libertà (Degrees of Freedom - D.o.F.) assegnati a ciascuna delle articolazioni in esame. Bleser e i suoi colleghi, con il fine di realizzare un metodo di "tracking" soddisfacente, considerano la spalla come un semplice giunto sferico a 3 D.o.F., decidendo di posizionare un sensore per ogni braccio, uno per ogni avambraccio e uno sullo sterno, per un totale di cinque sensori (Bleser, Hendeby and Miezal, 2011). Seppur con la stessa finalità, Peppoloni e i suoi colleghi ipotizzano un modello cinematico che tiene in considerazione l'elevazione della testa dell'omero e la sua profusione, affermando che questi gradi di libertà influenzano l'orientamento spaziale del segmento braccio. Per questo motivo, tengono conto delle traslazioni della scapola posizionando un altro sensore sulla clavicola per un totale di tre sensori (Peppoloni *et al.*, 2013).

Inoltre, si può scegliere di equipaggiare entrambi gli arti simmetricamente o un solo arto in base al movimento considerato. Se il movimento di cui si esegue il tracciamento è simmetrico o riguarda entrambe le braccia, la strumentazione del soggetto raddoppia. Questo è il caso di diversi studi effettuati rispettivamente da Valero (Valero *et al.*, 2017) e Vignais (Vignais *et al.*, 2017), (Vignais *et al.*, 2013), che hanno come scopo comune la stima del fattore di rischio basato sul motion tracking di alcune posture e di alcuni movimenti che coinvolgono entrambi gli arti superiori (Figura 1.1.4).



Figura 1.1.4 - Posizionamento dei sensori su entrambi gli arti (Vignais et al., 2017).

Con il fine di ipotizzare un protocollo di posizionamento più efficace possibile per una cattura accurata, il tipo di movimento analizzato gioca un ruolo fondamentale. Se si considerano movimenti fini, una ragionevole soluzione consiste nel posizionamento di un sensore aggiuntivo sulla mano, inserendo così un altro segmento nel modello cinematico dell'arto superiore, come succede negli articoli elaborati dai gruppi di lavoro di Peppoloni e Bai. Nel primo, infatti, il movimento studiato consiste nella scansione di prodotti eseguita da un cassiere, dove la cattura della posizione e dell'orientamento del segmento mano aiuta a valutare un eventuale sovra sforzo che comporti disordini muscolo-scheletrici (Peppoloni *et al.*, 2014). Al contrario, nel lavoro effettuato da Bai, il segmento della mano è tracciato in modo da verificare che gli esercizi riabilitativi eseguiti dal soggetto siano in linea con i protocolli riabilitativi NHPT e AROM (Bai *et al.*, 2015).

Il movimento sotto esame, che influenza il posizionamento dei sensori, è anch'esso strettamente legato ai gradi di libertà ipotizzati per ogni articolazione del modello cinematico assunto. La maggior parte degli studi che hanno come fine l'implementazione di un metodo accurato per il tracciamento della traiettoria si limita a valutare movimenti che coinvolgono separatamente i gradi di libertà delle varie articolazioni. Nel confronto tra cinque tecniche di motion tracking effettuato da Filippeschi e colleghi nel 2017 (Filippeschi *et al.*, 2017), i movimenti effettuati consistevano in: flesso/estensione del gomito; rotazione, abduzione/adduzione e flesso/estensione della spalla; Al contrario, Peppoloni e colleghi suppongono che la clavicola sia caratterizzata dai movimenti di elevazione/depressione e profusione/retrazione. Quindi, oltre ai movimenti considerati da Filippeschi, studiano anche le due traslazioni della scapola, ritenendole influenti nella cattura del movimento del braccio (Peppoloni *et al.*, 2013).

I movimenti da studiare sono scelti anche funzionalmente all'obiettivo del gruppo di lavoro. Ad esempio, Balbinot e colleghi rilevano la traiettoria degli arti superiori durante esercizi riabilitativi per valutare le difficoltà riscontrate dal paziente nell'eseguirli correttamente (Balbinot, de Freitas and Côrrea, 2015). Movimenti di *pick and place* e di avvicinamento e allontanamento alla zona di lavoro di un braccio robotico sono studiati da Safeea per realizzare un'interfaccia uomo-macchina partendo dalla cattura della traiettoria degli arti superiori (Safeea and Neto, 2019). Infine, come mostrato in Figura 1.1.5, Zhou e colleghi pianificano la traiettoria di un cerchio e di un rettangolo da far seguire al soggetto mentre regge una tazza, con lo scopo di valutare l'accuratezza del sistema di tracciamento basato sugli IMU (Zhou *et al.*, 2008).



Figura 1.1.5 - Traiettorie ideali designate come movimento da studiare per valutare l'accuratezza del "tracking" dell'arto superiore (Zhou et al., 2008).

Questi percorsi predefiniti o l'esecuzione corretta degli esercizi riabilitativi sono uno degli strumenti di validazione utilizzati dai ricercatori. Ad esempio, i percorsi predefiniti adottati da Zhou e colleghi sono utilizzati in combinazione al sistema ottico CODA per confrontare le traiettorie acquisite tramite le unità inerziali e valutarne l'accuratezza (Zhou et al., 2008). Ancora, i gruppi di lavoro di Wang (Wang et al., 2015) e Pellois (Pellois and Brüls, 2018), validano i percorsi registrati dai dati degli IMU attraverso traiettorie definite in partenza. Un altro metodo di validazione molto usato si fonda sul confronto tra gli angoli articolari rilevati da un elettrogoniometro e gli stessi ricostruiti partendo dai dati forniti dai sensori inerziali. Bai e colleghi, oltre al sistema ottico Vicon, usano un elettrogoniometro per valutare l'accuratezza della misura dell'angolo articolare del gomito calcolata a partire dalle accelerazioni e velocità angolari stimate dagli IMU (Bai et al., 2015). Come mostra il diagramma a torta in Figura 1.1.6, Gli articoli redatti per la valutazione della bontà del metodo di motion tracking realizzato si servono spesso dei sistemi ottici come sistema di validazione (Atrsaei et al., 2018). Infatti, in molte applicazioni legate alla cattura del movimento umano, le posizioni di punti di riferimento anatomici sono di interesse. Oltre alle loro ottime prestazioni in termini di accuratezza e precisione, i sistemi ottici sono considerati il "gold standard" più adatto per il confronto di orientamenti e posizioni nello spazio dei segmenti estrapolati a partire dalle informazioni registrate dall'IMU. Ciò è confermato anche dalla review condotta da López-Nava, secondo cui tre quarti dei 37 lavori analizzati basano la validazione delle traiettorie tracciate dalle unità inerziali sull'utilizzo di sistemi ottici (Lopez-Nava and Angelica, 2016), come visibile in Figura 1.1.7.



Figura 1.1.6 - Diagramma a torta che divide per sistemi di validazione utilizzati gli articoli riguardanti il motion tracking selezionati in letteratura.



Figura 1.1.7 - Diagramma a torta che divide per sistemi di validazione utilizzati i 37 articoli in esame (Lopez-Nava and Angelica, 2016).

Oltre alle posizioni e agli orientamenti dei vari segmenti in esame, attraverso i sistemi ottici basati su marker si ricostruiscono anche gli angoli articolari frame per frame, che sono poi confrontati

con quelli ottenuti dalle unità inerziali come operato da Mohammadzadeh (Figura 1.1.8) nel 2015 (Mohammadzadeh *et al.,* 2015).



Figura 1.1.8 - Diagramma di flusso del confronto tra Angoli articolari ottenuti da sistema inerziale e sistema ottico (Mohammadzadeh *et al.*, 2015).

Un altro importante aspetto che influenza il metodo di motion tracking è la strategia di applicazione dei vincoli cinematici. Partendo dall'assunzione che tutti i segmenti del corpo umano sono reputati corpi rigidi, esistono due strategie principali:

- 1. "Straight forward estimation" o "Separate estimation"
- 2. "Combined estimation" o "Joint estimation"

Secondo la prima strategia, scelta per esempio dal gruppo di lavoro di Yun (Yun and Bachmann, 2006), la posizione e orientazione di ogni segmento sono stimate come se il segmento fosse disconnesso da quelli adiacenti, indipendentemente l'uno dall'altro. I dati provenienti dall'unità inerziale sistemata su quel segmento vengono combinati per ottenerne un'orientazione rispetto ad un sistema di riferimento globale che è comune a tutti i segmenti. Solo dopo aver calcolato

l'orientazione, possono essere eventualmente implementati dei vincoli cinematici per affinare la stima (Peppoloni *et al.*, 2013).

La seconda strategia consiste nell'integrare l'algoritmo di calcolo con un modello cinematico che tenga in considerazione i vari segmenti allo stesso tempo mediante dei vincoli anatomici, come ad esempio limitazioni degli angoli articolari o vincoli geometrici. Una delle strategie più comuni consiste nell'ipotizzare l'angolo di abduzione del gomito prossimo allo zero, limitando un grado di libertà dell'articolazione in questione (Tian *et al.*, 2015). La strategia "Combined estimation" può, inoltre, ridurre il problema di "drift" che caratterizza gli accelerometri dei sensori inerziali, fornendo dei risultati più consistenti rispetto alla prima (Filippeschi *et al.*, 2017).

Secondo la review a cura di López-Nava (Lopez-Nava and Angelica, 2016), il numero di articoli che sceglie una strategia piuttosto che un'altra è piuttosto simile. Infatti, dei 37 articoli analizzati, 19 applicano vincoli geometrici alla superficie o vincoli cinematici all'algoritmo di stima dell'orientazione dei segmenti, mentre 18 trattano i vari segmenti in modo indipendente per poi applicare i vincoli a posteriori (Figura 1.1.9).



Figura 1.1.9 - Diagramma a torta che raggruppa per tipo di strategia di applicazione dei vincoli i 37 articoli in esame(Lopez-Nava and Angelica, 2016).

Diversamente da questa distribuzione abbastanza equa rilevata dalla review di López-Nava, la strategia che considera contemporaneamente i segmenti del corpo secondo un modello cinematico è preponderante negli altri lavori presi in esame Figura (1.1.10). Infatti, l'integrazione nell'algoritmo di calcolo della traiettoria dell'arto superiore sia delle geometrie che delle limitazioni nei movimenti dei segmenti e negli angoli articolari è ritenuta fondamentale per ottenere una stima più consistente e aderente alla realtà.



Figura 1.1.10 - Diagramma a torta che raggruppa per tipo di strategia di applicazione dei vincoli gli articoli riguardanti il motion tracking selezionati in letteratura.

Il tracciamento della traiettoria degli arti superiori mediante l'uso di sensori inerziali è quindi condizionato da moltissimi aspetti che devono essere trattati approfonditamente affinché la stima sia accurata quanto quella di un sistema di cattura preciso come quelli ottici o meccanici, ma più vantaggiosa dal punto di vista economico e dell'invasività.

Nel seguito viene riportata la Tabella 1.1.1 con gli articoli esaminati in letteratura. È composta da cinque colonne: nella prima vengono riportati titolo dell'articolo e autori; nella seconda l'obiettivo che si pongono gli autori; la terza contiene invece il posizionamento dei sensori inerziali sui segmenti corporei; nella quarta è definito il sistema di validazione utilizzato e infine nell'ultima colonna sono elencati i movimenti effettuati dai soggetti di ogni studio.

ARTICOLI	OBIETTIVO	POSIZIONAMENTO	VALIDAZIONE	MOVIMENTI
"Human Arm Motion Tracking by Inertial / Magnetic Sensors Using Unscented Kalman Filter and Relative Motion Constraint" Atrasaei et al. (2018)	Sistema di motion tracking accurato	 1 sensore su braccio 1 sensore su avambraccio 	Sistema ottico Vicon	 Abduzione braccio di 90° Flesso/estensione avambraccio
"Development of A Low Cost Upper Limb Motion Tracking System with Real-Time Visual Output" <i>Anuar et al. (2016)</i>	Sistema di motion tracking accurato	 1 sensore su braccio 1 sensore su avambraccio 	Elettrogoniometro	Rotazioni nei 3 assi da 0 a 180° a passi di 10°
"Upper limb motion tracking with the integration of IMU and Kinect" <i>Tian et al. (2015)</i>	Sistema di motion tracking accurato	 1 sensore su braccio 1 sensore su avambraccio 	No validazione	Tester seduto, porta la mano in bocca partendo dal bracciolo
"Use of multiple wearable inertial sensors in upper limb motion tracking" Zhou et al. (2008)	Sistema di motion tracking accurato	 1 sensore su braccio 1 sensore su avambraccio 	Percorso predefinito + Sistema ottico <i>CODA</i>	 Disegno di un cerchio e di un quadrato su un banco. Raggiungere un oggetto, scrollamento spalla, rotazione avambraccio.
"Feasibility of a Wearable, Sensor- based Motion Tracking System" <i>Mohammadzadeh et</i> <i>al (2015)</i>	Sistema di motion tracking accurato	 1 sensore su braccio 1 sensore su avambraccio 1 sensore su petto 	Sistema ottico Optitrack	 Abduzione braccio di 90° Flesso/estensione avambraccio
"Survey of motion tracking methods based on inertial sensors: A focus on upper limb human motion" <i>Filippeschi et al (2017)</i>	Sistema di motion tracking accurato	1 sensore per ogni segmento considerato	Sistema ottico Vicon	 Flesso/estensione gomito Abduzione/adduzione, flesso/estensione spalla
"Design, Implementation, and Experimental Results of a Quaternion-Based Kalman Filter for Human Body Motion Tracking" Yun et al. (2006)	Sistema di motion tracking accurato	 1 sensore su braccio 1 sensore su avambraccio 	No validazione	/

Tabella 1.1.1 – Tabella riassuntiva degli articoli esaminati in letteratura riguardanti il motion tracking.

"Using egocentric vision to achieve robust inertial body tracking under magnetic disturbances" <i>Bleser et al. (2011)</i>	Sistema di motion tracking accurato	 2 sensori sulle braccia 2 sensori sugli avambracci 1 sensore sul petto 	No validazione	Martellata e avvitamento
"A novel 7 degrees of freedom model for upper limb kinematic reconstruction based on wearable sensors" <i>Peppoloni et al.</i> (2013)	Sistema di motion tracking accurato	 1 sensore su clavicola 1 sensore su braccio 1 sensore su avambraccio 	Sistema ottico Vicon	 Flesso/estensione gomito Abduzione/adduzione, flesso/estensione, rotazione spalla Prono/supinazione avambraccio Traslazione scapola
"Analysis of construction trade worker body motions using a wearable and wireless motion sensor network" Valero et al. (2017)	Fattore di rischio di posture e movimenti lavorativi	 2 sensori sulle braccia 1 sensore in alto sulla schiena 1 sensore in basso sulla schiena 2 sensori sulle cosce 2 sensori sulle gambe 	No validazione	Raccolta, sollevamento e posizionamento di mattoni
"Physical risk factors identification based on body sensor network combined to videotaping" <i>Vignais et al. (2017)</i>	Fattore di rischio di posture e movimenti lavorativi	 2 sensori sulle braccia 2 sensori sugli avambracci 1 sensore sulla testa 1 sensore sul petto 1 sensore sul bacino 	No validazione	Pulizia di filtri medicali
"Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing" <i>Vignais et al. (2013)</i>	Fattore di rischio di posture e movimenti lavorativi	 2 sensori sulle braccia 2 sensori sugli avambracci 1 sensore sulla testa 1 sensore sul petto 1 sensore sul bacino 	No validazione	Operazioni manuali di tipo industriale
"(WMSDs issue) A novel wearable system for the online assessment of risk for biomechanical load in repetitive efforts" <i>Peppoloni et al.</i> (2014)	Fattore di rischio di posture e movimenti lavorativi	 1 sensore su braccio 1 sensore su avambraccio 1 sensore su mano 	No validazione	Scannerizzazione dei prodotti in cassa
"Use of inertial sensors as devices for upper limb motor monitoring exercises for motor rehabilitation" Balbinot et al. (2015)	Riabilitazione	 1 sensore su braccio 1 sensore su avambraccio 	Percorso predefinito	Esercizi riabilitativi

"Quantitative Assessment of Upper Limb Motion in Neurorehabilitation Utilizing Inertial Sensors" Bai et al. (2015)	Riabilitazione	 1° prova 1 sensore su clavicola 1 sensore su braccio 1 sensore su avambraccio 1 sensore su mano 2° prova 1 sensore su avambraccio 	Sistema ottico <i>Vicon</i> + Elettrogoniometro	Protocollo riabilitativo NHPT e AROM
"Human motion tracking control for humanoid robot based on the optimized motion retargeting" Wang et al. (2015)	Interazione Uomo- Macchina	Sensori posizionati su tutti e 14 i segmenti del modello cinematico	Percorso predefinito	/
"Human arm motion tracking using IMU measurements in a robotic environnement" <i>Pellois et al. (2018)</i>	Interazione Uomo- Macchina	Sensori posizionati su un braccio robotico	Percorso predefinito	/
"Minimum distance calculation using laser scanner and IMUs for safe human-robot interaction" Safeea et al. (2019)	Interazione Uomo- Macchina	 2 sensori sulle braccia 2 sensori sugli avambracci 1 sensore sul petto 	No validazione	 Pick & place Passaggio del soggetto accanto al robot

1.2 Predizione della traiettoria

Le informazioni cinematiche e spaziali registrate da sistemi di motion capture del movimento come i sensori inerziali o i sistemi ottici, possono essere utilizzate come database per algoritmi in grado di prevedere la traiettoria seguita dagli arti superiori durante l'esecuzione di un'attività. Per validare le informazioni ricavate dalla cattura si può utilizzare un altro sistema di acquisizione e lo si prende come riferimento (Figura 1.2.1).



Figura 1.2.1 - Comparazione tra un'acquisizione effettuata con il "gold standard" e la ricostruzione generata dall'algoritmo di predizione.

È stata generata la seguente stringa:

("Trajectory prediction" OR "trajectory prevision" OR "trajectory planning" OR "motion prediction" OR "human motion" OR "predictive algorithm") AND ("arm" OR "upper limbs" OR "limbs") AND ("human-robot interaction" OR "HRI" OR "cooperative environment") trovando due filoni legati alla predizione del movimento.

Il primo filone si basa sulla registrazione di azioni note e definite in modo da costruire una libreria con diversi campioni per ogni specifica classe di movimento. Effettuando un movimento, un classificatore all'interno dell'algoritmo di predizione confronta i primi frame con i corrispettivi frame dei campioni della libreria. Quando trova corrispondenza con uno dei movimenti, assegna il gesto alla categoria del movimento più simile. Inoltre, sulla base di questa classificazione, si predice come sarà la traiettoria da quel momento fino alla conclusione del gesto basandosi sul modello di appartenenza. La probabilità di errore di classificazione decresce man mano che si verifica l'abbinamento a una delle curve della libreria e che la traiettoria viene predetta. La Figura 1.2.2 mostra un esempio del ragionamento seguito dal primo filone. Si analizza la traiettoria parziale in esame paragonandola a categorie di gesti predefiniti in modo da assegnarla a quella più simile predicendo i punti successivi.



Figura 1.2.2 - Primo filone strategico della predizione della traiettoria.

Il secondo filone non parte da modelli già predefiniti. Basandosi sulla traiettoria generata dall'istante t_0 all'istante t_n , l'algoritmo di predizione riesce a prevedere la posizione occupata dal corpo nei pochi istanti successivi. Rispetto al primo filone la previsione è relativa a un intervallo di tempo più corto e la probabilità di predizione corretta è più bassa. Per contro, può essere predetta qualsiasi traiettoria e non solo quella relativa ai pochi movimenti specifici inseriti nel database. La zona in cui la traiettoria viene predetta si apre a ventaglio in funzione della probabilità di occupare un punto dello spazio piuttosto che un altro (Figura 1.2.3). L'ampiezza del ventaglio si può ridurre in due modi: conoscendo i possibili punti in cui termina la traiettoria e considerando i vincoli fisiologici imposti dai range of motion delle articolazioni e dalle misure antropometriche dei segmenti del soggetto.



Figura 1.2.3 - Secondo filone strategico della predizione della traiettoria.

In letteratura, la maggior parte degli articoli appartengono alla prima strategia. Sono stati selezionati quattro lavori che seguono questo filone. Seppur attuando la predizione della traiettoria per scopi totalmente diversi, questi gruppi di lavoro partono dalla costruzione di un proprio database. Esso è costituito da informazioni che riguardano diverse variabili cinetiche caratteristiche di differenti tipi di movimenti. Ad esempio, il gruppo di lavoro di Gardner definisce 4 tipi di presa di un oggetto e quindi costruisce un database con diverse variabili per ognuno di questi 4 movimenti. Successivamente, attraverso dei sensori inerziali posizionati su avambraccio e braccio, si estrapolano dei dati di traiettoria che vengono elaborati dall'algoritmo di predizione. Quest'ultimo assegna la traiettoria che l'arto sta tracciando a una delle quattro categorie di presa e inoltre controlla la mano protesica a cui è collegato per agevolarla a svolgere quel tipo di raccolta (Gardner *et al.*, 2015). Per costruire il data-set possono essere utilizzati anche altri strumenti oltre alle unità inerziali; ad esempio, Xuel e colleghi si servono di un sensore Kinect per registrare vari movimenti che possano servire all'algoritmo implementato su un robot a creare un ambiente favorevole all'interazione uomo-macchina basandosi sulla prima strategia di predizione (Xuel *et al.*, 2019).

A tal proposito, diversi articoli si servono di algoritmi di predizione della traiettoria del movimento umano al fine di manipolare un robot che possa svolgere dei compiti nello stesso ambiente di lavoro del soggetto in questione (Figura 1.2.4 e Figura 1.2.5). Perez-D'Arpino e colleghi hanno suddiviso in 12 classi diverse dei movimenti di raccolta degli arti superiori, creando una libreria di movimenti; un classificatore Bayesiano implementato all'interno di un robot attinge da questa libreria per predire la traiettoria che seguirà il soggetto e fare in modo che la macchina non ostacoli il soggetto con cui coopera (Perez-D'Arpino and Shah, 2015).



Figura 1.2.4 - (a) Esperimento senza predizione del movimento umano (avviene collisione).



Figura 1.2.5 - (b) Esperimento con predizione del movimento umano.

Una strategia diversa dalla costruzione del database, ma comunque in linea con il primo filone individuato è quella del "Gaussian Mixture Model (GMM)". Questa Consiste nel definire un modello di movimento che racchiude in pochi parametri un tipo di gesto. Ad esempio, Mainprice crea una libreria di movimenti dividendoli in otto categorie e successivamente, mediante algoritmi statistici, definisce per ognuna delle categorie un modello che racchiude le caratteristiche più rappresentative di quella classe. In seguito, la traiettoria parziale tracciata dal sistema di acquisizione viene confrontata direttamente con i modelli e non con tutti i campioni che fanno parte del database. Il modello GMM più conforme sarà poi preso come traiettoria di riferimento per migliorare la cooperazione tra il robot e il soggetto (Mainprice and Berenson, 2013).

Per quanto riguarda il secondo filone strategico, i lavori presi in considerazione sono tre. Ad esempio, Il gruppo di lavoro di Wang ha anch'esso come scopo un'interazione uomo-robot che eviti collisioni predicendo la traiettoria degli arti superiori, ma è legato al secondo filone di predizione, indipendente da delle classi di gesti predefinite (Wang *et al.*, 2017). Infatti, questi ricercatori implementano un sistema di predizione dei movimenti basato su immagini raccolte da una videocamera montata su un braccio robotico che è in grado di predire statisticamente il volume di spazio che andrà ad occupare la mano del soggetto di fronte alla macchina, per poi ripianificare la traiettoria di quest'ultima al fine di evitare collisioni (Figura 1.2.6).



Figura 1.2.6 - Setup sperimentale utilizzato dal gruppo di lavoro di Wang (Wang et al., 2017).

Ghosh e colleghi, che hanno come obiettivo la realizzazione di un algoritmo di predizione sufficientemente accurato, implementano un metodo a due componenti che sposa la filosofia del secondo filone. Il primo blocco riesce a predire i pochi istanti successivi basandosi sulla traiettoria letta dall'istante iniziale fino a quel momento, e successivamente il secondo sistema ottimizza la traiettoria eliminando i rumori di fondo e fornendo una predizione più accurata (Ghosh *et al.*, 2018). Anche Bütepage e colleghi desiderano realizzare un sistema di predizione accurato, non servendosi di modelli predefiniti e quindi seguendo la seconda strategia di predizione (Bütepage *et al.*, 2017). Questo gruppo di lavoro, infatti, ha testato tre diversi algoritmi, verificando che il più accurato sia quello caratterizzato da una conoscenza gerarchica delle articolazioni del corpo umano e del loro range di movimento. Come affermato precedentemente, la predizione degli istanti successivi basati sulla seconda strategia può risultare più precisa se si definiscono delle condizioni al contorno che diminuiscono la probabilità di occupare un certo punto dello spazio.

Un aspetto che hanno in comune tutti gli articoli trovati in letteratura che appartengono alla seconda strategia di predizione, è l'uso di database costruiti precedentemente su cui basare l'allenamento dell'algoritmo di predizione. Il più completo e utilizzato in bibliografia è il "Database Human 3.6M" realizzato da Ionescu e colleghi (Ionescu *et al.*, 2014). Si tratta di una raccolta delle coordinate 3D delle posizioni delle articolazioni in 15 scenari differenti eseguiti da 11 soggetti e acquisite tramite 4 telecamere digitali, 10 "MoCap cameras" e un sensore "Time of Flight". Un altro database molto utilizzato in letteratura è il "CMU MoCap" generato dal gruppo di lavoro di De La Torre, il quale ha raccolto i dati dei movimenti utilizzando sia 12 telecamere Vicon che 5 sensori inerziali (De La Torre, Hodgins and Bargteil, 2008). Infine, il gruppo di lavoro di Holden ha

raccolto nel 2016 dati provenienti da 4 altri dataset convertendoli tutti in posizioni 3D delle articolazioni e riadattandoli dopo aver raccolto a campione delle lunghezze antropometriche (Holden, Saito and Komura, 2016).

Basandosi sulle informazioni archiviate in questi enormi database, gli algoritmi appartenenti alla seconda strategia di predizione confrontano la traiettoria corrente con quelle generate durante l'allenamento, cercando di interpretare al meglio quale sia il volume di spazio che verrà occupato negli istanti successivi dagli arti superiori. Ad esempio, Ghosh e colleghi prendono in considerazione l'80% dei database selezionati per allenare il proprio sistema, mentre il restante 20% per testarlo (Ghosh *et al.*, 2018). Ancora, il gruppo di lavoro di Bütepage, diversamente da quanto fatto dai colleghi precedenti, utilizza il database "CMU MoCap" per allenare il proprio algoritmo, mentre lo testa utilizzando il database "Human 3.6M" (Bütepage *et al.*, 2017).

Al contrario, gli algoritmi realizzati dai gruppi di lavoro che sposano la prima strategia di predizione, si fondano su database prodotti da loro stessi, effettuando una raccolta di traiettorie iniziali. Il fine ultimo è dividere in categorie definite le varie traiettorie per poi confrontarle con la traiettoria corrente durante la predizione e assegnarla alla categoria di movimento più simile.

Nella Tabella 1.2.1 si evidenziano le parti più interessanti degli articoli riguardanti la predizione della traiettoria. Oltre al titolo del lavoro e gli autori inseriti nella prima colonna, si elencano i gesti raccolti nel database di allenamento dell'algoritmo di predizione nella seconda colonna e il rispettivo database nella terza. Si riportano poi il numero di soggetti e il genere, dove specificato, che hanno effettuato i movimenti elencati in colonna 2. L'ultima colonna invece riassume le strumentazioni utilizzate per acquisire i gesti raccolti nel database.

ARTICOLI	GESTI	FONTE	SOGGETTI	STRUMENTAZIONE
"Learning human motion models for long-Term predictions" Ghosh et al. (2018)	 Walking Eating Discussion Smoking 	 Database Human 3.6M [2014] Holden et al. [2016] 	• 11 (6 M; 5 F)	 4 telecamere digitali 10 MoCap cameras 1 ToF sensor
"Deep representation learning for human motion prediction and classification" <i>Bütepage et al.</i> (2017)	WalkingBoxingWaving	 Database Human 3.6M [2014] CMU MoCap [2008] 	 11 (6 M; 5 F) 5 	 4 telecamere digitali 10 MoCap cameras 1 ToF sensor 12 telecamere VICON

Tabella 1.2.1 – Tabe	lla riassuntiva deal	i articoli analizzati	dalla letteratura.
100010 11212 1000	ia massantira acqu		

"Predicting human				
trajectory with	Cup grasping			
virtual HRI	Chocolate	Proprio database	6	Kinect
environment"	laying			
Xuel et al. (2019)				
"Collision-free	• Cup: drink,			
trajectory planning in	pound, shake,			
human-robot	move, pour;			
interaction through	• Stone: pound,			
hand movement	move, play,			
prediction from	grind, carve;			
vision"	• Sponge:	E		
Wang et al. (2017)	 squeeze, flip, wash, wipe, scratch; Spoon: scoop, stir, hit, eat, sprinkle Knife: cut, chop, poke a hole, peel, spread 	 Fermuller et al. [2016] Proprio dataset D, 	4	Telecamera digitale
"Human-robot				
collaborative				
manipulation				
planning using early	8 Different cup	Proprio database	/	Kinect
prediction of human	grasping			
motion"				
(2012)				
(2013) ((5t)				
Fast target				
roaching motion for				
robot manipulation	12 Different	Pronrio database	1	/
tasks using time	grasping		,	
series classification"				
Perez-D'Arpinio				
(2015)				
"Motion-based grasp				
selection: Improving				
traditional control				
strategies of	4 Different	Proprio database	/	2 IMU
myoelectric hand	grasping	,	,	
prosthesis"				
Gardner et al. (2015)				

2 SISTEMI DI ACQUISIZIONE DEL MOVIMENTO

2.0 Introduzione ai sistemi di cattura

L'acquisizione di un movimento comporta il rilevamento, la digitalizzazione e la registrazione dell'oggetto coinvolto. Il corpo umano è il soggetto principale del monitoraggio realizzato dai sistemi di analisi del movimento. In particolare, il sistema muscolo-scheletrico è composto da una serie di segmenti articolati che possono essere considerati dei corpi rigidi.

Ogni segmento viene descritto nello spazio attraverso sei parametri indipendenti, detti anche gradi di libertà, che ne esprimono la posizione e l'orientamento. L'obiettivo del sistema motion capture è quello di descrivere quantitativamente il movimento nello spazio dei segmenti attraverso la variazione della loro posizione e del loro orientamento (Figura 2.0.1).



Body Segment

Joint Axis

Figura 2.0.1 - Modellizzazione dei segmenti come corpi rigidi e delle articolazioni umane con i relativi orientamenti nello spazio.

Gli acquisitori possono generare informazioni riguardanti solo la posizione, solo l'orientamento oppure entrambe le informazioni dei segmenti in analisi. Ad esempio, i sensori inerziali restituiscono solo l'orientamento del segmento su cui sono collocati, mentre le acquisizioni eseguite attraverso sistemi stereofotogrammetrici forniscono informazioni riguardanti sia la posizione che l'orientamento dei segmenti in esame.

Le tipologie dei sistemi di monitoraggio si dividono principalmente in due categorie:

- Sistemi ottici, basati sull'uso di telecamere esterne al soggetto da analizzare;
- Sistemi non ottici, i quali comprendono sensori che vengono indossati dal soggetto di cui si vuole studiare il movimento.

I sistemi più utilizzati sono quelli ottici, che si differenziano in base all'uso o meno di marker per individuare i punti di interesse. Meno utilizzati i sensori non ottici, fondati su tecnologie diverse come i sensori elettromeccanici, elettromagnetici e inerziali.

Per scegliere quale sia il sistema di monitoraggio più indicato esistono dei criteri di valutazione in base ai quali un sistema è più adatto ad uno scopo piuttosto che ad un altro. I principali sistemi di valutazione di un sistema di motion capture sono elencati nella Tabella 2.0.1:

CRITERIO DI VALUTAZIONE	DEFINIZIONE
Risoluzione	Valore minimo con il quale si distinguono due punti che sono
monulone	in due posizioni diverse.
	Stabilità della misura effettuata. Se si valuta la posizione
Jitter	imposta di un oggetto con un sensore di motion capture, lo si
	potrebbe vedere vibrare attorno alla sua posizione.
Drift	Errore di misura del sensore che, dato l'oggetto fermo, lo vede
biiit	muoversi lentamente nello spazio.
lag	Ritardo temporale tra la misura e la disponibilità del dato
	misurato.
Frequenza di	Numero di volte al secondo in cui un segnale viene
campionamento	discretizzato.
Campo di misura	Volume o lunghezza che il sistema può coprire.
Interferenza e rumore	Disturbi a cui il sistema è soggetto e valutazione della loro
	accettabilità.

Tabella 2.0.1 – Criteri di valutazione di un sistema di motion capture.

Ad esempio, i sistemi stereofotogrammetrici sono molto accurati e presentano un'ottima risoluzione, tuttavia possono coprire un campo di misura limitato e sono molto costosi se finalizzati ad un ambiente industriale di cooperazione uomo-robot che comprende numerose postazioni di lavoro. A differenza dei sistemi ottici, i sensori inerziali possono coprire un campo illimitato di misura e presentano un prezzo più contenuto, ma soffrono di "drift" e di disturbi magnetici, soprattutto in ambienti industriali.
2.1 Sistema ottico di cattura del movimento

Nel campo della biomeccanica, i sistemi stereofotogrammetrici sono molto utilizzati per realizzare un'analisi quantitativa del movimento umano. Su ogni segmento del corpo sono fissati due o più marker per identificare la posizione e l'orientamento di ogni segmento in tre dimensioni. I recenti progressi nei software di riconoscimento delle immagini hanno portato allo sviluppo di sistemi di monitoraggio ottici "markerless". Questi sistemi utilizzano un software avanzato di riconoscimento delle immagini per localizzare direttamente i segmenti anatomici e i centri articolari nell'immagine video senza l'utilizzo di marker collocati sui segmenti in esame (Peter M McGinnis, 2013).

Tipicamente un classico sistema di analisi del movimento include:

- Una o più videocamere digitali;
- Un set di marker da posizionare sul soggetto;
- Un software specifico per la rappresentazione digitale del movimento.

I marker utilizzati possono essere passivi o attivi. I marker passivi sono delle semisfere o sfere di plastica ricoperte da uno strato riflettente che permette di evidenziarli se illuminati da luce infrarossa. Invece, i marker attivi sono di solito diodi emettitori di luce (LED) che si accendono in una certa sequenza e ad una certa frequenza. In entrambi i casi, telecamere specializzate ne rilevano la presenza e il software del computer ne determina la posizione delle coordinate (Figura 2.1.1).



Figura 2.1.1 - Esempio di Marker passivo a sinistra e Marker attivo a destra.

I marker passivi vengono illuminati tutti contemporaneamente, a differenza dei marker attivi che si accendono uno alla volta alla stessa frequenza della telecamera (sistema multiplexato). A tal proposito, le telecamere forniscono immagini bidimensionali sequenziali del movimento a intervalli di tempo specifici a seconda della velocità della telecamera. In un'unica immagine, la posizione del corpo e delle sue parti possono essere misurate in relazione l'una all'altra o a un riferimento fisso nel campo visivo. Nelle immagini successive è possibile determinare i cambiamenti di posizione e di orientamento. Il tempo trascorso tra due fotogrammi consecutivi può essere calcolato dalla frequenza di campionamento della telecamera. Ad esempio, il tempo tra due fotogrammi adiacenti di video registrati da una telecamera azionata a 120 fotogrammi al secondo è di 1/120 di secondo o 0,0833 secondi (Peter M McGinnis, 2013). In un sistema multiplexato, però, la frequenza di campionamento è legata al numero di marker attivi collocati sul soggetto: se per esempio la telecamera è implementata a 120 fotogrammi al secondo e i marker attivi da monitorare sono 4, la frequenza di campionamento della cattura si riduce a 30 Hz perché ogni marker viene visualizzato ogni 4 fotogrammi.

I pro e contro riguardanti l'utilizzo di una delle due tipologie di marker sono raccolti nella Tabella 2.1.1:

MARKER PASSIVI	MARKER ATTIVI
Non necessita alimentazione	Necessita alimentazione
Necessita un dispositivo illuminante a lunghezza d'onda infrarossa (780-820 nm)	Non necessita dispositivi aggiuntivi di illuminazione e opera al buio
Hanno bisogno di luce ambientale adeguata	Lavorano in qualsiasi condizione ambientale
Pre-processing necessario per identificare e classificare i marker	Ogni marker si accende uno per volta e non necessita una identificazione antecedente
Tempo di osservazione illimitato	La batteria si scarica quindi il tempo di osservazione è limitato
Non hanno bisogno di sincronizzazione dei cavi	Hanno bisogno di sincronizzazione dei cavi
Cavi meno ingombranti per i soggetti	Cavi ingombranti per i soggetti
Frequenza di campionamento che dipende unicamente dalle caratteristiche della telecamera	Frequenza di campionamento che dipende dal numero di marker utilizzati

Tabella 2.1.1 - Pro e contro dei set composti da marker attivi e passivi.

Ogni telecamera registra un movimento bidimensionale sul piano. Per ottenere le coordinate di un corpo in 3 dimensioni occorrono due o più telecamere. Infatti, i software che partendo dai dati 2-D di ogni telecamera forniscono informazioni 3-D delle coordinate dei punti in esame si basano sul concetto di visione binoculare o stereoscopica umana. Essa avviene quando la parte del singolo campo visivo monoculare dell'occhio destro può sovrapporsi alla stessa parte visibile anche dal singolo campo visivo monoculare dell'occhio sinistro. In questo modo, si forma una singola immagine binoculare, portando il cervello a percepire un'immagine tridimensionale. Allo stesso modo, i software forniscono le coordinate x, y, z di un punto rispetto a un sistema di riferimento fisso, partendo dalle coordinate sul piano del punto fornite dalle telecamere (Figura 2.1.2).



Figura 2.1.2 - Visione binoculare umana contrapposta all'applicazione di stereofotogrammetria del software di cattura del movimento.

Per tracciare la traiettoria di un corpo attraverso un sistema ottico di motion capture, gli step da seguire sono tradizionalmente i seguenti (Figura 2.1.3):

- Si esegue la calibrazione delle telecamere usando un oggetto dalle dimensioni note e con i marker in posizioni e distanze fisse. Alcuni sistemi di acquisizione sono caratterizzati da telecamere auto-calibranti.
- 2. Successivamente si passa alla vera e propria registrazione del movimento, dopo aver posto i marker sui punti di interesse del corpo.
- Servendosi del software relativo alle telecamere, si è in grado di ricostruire nello spazio 3-D il movimento a partire dalle immagini bidimensionali.
- 4. A questo punto si passa al riconoscimento e all'etichettatura dei vari punti frame per frame.
- 5. Solo quando tutti i marker sono stati etichettati, si può procedere all'elaborazione delle coordinate, alla costruzione di corpi rigidi e all'analisi del moto.



Figura 2.1.3 - Vari step seguiti per acquisire attraverso un sistema ottico.

2.1.1 Sistema stereofotogrammetrico: Optitrack

Una delle aziende leader nel settore dei sistemi di cattura ottici è la NaturalPoint. Fondata nel 1996, attraverso la sua linea Optitrack ha rilasciato sul mercato diverse soluzioni per il tracking del movimento. Uno dei prodotti più utilizzati in questo campo è il sistema di cattura di movimento chiamato V120: Trio (Figura 2.1.4). È caratterizzato da una barra che comprende tre telecamere a luce infrarossa in un unico sistema. Inoltre, la telecamera centrale lavora anche nello spettro del visibile, permettendo registrazioni video tradizionali. È un sistema di cattura che appartiene alla categoria "out the box motion tracking", ovvero le telecamere sono esterne al soggetto che si vuole analizzare.



Figura 2.1.4 - A sinistra la barra V120: Trio sul suo treppiedi, mentre a destra una foto della barra V120: Trio.

Ogni barra è autonoma e caratterizzata da una pre-calibrazione eseguita in fabbrica. Quindi non è necessario effettuare lo step di calibrazione spiegato prima essendo pronta all'uso una volta

avviato il software. Anche se pre-calibrata, mantiene comunque un'accuratezza sotto il millimetro anche nella registrazione di movimenti molto veloci, con una velocità limite di 120 frame per secondo. All'interno del kit V120: Trio (Figura 2.1.5) si trovano i seguenti componenti:

- 1 V120: Trio (Figura 2.1.6)
- 1 Guida introduttiva rapida
- 1 alimentatore universale 12V
- 1 cavo uplink USB (5 metri)
- 1 Set di 5 marker riflettenti rigidi (7-16 pollici)
- 1 Set di 5 basi rigide per marker (1 pollice)
- 1 Hand rigid body



Figura 2.1.5 - Kit V120: Trio.



Figura 2.1.6 - Dimensioni della barra V120: Trio.

Inoltre, la telecamera supporta una varietà di immagini pre-processate, con conseguente riduzione della larghezza di banda e del carico della CPU e un monitoraggio del movimento più efficiente. I dati raccolti possono essere salvati in formato C3D O CSV per essere analizzati oppure trasmessi in tempo reale ad altre piattaforme.

L'alimentazione, la trasmissione dei dati e la sincronizzazione esterna sono tutti permessi tra la scatola di sincronizzazione I/O-X e la barra di tracciamento tramite un unico cavo (Figura 2.1.7). La sincronizzazione esterna in/out è supportata dalla scatola di sincronizzazione inclusa nel kit.



Figura 2.1.7 - Plug-in Hardware with I/O-X box.

La Tabella 2.1.2 mostra tutte le specifiche del sistema Optitrack V120: Trio:

Tabella 2.1.2 - Specifiche tecniche sistema Optitrack V120: Trio.

SPECIFICHE TECNICHE		
Larghezza	584.22 mm	
Altezza	40.6 mm	
Profondità	50.8 mm	
Peso	1.3 Кg	
Mounting	1/4''-20 tripod head	
Display	128 x 22 OLED	
Risoluzione	640 x 480	
Frequenza di campionamento	30, 60, 120 FPS	
Accuratezza	Sotto il millimetro	
Latenza	8.333 ms	
Velocità d'otturazione minima	20 µs	
Lenti	M12 standard	
Camere di destra e di sinistra	Filtro passabanda IR 800 nm	
Camera centrale	Filtro passabanda IR 800 nm/ filtro Switcher	

LED Rings	Numero di LED: 26 (x3) Lunghezza d'onda: 850 nm IR Illuminazione Strobe o continua Luminosità regolabile
Alimentazione	12V @ 3°
Sincronizzazione	Interna o esterna (via I/O-X)
Requisiti sistema	Windows 2000/XP/Vista/7 Processore di 1GHz

2.1.2 Software del sistema ottico di cattura: Motive

Optitrack ha implementato il software chiamato Motive (Figura 2.1.8) per poter controllare tutti i propri dispositivi ottici di cattura del movimento, tra cui anche V120: Trio. Il programma viene utilizzato principalmente per monitorare il tracciamento, calibrare e configurare il sistema di cattura e successivamente per acquisire ed elaborare i dati 3-D generati dalla registrazione.



Figura 2.1.8 - Logo dell'ultima versione del software Motive in commercio: 2.2.

La registrazione acquisita possiede dati riguardanti la calibrazione delle telecamere, i dati 2-D provenienti da ogni singola telecamera, che vengono automaticamente utilizzati per ricostruire le informazioni 3-D dei marker e, infine, i modelli di cattura e i dati provenienti dai dispositivi addizionali di cattura. Il file contenente tutti i dati si trova in formato TAK (Take) (Figura 2.1.9).



Figura 2.1.9 - Esempio di file in formato Tak del software Motive.

Per quanto concerne i dati 3-D, sono caratterizzati da 3 colonne numeriche che si riferiscono alle coordinate di un sistema di riferimento proprio della barra V120: Trio. Si tratta di un sistema di riferimento locale la cui origine è posizionata sulla telecamera centrale. L'asse y è perpendicolare al piano su cui la barra si poggia, l'asse z è invece perpendicolare al piano su cui giacciono le lenti e infine l'asse x forma una terna ordinata levogira con gli altri due assi (Figura 2.1.10).



Figura 2.1.10 - Barra V120: Trio con il rispettivo sistema di riferimento locale.

Il confronto tra immagini 2-D prodotte dalle singole telecamere e immagini 3-D ricostruite automaticamente dal software è possibile grazie alle due modalità di visualizzazione: "Camera Preview mode" e "Perspective View mode". La prima modalità permette di visualizzare frame per frame le immagini di cattura in due dimensioni di ogni singola telecamera implementata nel setup e permette di cancellare zone dell'immagine per escluderle dal successivo post-processing. Al contrario, la modalità "Perspective View mode" mostra la ricostruzione 3-D dei dati nel campo visivo analizzato e consente il tracciamento in tre dimensioni della traiettoria dei marker (Figura

2.1.11).



Figura 2.1.11 – Modalità Perspective View e Camera Preview di Motive.

Motive è suddiviso in due grosse partizioni chiamate "Live" ed "Edit". Quando viene impostata la modalità "Live", il software configura il sistema e tutte le telecamere sono operative e pronte alla cattura (Figura 2.1.12).

\star		Name	^				LIVE	PASSIVE	
		Statica in piedi LABEL							
		Dinamica 2							
		Dinamica 1 LABEL							
		Dinamica 1							
•		E itoma	0						
	T-	o items	4						
LIV	E	EDIT Take Name: Take	2019-11-22 05.03.50 PM	1	00:00	0:00:00:00:0	0000	🔴 Delay 🛛	D

Figura 2.1.12 – Esempio di modalità "Live" del software Motive.

Nella modalità "Edit", si possono elaborare le registrazioni eseguite e le telecamere si trovano in stand-by. In questa modalità si può usufruire di tutti gli strumenti di post-processing che il software ha a disposizione (Figura 2.1.13).



Figura 2.1.13 – Esempio di modalità "Edit" del software Motive.

La prima operazione che tradizionalmente si svolge dopo aver registrato un movimento è il riconoscimento e l'etichettatura dei marker in gioco, che viene chiamata labeling. Può essere fatto sia in maniera manuale che automatica. La modalità automatica è più rapida, però a volte può essere meno precisa, costringendo ad effettuare del labeling manuale in caso di errori. L'etichettatura consiste nell'assegnare ad ogni marker un nome e un colore, in modo da essere riconosciuto in tutti i fotogrammi della cattura. È necessario raccogliere i marker appartenenti allo stesso segmento o alla stessa parte del corpo in gruppi chiamati "Markerset" (Figura 2.1.14).

Assets	Markersets	Labeling	×
PN			
ACR			•
ACL			•
ELL			
EML			•
ELR			
EMR			
IJ			•
SFA			
SUA			•
Т8			
WLL			
WML			•
WLR			
WMR			
ZSTART			•

Figura 2.1.14 - Esempio di marker con colorazioni diverse raggruppati nello stesso marker set.

In questo modo si rende più semplice la successiva ricostruzione di corpi rigidi o scheletri. Quando un marker viene etichettato è visualizzato in bianco, mentre il codice colore di un marker non etichettato è il rosso. Inoltre, ogni etichetta creata deve essere assegnata frame per frame al rispettivo marker attraverso l'interfaccia chiamata "Labeling Pane" (Figura 2.1.15).



Figura 2.1.15 – Esempio dell'interfaccia "Labeling Pane" con codice colore bianco-rosso.

Una volta che la fase di "labeling" è terminata e tutti i marker sono stati assegnati alla propria etichetta frame per frame, si hanno a disposizione le coordinate spaziali dei punti d'interesse, che possono essere esportate attraverso 2 formati dal software Motive: C3D e CSV. Quest'ultimo formato è compatibile con Excel (Figura 2.1.16), quindi le coordinate x, y, z dei vari marker possono essere post-processate su Excel o importate in piattaforme di calcolo e analisi come MATLAB.

1	ĸ	I.	м	N	0	P
120	Canture Start Time	2010-07-08 04 43 26 5	Total Frames in Take	16723	Total Exported Erames	16723
120	capture start mile	2013-07-08 04.43.20.3	Total Halles III Take	10/23	Total Exported Traines	10/23
Marilan	Marker	Masker	Masker	Mashar	Masker	Marker
Warker	Marker	Warker	NIGIKEI	Warker	Marker	
Unlabeled 115	Uniabeled 1155		RIGHT ACKOWION			LATERAL ELDOW
"C3610"	"C3610"	"6632845CA7DA11E9E	"6632845CA7DA11E982	"6632B45CA/DA11E9B2/90	"6F4CD85CA7DA11E9B279D	"6F4CD85CA7DA11E9B279D
Position	Position	Position	Position	Position	Position	Position
Y	Z	X	Y	Z	x	Y
-0,079444	1,130228					
-0,07944	1,130221					
-0,079445	1,130243					
-0,079439	1,130284					
-0,079422	1,130311					
-0,079427	1,130324					
-0,079417	1,130298					
-0,079406	1,130374					
-0,079396	1,130358					
-0,079402	1,130374					
-0,079401	1,130368					
-0,079399	1,130383					
-0,079395	1,130367					
-0,079401	1,13038					
-0,079406	1,130352					
-0,079408	1,130345					
-0,079404	1,130329					
-0,07941	1,130383					
-0.079413	1,130358					
	-,					

Figura 2.1.16 - Esempio di file Excel con i dati Motive importati dopo il processo di Labeling.

2.2 Sistemi di misura inerziali del movimento

Oltre ai sistemi ottici, si utilizzano anche altri dispositivi per realizzare un'analisi quantitativa biomeccanica. Tra questi vi sono i sensori inerziali, nati per essere utilizzati nell'industria cinematografica, ma poi applicati anche all'ambito medico, riabilitativo e di studio delle performance. Questi dispositivi includono al loro interno accelerometri e giroscopi. Il loro funzionamento è basato sulle leggi della dinamica o di Newton, secondo cui i corpi hanno la proprietà di mantenere le proprie velocità lineare e angolare costanti, fin quando non agiscono rispettivamente una forza o una coppia su di essi.

L'uso di questi dispositivi si è diffuso con l'introduzione della tecnologia MEMS (Micro Electro Mechanical Systems), che ha permesso di miniaturizzare questi strumenti in modo che possano essere posizionati sui soggetti e se ne possano misurare posizione e variazioni di posizione. In aggiunta, i sensori inerziali, detti anche IMU (Inertial Measurement Units), non necessitano di telecamere o di altri strumenti di registrazione, ma solo di un software che interpreti le informazioni in uscita (Peter M McGinnis, 2013). A tal proposito, i dati in uscita dai sensori non sono altro che gli orientamenti dei segmenti a cui sono fissati relativamente a un sistema di riferimento globale proprio di tutti i sensori.

Anche se i sistemi ottici di cattura sono i più accurati e precisi, le unità inerziali presentano numerose caratteristiche che le rendono valide per certe applicazioni perché compensano le limitazioni degli strumenti ottici. Ad esempio, i sensori inerziali sono molto più economici delle telecamere, non hanno limiti nel campo di misura e, soprattutto, possono essere usati in qualsiasi ambiente a differenza dei sistemi stereofotogrammetrici utilizzabili solo in laboratori con apparecchiature fisse. La Tabella 2.2.1 confronta i due sistemi di monitoraggio del movimento e ne evidenzia i vantaggi e gli svantaggi:

SISTEMA OTTICO	SENSORE INERZIALE
Ottima risoluzione	Buona risoluzione
Estremamente accurato	Buona accuratezza
Leggero ritardo	Basso ritardo
Fornisce orientamento e posizione nello spazio (6 G.d.L.)	Fornisce orientamento nello spazio (3 G.d.L.)

Tabella 2.2.1 - Confronto tra le caratteristiche del sistema stereofotogrammetrico e del sensore inerziale per la cattura del movimento

Campo di misura limitato	Campo di misura illimitato
Necessita un ambiente di laboratorio	Utilizzabile in qualsiasi ambiente
Non soffre di drift	Alto problema di drift
Costo elevato	Costo limitato
Ingombro moderato	Ingombro minimo
Problemi di calibrazione	Problemi di calibrazione
Soffre di occlusione	Interferenza minima

La possibilità di farne uso in qualsiasi ambiente che non sia un laboratorio specifico, insieme alla possibilità di produrre accelerometri e giroscopi dell'ordine dei micron, ha permesso agli IMU di essere sempre più utilizzati e di diventare uno dei sistemi più validi nel tracking del movimento.

L'accelerometro, nato per applicazioni aereospaziali, ma poi utilizzato in numerosissimi campi civili (automobilismo, smartphone, testing, sicurezza delle attrezzature sportive, ludico, etc.) è uno strumento di misura in grado di rilevare l'accelerazione di un corpo, calcolando la forza applicata alla massa dell'oggetto. Il suo principio di funzionamento consiste in una massa sospesa su un elemento elastico, una molla (Figura 2.2.1).



Figura 2.2.1 - Sistema massa-molla alla base del principio di funzionamento dell'accelerometro.

Quando una forza agisce sulla massa accelerandola, cambia lo stato di moto di quest'ultima e il suo modulo sarà:

$$F = ma$$

Dove F è la forza applicata, m è la massa in gioco e a è l'accelerazione della massa. Il movimento della massa produce una compressione o espansione della molla, che nella regione lineare di funzionamento è governata dalla legge di Hooke:

$$F = kx$$

Dove F è la forza elastica generata, k è la costante elastica della molla e x è lo spostamento della massa.

Le due forze si equilibreranno, risultando lo spostamento x uguale al prodotto tra massa, accelerazione e l'inverso della costante elastica della molla, $x = \frac{ma}{k}$. Quindi misurandolo si può calcolare l'accelerazione a come $a = \frac{kx}{m}$.



Figura 2.2.2 – Esempio di accelerometro monoassiale.

In questo modo, misurando lo spostamento della massa lungo una direzione, il sistema calcola l'accelerazione lungo la direzione di spostamento. Infatti, un accelerometro uniassiale misura l'accelerazione solo lungo una direzione che corrisponde a uno specifico asse del sensore (Figura 2.2.2). Un accelerometro triassiale invece, misura tre accelerazioni, ognuna lungo uno dei tre assi ortogonali propri dell'unità inerziale. L'orientamento dell'accelerometro, infatti, determina la direzione delle accelerazioni misurate. Se esso è collocato su un segmento e il segmento cambia orientazione, allora anche la direzione delle accelerazioni misurate cambia nel tempo (Peter M McGinnis, 2013).

Il giroscopio è un dispositivo rotante che, per effetto della legge di conservazione del momento angolare, tende a mantenere il suo asse di rotazione orientato in una direzione fissa. Rilevando il cambiamento di direzione del momento angolare, è in grado di misurare la velocità angolare.



Figura 2.2.3 - Componenti di un giroscopio.

Essenzialmente è costituito da un rotore a forma di toroide che ruota intorno al suo asse; quando il rotore è in rotazione, il suo asse tende a mantenersi parallelo a sé stesso e quindi ad opporsi ad ogni tentativo di cambiare il suo orientamento. Se un giroscopio è installato su un supporto cardanico che permette alla ruota di orientarsi liberamente nelle tre direzioni dello spazio, il suo asse si manterrà orientato nella stessa direzione anche se il supporto cambia orientamento (Figura 2.2.3). Quindi il rotore possiede tre gradi di libertà, mentre il supporto cardanico solo due. Secondo la seconda legge di Newton un corpo mantiene costante il suo momento angolare fin quando una coppia non agisce su di esso. L'equazione che descrive questo principio è la seguente:

$$\tau = \frac{dL}{dt} = \frac{d(I\omega)}{dt} = I\alpha$$

Dove τ è la coppia applicata, L è il momento angolare del giroscopio, I è il suo momento di inerzia, ω è la sua velocità angolare e infine α è la sua accelerazione angolare.

In base al momento della forza applicato al giroscopio, il dispositivo è in grado di misurare la variazione del momento angolare e quindi la velocità angolare che in quel momento possiede. Il giroscopio riesce a misurare la velocità angolare attorno a un singolo asse di rotazione.

I sensori inerziali sono composti quindi da accelerometri triassiali, che misurano le accelerazioni lineari lungo tre direzioni ortogonali nel tempo, e da giroscopi triassiali, che misurano le velocità angolari attorno agli stessi tre assi ortogonali nel tempo, fornendo informazioni circa i sei gradi di libertà che possiede un corpo (Figura 2.2.4).



Figura 2.2.4 - A sinistra lo schema interno di un IMU, a destra un IMU con le direzioni lungo le quali misura accelerazione lineare e velocità angolare.

2.2.1 Unità di misura inerziale: Xsens Xbus Kit

La Xsens è una delle più note aziende che si impegna nella ricerca e nello sviluppo di sistemi inerziali di monitoraggio del movimento umano. Uno dei prodotti sviluppati in questo campo è Xbus Kit. Comprende un Xbus Master che alimenta e controlla i sensori inerziali chiamati Motion Trackers (MTx's) i quali producono le informazioni 3-D di accelerazione, velocità angolare e campo magnetico. I vari dispositivi sono sincronizzati grazie all'Xbus Master, che campiona le informazioni provenienti dalle unità ad esso collegate. I dati vengono inviati dall'Xbus Master al PC, dove sono registrati, visualizzati ed elaborati grazie al software compatibile chiamato MT Manager (Figura 2.2.5).



Figura 2.2.5 - Schema dei vari componenti del kit collegati.

Nello specifico, il kit (Figura 2.2.6) ha al proprio interno:

- 7 MTx's (Motion Trackers)
- 1 Xbus Master

- 1 MT Manager and software development kit
- 7 cavi Xbus
- 1 cavo USB Xbus Master
- 1 alimentatore
- 4 batterie ricaricabili AA
- 1 cintura
- 1 trasmettitore Bluetooth USB
- Nastri MVN per un semplice fissaggio



Figura 2.2.6 - XBus Kit.

MTx è uno strumento di misura dell'orientamento dei segmenti del corpo umano che può essere usato in numerosissimi campi:

- Esercizio fisico e sport
- Applicazioni biomeccaniche
- Riabilitazione
- Realtà virtuale
- Animazione
- Cattura del movimento
- Test di sicurezza

Un MTx è composto da accelerometro e giroscopio in forma di MEMS, oltre che da un magnetometro che consiste in un film magneto-resistivo. Le informazioni prodotte riguardano accelerazioni, velocità angolari e campi magnetici del sensore rispetto a un sistema di riferimento cartesiano fissato sul sensore mostrato in Figura 2.2.7.



Figura 2.2.7 - Sensore MTx con il sistema di riferimento locale fissato su di esso.

Nella seguente Tabella sono descritti i dati in uscita da ogni MTx e la convenzione usata per descriverli:

	Tabella 2.2.2 - Abbreviazione,	definizione e unità	di misura dei dati forniti in	uscita da un sensore MTx.
--	--------------------------------	---------------------	-------------------------------	---------------------------

ABBREVIAZIONE	DATI	UNITÀ DI MISURA
Contatore	Contatore di campioni	(-)
Acc_X	Accelerazione asse x	m/s²
Acc_Y	Accelerazione asse y	m/s²
Acc_Z	Accelerazione asse z	m/s²
Gyr_X	Velocità angolare asse x	rad/s
Gyr_Y	Velocità angolare asse y	rad/s
Gyr_Z	Velocità angolare asse z	rad/s
Mag_X	Campo magnetico asse x	Unità arbitraria
Mag_Y	Campo magnetico asse y	Unità arbitraria
Mag_Z	Campo magnetico asse z	Unità arbitraria
Orientamento in formato Angoli o Eulero		deg
Quat *	Orientamento in Quaternioni	/

Mat [R#][C#]	Orientamento in formato Matrice [Righe][Colonne] (3x3)	/
Vel_X	Velocità lungo Nord	m/s
Vel_Y	Velocità Est/Ovest (in base al settaggio)	m/s
Vel_Z	Velocità Su/Giù (in base al settaggio)	m/s
Latitude	Latitudine in relazione a WGS 84	deg
Longitude	Longitudine in relazione a WGS 84	deg
Altitude	Altezza sopra la terra	m

Gli assi cartesiani indicati nella Tabella calcolano l'orientamento tra un sistema di riferimento fissato sul sensore definito con la lettera "S", e un sistema di riferimento fissato sulla terra, di nome "G" (Figura 2.2.8). Il sistema terrestre, che è quello usato come riferimento, è una terna ordinata levogira definita come:

- Asse X positivo quando punta la Nord magnetico
- Asse Y positivo secondo le coordinate levogire (verso Ovest)
- Asse Z positivo quando punta verso l'alto.



Figura 2.2.8 - Sistema di riferimento locale fissato sul sensore all'interno del sistema di riferimento terrestre.

Oltre ai sensori, all'interno del Kit gioca un ruolo fondamentale l'Xbus Master, che può essere collegato attraverso dei cavi Xbus lunghi un metro ai soli sensori MTx compatibili con il dispositivo. L'Xbus Master permette di alimentare i sensori grazie alla sua batteria interna, campionare i dati in maniera sincrona e trasmetterli dai sensori al computer o attraverso un cavo USB o tramite Bluetooth. Nella Figura 2.2.9 sono mostrate le varie parti del dispositivo.



Figura 2.2.9 - Xbus Master con le diverse parti in evidenza.

I connettori Xbus consentono di collegare una fila di sensori MTx e possono essere usati anche contemporaneamente creando due catene di unità inerziali. Non possono essere connessi più di 5 sensori a un unico connettore. L'apparecchio può essere fissato al corpo da monitorare attraverso una cintura che si aggancia all'occhiello della cintura. Il compartimento delle batterie ospita 4 batterie di tipo AA che possono essere sia ricaricabili sia non ricaricabili. Attraverso il bottone a spinta si controlla lo stato di accensione del dispositivo; inoltre permette di passare dalla modalità di comunicazione Bluetooth a quella seriale e, infine, di reimpostare le impostazioni di default. Lo stato di Xbus Master è monitorato attraverso la luce LED collocata al centro. In base al colore, l'apparecchio si trova in una delle differenti configurazioni (Tabella 2.2.3):

COLORE DEL LED	CONFIGURAZIONE CORRENTE
Spento	Dispositivo spento
Verde	Modalità seriale
Blu	Modalità Bluetooth
Viola	Modalità Bluetooth non connesso
Giallo	Batteria scarica
Rosso	Guasto

Tabella 2.2.3 - Codice colore che esprime la configurazione in cui si trova Xbus Master.

Il connettore Host serve per collegare il computer in modalità seriale attraverso un cavo USB. Il connettore per l'alimentazione esterna permette di far funzionare il dispositivo attraverso un alimentatore senza bisogno di batterie. Il connettore di sincronizzazione serve per sincronizzare Xbus Master a un altro Xbus Master o ad altri dispositivi.

La Tabella 2.2.4 raccoglie le specifiche tecniche dei sensori MTx, mentre la Figura 2.2.10 ne illustra i disegni tecnici:

SPECIFICHE TECNICHE						
Larghezza	38 mm					
Altezza	21 mm					
Lunghezza	53 mm					
Peso	30 g					
Capacità accelerazione	Intervallo operativo: ±50 m/s ²					
	Larghezza di banda: 30 Hz					
Capacità velocità angolare	Intervallo operativo: ±1200 deg/s					
	Larghezza di banda: 40 Hz					
Capacità campo magnetico	Intervallo operativo: ±750 mGauss					
	Larghezza di banda: 10 Hz					
Risoluzione angolare	0.05 deg					
Frequenza di campionamento	512 Hz (dati sensori calibrati)					

	120 Hz (dati orientamento)
Voltaggio	4.5-30 V
Consumo di potenza	350 mW
Intervallo di temperatura di lavoro	-20°-55°
Materiali dispositivo	Plastico
	Resistente alla polvere
	Leggero



Figura 2.2.10 - Disegni tecnici sensore MTx di Xsens.

2.2.2 Software del sistema inerziale: MT Manager

Xsens ha sviluppato un software chiamato MT Manager in grado di poter acquisire e analizzare i dati dei sensori inerziali. Il software permette di visualizzare in tempo reale l'orientamento 3D dei vari sensori nello spazio. In aggiunta, consente di visualizzare i dati inerziali e magnetici in tempo reale, oltre che mostrare i grafici di latitudine, longitudine e altitudine in tempo reale. Infine, dal software possono essere gestiti e modificati diverse impostazioni e proprietà dei dispositivi (Figura 2.2.11).



Figura 2.2.11 - Esempio di visualizzazione del software MT Manager.

I segnali presenti nei vari grafici si riferiscono alle diverse grandezze misurate dai sensori, differenziando i vari assi in base a un codice colore. In particolare, il rosso si riferisce ad accelerazioni, velocità angolari e campo magnetico lungo la direzione X del sistema di riferimento del sensore, il colore verde è relativo alle informazioni lungo l'asse Y, il colore blu riguarda i segnali lungo la direzione Z e infine il colore nero è proprio dell'accelerazione totale, velocità angolare totale e campo magnetico totale se disponibile (Figura 2.2.12).



Figura 2.2.12 – Esempio degli andamenti di accelerazioni, velocità angolari e campi magnetici lungo i rispettivi assi.

Una volta connessi, i sensori inerziali MTx si differenziano tra di loro in base al loro codice ID e a quel punto è possibile registrare una acquisizione (Figura 2.2.13).

Device List - file input mode. Trial MT_00131575_003
🖃 🛷 DeviceID: 00131575
Device Information
Product Code: XM-B-XB3
COM Port: 0
Baudrate: 0
Output Options
Output Frequency: 50
🗄 🚛 DeviceID/LocationID: 02323686/0
🗄 📲 DeviceID/LocationID: 02323685/0
🗄 🚛 DeviceID/LocationID: 02323684/0
🗄 🚛 DeviceID/LocationID: 02323683/0
🗄 📲 DeviceID/LocationID: 02323682/0
🗄 📲 DeviceID/LocationID: 02323681/0
🗄 📲 DeviceID/LocationID: 02323494/0
Apply Undo

Figura 2.2.13 - Esempio di lista di 8 unità Mtx collegate al software.

MT manager è in grado di esportare dati dal formato MTB in diversi formati, tra cui il formato testo ASCII. Questo formato può essere importato successivamente su piattaforme di calcolo e analisi come Excel e MATLAB (Figura 2.2.14). I dati esportati in formato ASCII si riferiscono alle seguenti variabili misurate dai sensori:

- Accelerazioni, velocità angolari e campi magnetici 3-D
- Orientamento
- Posizione
- Velocità

In particolare, l'orientamento in uscita può essere presentato in diverse convenzioni:

- Quaternioni normalizzati
- Angoli di Eulero: Roll, pitch, yaw
- Matrice di trasformazione

	А	В	С	D	Е	F	G	н	I.	J	к	L	м	N	0	Р
1	// Start Time: 0															
2	2 // Sample rate: 50.0Hz															
3	3 // Scenario: 5.9															
4	// Firmware Version: 2.6.1		: 2.6.1													
5	Counter	Acc_X	Acc_Y	Acc_Z	Gyr_X	Gyr_Y	Gyr_Z	Mag_X	Mag_Y	Mag_Z	Mat[0][0]	Mat[0][1]	Mat[0][2]	Mat[1][0]	Mat[1][1]	Mat[1][2]
6	10150	-0,15378	6,350153	7,553843	-0,00545	-0,01934	0,008069	0,640914	-0,50573	-0,53101	0,99888	0,045275	-0,01375	-0,02588	0,766025	0,64229
7	10151	-0,11727	6,330827	7,545986	0,006768	-0,02071	-0,00989	0,641729	-0,50601	-0,53117	0,998897	0,044919	-0,01367	-0,02566	0,765998	0,642331
8	10152	-0,10004	6,299155	7,557917	0,001549	0,001415	-0,00975	0,640379	-0,50515	-0,53195	0,998896	0,044859	-0,01394	-0,02544	0,766038	0,642291
9	10153	-0,11978	6,338163	7,533821	0,022894	-0,01049	0,004397	0,641178	-0,50558	-0,53074	0,998898	0,044852	-0,01383	-0,02549	0,765792	0,642583
10	10154	-0,14396	6,328263	7,539031	0,001642	0,000279	0,000987	0,642522	-0,505	-0,53103	0,998892	0,044954	-0,01394	-0,0255	0,765821	0,642548
11	10155	-0,13896	6,308749	7,543822	0,007886	-0,00876	0,008062	0,64102	-0,50414	-0,53044	0,99889	0,045026	-0,01382	-0,02563	0,765764	0,642611
12	10156	-0,139	6,313641	7,538945	0,02294	-0,01415	0,009749	0,640769	-0,50472	-0,53127	0,998892	0,045064	-0,01359	-0,02579	0,765512	0,642905
13	10157	-0,12966	6,357673	7,519331	0,013954	-0,00582	-0,00448	0,640261	-0,50544	-0,53292	0,998894	0,044982	-0,01367	-0,02567	0,765388	0,643057
14	10158	-0,12009	6,377258	7,516778	0,008754	-0,01057	0,008932	0,642387	-0,505	-0,53103	0,998893	0,045066	-0,01352	-0,02583	0,765319	0,643133
15	10159	-0,1319	6,33809	7,538873	-0,0019	-0,01044	0,005413	0,641729	-0,50616	-0,53103	0,998894	0,045075	-0,0134	-0,02591	0,765389	0,643046
16	10160	-0,11955	6,308844	7,545992	0,022893	-0,01314	0,004385	0,641866	-0,50529	-0,53212	0,998897	0,045045	-0,01326	-0,02596	0,765142	0,643337
17	10161	-0,15821	6,29153	7,558721	0,021188	-0,00702	0,008014	0,639736	-0,50674	-0,53265	0,998894	0,045138	-0,01316	-0,02609	0,764914	0,643604
18	10162	-0,15357	6,313576	7,534265	0,015678	-0,01638	-0,00632	0,641882	-0,50644	-0,53214	0,998905	0,044921	-0,01311	-0,02594	0,764769	0,643782
19	10163	-0,11961	6,3089	7,519135	0,014123	-0,00711	0,011613	0,641579	-0,50457	-0,53156	0,9989	0,045068	-0,01297	-0,02614	0,764629	0,643941
20	10164	-0,12956	6,352735	7,546182	0,022945	0,000107	0,00535	0,639683	-0,50458	-0,53084	0,998892	0,045215	-0,01302	-0,0262	0,764381	0,644233

Figura 2.2.14 - Esempio di file Excel in cui sono stati importati i dati da un file ASCII generato da MT Manager.

3 PROTOCOLLI PER L'ANALISI DEL MOVIMENTO

Un protocollo per l'analisi del movimento definisce in modo dettagliato la procedura per l'acquisizione e l'elaborazione dei dati in modo ripetibile e standardizzato. Include una serie di indicazioni che riguardano le fasi da seguire per acquisire delle informazioni valide e facilmente processabili. Solitamente include delle regole da rispettare a partire dalla calibrazione del sistema di motion capture, passando poi per alcuni suggerimenti sul corretto posizionamento dei dispositivi di monitoraggio, sia per quelli da collocare nell'ambiente di cattura, sia per quelli che devono essere indossati dal soggetto. L'adozione di un protocollo semplifica e velocizza il processo di raccolta dati; inoltre favorisce la ripetibilità e la standardizzazione della misura. Queste consentono non solo un corretto confronto con altri studi in letteratura, ma rendono più semplice l'interpretazione del lavoro svolto e favoriscono un possibile riferimento futuro alle analisi effettuate.

3.1 Protocolli per l'analisi del movimento attraverso i sensori inerziali

I sensori inerziali sono utilizzati per calcolare le accelerazioni lineari, le velocità angolari e i campi magnetici intorno a tre assi locali legati al corpo sul quale sono posizionati. Generalmente, tutti i protocolli che riguardano le acquisizioni attraverso unità inerziali suggeriscono di collocare un sensore per ogni parte del sistema o, nel caso del corpo umano, per ogni segmento del corpo che abbia la possibilità di muoversi nello spazio. L'ipotesi da cui si parte è che ogni IMU sia solidale al segmento che si sta analizzando e quindi ne misuri esattamente le velocità angolari lungo i 3 assi locali propri dell'IMU oltre che le accelerazioni triassiali del punto di origine dello stesso sistema di rifermento. Inoltre, i protocolli si limitano a suggerire qualche indicazione sul posizionamento, senza affermare con precisione la migliore collocazione, essendo questa relazionata al tipo di analisi che si sta effettuando. Uno dei suggerimenti comuni alla maggioranza delle linee guida è cercare di allineare il sistema di riferimento rappresentativo degli assi anatomici delle articolazioni con il sistema di riferimento locale del sensore, i quali saranno rigidamente connessi sotto l'ipotesi di IMU solidale al segmento (Figura 3.1.1).



Figura 3.1.1 - Schema di due segmenti connessi (B1 e B2) e i relativi sensori solidali (S1 e S2), con i rispettivi sistemi di riferimento funzionali e locali.

Un'altra importante indicazione da seguire riguarda l'ambiente di misura, il quale non deve contenere oggetti o materiali ferromagnetici, magneti permanenti o correnti molto intense.

Infatti, quando un sensore inerziale è collocato vicino a un materiale ferromagnetico o magnetico, la misura del campo magnetico è distorta e può causare degli errori nella stima delle informazioni. In pratica, la distanza dall'oggetto e la quantità del materiale ferromagnetico determina l'entità dell'interferenza. Se si dovesse incorrere in errori molto elevati, esistono delle procedure di calibrazione che ripristinano le capacità di misura del sensore. L'azienda Xsens, che produce i sensori inerziali MTx utilizzati nei test sperimentali di questo studio, ha rilasciato delle linee guida da tenere in considerazione per ottenere delle misure il meno possibile affette da errore. Per quanto riguarda il posizionamento delle unità inerziali, per la parte superiore del corpo si consiglia la collocazione di un sensore per ogni mano, uno per ogni avambraccio, uno per ogni braccio, uno per ogni spalla, uno sullo sterno, uno sulle pelvi e infine uno sulla testa, per un totale di 11 sensori (Figura 3.1.2).



Figura 3.1.2 - Protocollo di posizionamento suggerito da XSens per la parte superiore del corpo.

In questo studio si vogliono raccogliere informazioni riguardo al movimento dei segmenti avambraccio, braccio e tronco e di conseguenza agli angoli articolari che questi segmenti formano tra di loro sull'articolazione di gomito e spalla durante dei task di *pick and place* di tipo industriale eseguiti dal soggetto con il braccio destro seduto a un tavolo. A tal proposito, prendendo spunto dalle indicazioni di Xsens, si utilizzano sette sensori: uno è montato sul tavolo da lavoro per creare un sistema di riferimento fisso, mentre gli altri sei sono posizionati rispettivamente sull'avambraccio destro, sul braccio destro, su entrambe le spalle, sullo sterno e sulle pelvi (Figura 3.1.3).



Figura 3.1.3- Posizionamento dei sensori inerziali MTx adottato.

In particolare, Il sensore posizionato sulle pelvi serve per verificare che durante lo svolgimento del task da parte del soggetto seduto il tronco non si muova e di conseguenza le accelerazioni e le velocità angolari misurate da quel sensore siano minime. Braccio destro e avambraccio destro sono caratterizzati da un sensore solidale per segmento per stimarne l'orientazione, le accelerazioni triassiali e le velocità angolari frame per frame. Sul busto, invece, sono collocati 3 sensori: il sensore sullo sterno misura le informazioni inerziali del segmento tronco, mentre i due sensori sulle spalle sono utilizzati per valutare un'eventuale torsione del busto durante il movimento.

3.2 Protocolli per l'analisi del movimento attraverso i sistemi ottici

I protocolli riguardanti i sistemi stereofotogrammetrici solitamente prevedono nel dettaglio il modello di posizionamento dei marker sui punti di repere e un algoritmo di ricostruzione della posizione dei segmenti ossei a partire dai marker. Si cerca sempre di posizionare i marker in modo che questi siano visibili dal maggior numero di telecamere in uso minimizzando l'errore di misura e si prova ed evitare il posizionamento di marker troppo vicini.

Esistono delle regole comuni a tutti i protocolli:

- Posizionamento dei marker in punti di repere anatomici rappresentativi (si prediligono punti poco soggetti ad artefatti da cute);
- Scelta di punti la cui corrispondenza cute-punto di repere osseo sia facile da individuare;
- Posizionamento di due marker ai lati opposti di un'articolazione (uno in posizione mediale, l'altro in posizione laterale) per individuarne l'asse di rotazione.

Il posizionamento dei marker in punti di interesse specifici serve per la creazione di sistemi di riferimento che definiscano attraverso i propri assi le direzioni principali del segmento in esame, in modo tale che le rotazioni attorno a questi ultimi esprimano variazioni angolari legate ai gradi di libertà articolari del segmento. In altre parole, partendo dalla cattura ottica, si vuole quantificare la cinematica dei segmenti corporei relativamente ai gradi di libertà anatomici (flesso/estensione, prono/supinazione, intra/extra rotazione) oltre che a tracciare le loro traiettorie attraverso le coordinate dei marker posizionati su di essi.

In questo senso, uno dei problemi principali evidenziato in letteratura consiste nella sostanziale variabilità dei movimenti tracciati e quindi nell'impossibilità di un confronto ripetibile tra popolazioni differenti, dato che i risultati riportati si riferiscono a gesti diversi. Un altro problema riscontrato in letteratura è legato all'uso di diverse convenzioni sulle variabili cinematiche in uscita che rende impossibile una comparazione tra gruppi di lavoro differenti. Infine, i modelli cinematici

sviluppati nei vari articoli fissano differentemente i gradi di libertà per ciascuna delle articolazioni studiate. Studi che circoscrivono gradi di libertà diversi per una stessa articolazione vietano un confronto sui movimenti possibili di essa (Valevicius *et al.*, 2018).

Nei protocolli cinematici esistono tipicamente due tipi di approcci riguardanti i gruppi di marker attaccati ai segmenti del corpo:

- Marker set anatomico
- Cluster di marker

Un marker set anatomico viene creato posizionando almeno tre marker in punti di interesse anatomici appartenenti a un segmento, per poi costruire un sistema di riferimento locale fissato al segmento che lo rappresenti funzionalmente. I punti di repere anatomici sono caratterizzati da tessuto molle che ricopre una prominenza ossea, quindi un posizionamento corretto richiede procedure di palpazione predefinite ben eseguite per evitare errori. Una collocazione diversa tra partecipanti appartenenti al gruppo testato rappresenta un indice di errore non indifferente per l'affidabilità dello studio.

Un cluster di marker consiste invece in un gruppo di marker molto vicini, disposti in una certa configurazione geometrica su una fascia elastica o su un polsino semi-rigido per costruire un sistema di riferimento locale. Il cluster permette di tracciare la posizione del sistema cartesiano in questione durante il movimento acquisito senza che questo si riferisca a un movimento anatomico preciso. Nel 1997, dal gruppo di studio di Cappozzo, sono state redatte delle linee guida per la corretta costruzione di un cluster di marker al fine di ridurre la propagazione dell'errore per la stima del sistema di riferimento locale:

- 1) Dovrebbero essere usati almeno 4 marker per cluster.
- L'indice di dimensione, che è la distanza quadratica media dei marker dalla loro posizione media, dovrebbe essere più alto possibile (ma limitato dalle dimensioni del segmento corporeo).
- 3) I cluster dovrebbero essere sistemati in posizioni che minimizzino soprattutto gli artefatti da movimento della pelle.
- Gli effetti dei modelli delle contrazioni muscolari dovrebbero essere considerati poiché possono causare deformazioni e/o spostamento dei cluster.

Il gruppo di lavoro di Valevicius ha controllato 804 articoli in letteratura che si occupano di cinematica degli arti superiori attraverso acquisizioni ottiche, con lo scopo di valutare la ripetibilità dei metodi e la conseguente affidabilità in un potenziale confronto con un nuovo studio di ricerca.

Nella maggior parte dei lavori analizzati ci si serve solo di cluster di marker oppure di questi ultimi accompagnati da marker anatomici, allo scopo di evitare occlusioni e propagazioni dell'errore dovute a un mal posizionamento dei set di marker anatomici. Per quanto riguarda il movimento da tracciare, si suggerisce di eseguire gesti il più possibile presenti in letteratura, affinché sia sempre più semplice una comparazione tra studi differenti e sia garantita una maggiore ripetibilità (Valevicius *et al.*, 2018).

3.2.1 Protocolli con Marker Set anatomico

I punti di interesse dove collocare i marker sono indicati come precedentemente detto da dei protocolli validati e riconosciuti dalla comunità scientifica internazionale. Esistono differenti tipi di protocolli in base al movimento da monitorare, che comporta di conseguenza il posizionamento dei marker solo sulla parte superiore del corpo, solo su quella inferiore o su tutto il corpo (Figura 3.2.1).



Figura 3.2.1 - Suddivisione dei più importanti protocolli in base alle parti del corpo in esame.

Uno dei primi protocolli e quello storicamente più usato è il protocollo Helen-Hayes, ideato nel 1991 da Davis, Gage e altri colleghi presso il Newington Children's Hospital (Davis 3rd *et al.*, 1991). Esso suggerisce ventidue punti di posizionamento dei marker su tutto il corpo e richiede di rilevare le misure antropometriche dalle quali si ottengono i vari parametri dei segmenti del corpo umano (Figura 3.2.2).



Figura 3.2.2 - Punti di posizionamento dei marker suggeriti dal protocollo Helen-Hayes stilato da Davis e colleghi.

Nel 1995 Cappozzo e colleghi sviluppano il protocollo CAST (Calibrated Anatomical System Technique) presso l'Università della Sapienza a Roma e l'ospedale Rizzoli di Bologna. Questo protocollo evidenzia che gli artefatti della cute risultano non trascurabili se si vuole effettuare una cattura precisa. In particolare, i marker che vanno posizionati nei punti corrispondenti alle articolazioni sono quelli più affetti dal movimento della cute. Quindi, a questi marker si aggiunge un cluster di marker per segmento in modo che formino un sistema di riferimento ortogonale locale. Effettuando poi una calibrazione dove il soggetto è in posizione statica con i marker e il cluster posizionati, si può rilevare la relazione spaziale tra cluster e marker sull'articolazione; di conseguenza, durante l'acquisizione dinamica, si lascia solo il cluster per minimizzare l'artefatto da pelle e, tramite la relazione precedentemente definita, si ottengono le informazioni sull'articolazione (Cappozzo *et al.*, 1995).

La versione moderna del protocollo Helen-Hayes è il Plug-In-Gait (Figura 3.2.3). È un protocollo "Total-body", che con le sue indicazioni caratterizza tutti i segmenti corporei. Inizialmente è stato usato dalle varie aziende produttrici di tecnologie di cattura come standard, poi successivamente ogni azienda ha sviluppato un protocollo di posizionamento a misura delle caratteristiche del proprio sistema, ma sempre prendendo spunto dal protocollo Plug-In-Gait.



Figura 3.2.3 - Posizionamenti dei marker suggeriti dal protocollo Plug-In-Gait.

In particolare, per la sola parte superiore del corpo, il Plug-In-Gait ha ispirato numerosi protocolli ideati dalle aziende del campo. Infatti, questi protocolli partono dal posizionamento dei marker essenziali suggeriti dal Plug-In-Gait e aggiungono dei marker in punti di interesse anche non anatomici per avere una cattura più precisa e accurata. È il caso della Vicon^[w01], nota azienda operante nel campo della sensoristica ottica che è stata per anni la tecnologia usata come "gold standard" per l'analisi del movimento. La Figura 3.2.4 illustra i posizionamenti consigliati dalla linea guida del software Nexus relativo alla sensoristica Vicon per la parte superiore del corpo:



Figura 3.2.4 - Posizionamento dei marker per la parte superiore del corpo suggerito dalle linee guida Vicon.
L'azienda Optitrack, che produce gli strumenti di analisi ottica utilizzati in questo lavoro, non definisce specificatamente un protocollo di posizionamento dei marker, ma fornisce delle indicazioni per l'uso di marker set di tipo anatomico. La documentazione del software Motive afferma infatti che i marker devono essere collocati precisamente con estrema cura, dato che influenzano la definizione del sistema di riferimento locale e quindi l'analisi biomeccanica in sé. I marker devono essere posizionati sulla pelle per rappresentare direttamente il movimento del soggetto e di conseguenza le tute non sono ammesse per applicazioni biomeccaniche^[w02].

Infine la guida Optitrack suggerisce, in base al tipo di acquisizione, alcuni protocolli che indicano il numero di marker da usare e il loro preciso posizionamento durante la cattura di un movimento umano:

- Helen-Hayes Lower Body
- Biomech (57)
- Rizzoli Body Protocol (37)
- Rizzoli Lower Body Protocol (26)
- Rizzoli Trunk Protocol (15)
- Rizzoli Left Foot Protocol (16)
- Rizzoli Right Foot Protocol (16)
- Conventional Full Body (39)
- Conventional Upper Body (27)
- Conventional Lower Body (16)

Dove il numero tra parentesi indica il numero di marker utilizzati in ogni protocollo.

Ad esempio, la Figura 3.2.5 mostra il posizionamento dei marker secondo il protocollo Biomech suggerito da Xsens:



Figura 3.2.5 - Protocollo di posizionamento marker Biomech.

Il posizionamento dei marker effettuato nei test eseguiti in questo studio prende spunto sia dal posizionamento marker Biomech consigliato da Optitrack sia dal protocollo "Upper-body" di Vicon.

Dovendo tracciare il movimento dell'arto superiore destro di un soggetto seduto durante lo svolgimento di un task lavorativo in ambito industriale, i marker sono stati posizionati nei seguenti punti di interesse (Figura 3.2.6):

- 4 marker sui processi stiloidei del polso (laterale e mediale) di arto destro e di arto sinistro
- 4 marker sui condili del gomito (laterale e mediale) di arto destro e di arto sinistro
- 2 marker sull'acromion di spalla destra e di spalla sinistra
- 2 marker sul petto (sterno e clavicola)
- 2 marker sopra gli IMU (posizionati su braccio e avambraccio)

Inoltre sono utilizzati tre marker fissi sul tavolo da lavoro per costruire un sistema di riferimento fisso che verrà approfondito successivamente.



Figura 3.2.6 - Posizionamento dei marker sulla parte superiore del corpo adottato.

I marker collocati sull'arto destro e sul tronco si utilizzano per la costruzione dei sistemi di riferimento che caratterizzano i vari segmenti ossei in analisi lungo i propri assi anatomici, mentre i marker sulle articolazioni di gomito e spalla sinistra servono per poter implementare uno "stick-diagram" che disegni l'evoluzione dei movimenti dei segmenti corporei nel tempo.

3.2.2 Costruzione di un Sistema di Riferimento locale

Un sistema di riferimento locale serve a identificare la posizione e l'orientazione di un corpo nello spazio in ogni istante di tempo. Attraverso le acquisizioni ottiche si conoscono le coordinate dei marker rispetto a un sistema di riferimento globale, situato all'interno della telecamera. A partire da almeno tre di questi marker, si può determinare la posa di un sistema di riferimento locale che, se associato a un segmento osseo, fornisce informazioni sulla cinematica di quel segmento.

Il sistema è arbitrario e si costruisce, attraverso un processo di stima, a partire dalle posizioni istantanee di almeno tre marker non allineati posti sulla superficie del corpo sotto analisi. Il metodo di definizione della posa del sistema locale utilizzato è stato proposto da Veldpaus e colleghi nel 1988 (Veldpaus, Woltring and Dortmans, 1988). Per ogni istante di acquisizione, dati tre punti nello spazio 3-D m_1 , $m_2 e m_3$ si calcola il primo asse del sistema di riferimento locale come la differenza tra la posizione del primo marker e la posizione del secondo marker, che è stato scelto

come origine del sistema di riferimento, diviso per il modulo di tale differenza (al fine di ottenere un vettore unitario per rappresentare l'asse):

$$k = \frac{r_{m1} - r_{m2}}{|r_{m1} - r_{m2}|}$$

Successivamente, si costruisce un vettore di supporto attraverso la differenza tra il terzo marker e il marker che fa da origine del sistema di riferimento. Il prodotto vettoriale tra il vettore di supporto appena calcolato e il versore iniziale k deve essere poi normalizzato per essere un versore rappresentante un asse ortogonale al piano formato da k e dal vettore di supporto:

$$i = \frac{(r_{m3} - r_{m2}) \times k}{|(r_{m3} - r_{m2}) \times k|}$$

Infine, l'ultimo versore che definisce il terzo asse ortogonale del sistema di riferimento locale che si vuole costruire si ottiene tramite il prodotto vettoriale dei due versori ortogonali precedentemente trovati:



Figura 3.2.7 - Sistema di riferimento locale $X_i Y_i Z_i$ costruito a partire da tre marker m1, m2 e m3 riferito al sistema di riferimento globale $X_g Y_g Z_g$.

I versori i, j, k rappresentano le direzioni degli assi ortogonali e, insieme alle coordinate 3-D del marker m_2 , definiscono la posa del sistema di riferimento locale considerato rispetto al sistema di riferimento globale della telecamera in ogni istante di tempo (Figura 3.2.7).

In questo modo, le coordinate 3-D di un qualsiasi punto nello spazio possono essere definite rispetto al sistema di riferimento globale o al sistema di riferimento locale creato e si può passare liberamente da un sistema di riferimento all'altro. Infatti, per passare ad esempio da sistema di riferimento locale a globale, è possibile calcolare la posizione di un punto del corpo in esame nello spazio globale (${}^{g}p$). Conoscendone la descrizione della posizione nel sistema di riferimento locale (${}^{l}p$) si pre-moltiplica per la matrice di rotazione ${}^{g}R_{l}$ che permette di allineare il sistema di

riferimento locale a quello globale. A questo punto, si somma la traslazione del sistema di riferimento locale rispetto a quello globale:

$${}^{g}p = {}^{g}R_{l} * {}^{l}p + {}^{g}o$$

Dove la matrice ${}^{g}R_{l}$ definisce l'orientazione del sistema di riferimento locale rispetto al sistema di riferimento globale e ${}^{g}o$ definisce la posizione dell'origine del sistema locale rispetto al globale (Figura 3.2.8).



Figura 3.2.8 - Rappresentazione di un punto generico di un segmento osseo sia rispetto al sistema di riferimento locale sia rispetto al sistema di riferimento globale.

L'informazione dell'orientazione del sistema di riferimento locale rispetto al globale è rappresentata dalla matrice di rotazione, matrice 3x3 che ha in colonna i coseni direttori, ovvero l'informazione indicante l'orientazione di un asse del sistema di riferimento locale relativamente al rispettivo asse del sistema di riferimento globale:

$${}^{g}R_{l} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{X_{g}X_{l}} & \cos\theta_{X_{g}Y_{l}} & \cos\theta_{X_{g}Z_{l}} \\ \cos\theta_{Y_{g}X_{l}} & \cos\theta_{Y_{g}Y_{l}} & \cos\theta_{Y_{g}Z_{l}} \\ \cos\theta_{Z_{g}X_{l}} & \cos\theta_{Z_{g}Y_{l}} & \cos\theta_{Z_{g}Z_{l}} \end{bmatrix}$$

Una volta definita l'orientazione del sistema locale rispetto al globale ${}^{g}R_{l}$ e conoscendo la posizione dell'origine del sistema di riferimento locale rispetto al sistema di riferimento globale ${}^{g}o$ si è definita la sua posa rappresentata da una matrice 4x4:

$${}^{g}\hat{\mathbf{R}}_{l} = \begin{bmatrix} {}^{g}R_{l} & {}^{g}o \\ {}_{0}^{T} & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{X_{g}X_{l}} & \cos\theta_{X_{g}Y_{l}} & \cos\theta_{X_{g}Z_{l}} & {}^{g}o_{x} \\ \cos\theta_{Y_{g}X_{l}} & \cos\theta_{Y_{g}Y_{l}} & \cos\theta_{Y_{g}Z_{l}} & {}^{g}o_{y} \\ \cos\theta_{Z_{g}X_{l}} & \cos\theta_{Z_{g}Y_{l}} & \cos\theta_{Z_{g}Z_{l}} & {}^{g}o_{z} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

3.2.3 Sistema di Riferimento anatomico e Sistema di Riferimento tecnico

Il sistema di riferimento locale può essere anche associato a un segmento osseo del corpo, sotto l'ipotesi che l'osso sia rigido e il sistema di riferimento da costruire sia solidale al segmento. La terna locale fornirà la posa del segmento osseo rispetto al sistema di riferimento globale. La terna locale viene definita anche sistema di riferimento anatomico perché i tre assi ortogonali che si costruiscono devono essere quanto più rappresentativi degli assi dell'articolazione adiacente al segmento, per cui le rotazioni intorno a essi dovrebbero descrivere i movimenti articolari planari (flesso/estensione, ab/adduzione e prono/supinazione). Inoltre, i punti dove si posizionano i marker devono tutti appartenere allo stesso segmento, oltre che essere facili da identificare e determinabili in maniera ripetibile.

Il sistema di riferimento descrive il movimento del segmento rispetto al sistema globale, interno alla telecamera, ma si può pensare di ricavare il movimento relativo tra due segmenti adiacenti conoscendo la posa di entrambi nello spazio. Infatti, conoscendo la posizione e l'orientazione dei sistemi di riferimento adiacenti, si possono conoscere gli angoli delle articolazioni compresi fra questi per ogni frame.

Si è detto che il collocamento dei marker in punti di interesse anatomici è definito attraverso i protocolli di posizionamento. A tal proposito, le articolazioni sono uno snodo fondamentale per un posizionamento anatomico, perché i loro centri sono considerati fondamentali per tracciare i movimenti articolari dei vari segmenti. Ovviamente il posizionamento di un marker al centro di un'articolazione all'interno del corpo non è realizzabile praticamente. Infatti, nella maggior parte dei protocolli esistenti in letteratura, due marker vengono sempre posizionati rispettivamente in posizione mediale e in posizione laterale all'altezza delle articolazioni per individuarne i centri. Questi punti sono facilmente individuabili perché solitamente corrispondono a punti di sporgenza ossea del segmento e quindi posseggono tutte le caratteristiche richieste dai protocolli per un punto di interesse. In seguito, a partire dai centri articolari, si può costruire uno degli assi di rotazione funzionale del segmento osseo considerato. Spesso però, alcuni marker posizionati in punti particolari, come ad esempio in posizione mediale nell'articolazione possono causare problemi durante l'acquisizione. Infatti, potrebbero toccare un'altra parte del corpo e staccarsi oppure potrebbero essere soggetti a occlusione e non essere ripresi in alcuni frame durante l'esecuzione del movimento da parte del soggetto. In generale, l'occlusione di un marker da parte di un'altra parte del corpo è un problema fondamentale per il successivo labeling e postprocessing dei dati acquisiti. Per risolvere questo problema è necessario introdurre un nuovo sistema di riferimento, detto tecnico, sulla base di altri marker che non si trovano lungo le direzioni principali del segmento scheletrico, ma che non hanno problemi di occlusione o di artefatti da cute. A questo punto, si deve ottenere una registrazione eseguita in fase statica per capire la relazione spaziale esistente tra il sistema di riferimento tecnico e il sistema di riferimento anatomico: si vuole quindi conoscere la matrice di rotazione che permette di passare da un sistema di riferimento all'altro, che sarà costante per ogni istante di acquisizione dato che entrambi i sistemi, tecnico e anatomico, sono ipotizzati solidali al segmento. Una volta definita questa informazione, si può abbandonare il sistema di riferimento anatomico e mantenere solo quello tecnico evitando le problematiche legate ai marker in posizioni delicate. In questo modo durante il movimento si ricostruirà la posa del sistema di riferimento anatomico, si potrà ritornare correttamente a esprimere il movimento secondo la posa di quest'ultimo. Per la costruzione del sistema di riferimento tecnico possono essere percorse due strade:

- Cluster di marker tecnico
- Marker set tecnico

Nel primo caso, attraverso un cluster di marker di almeno 3 unità montato sopra un polsino, si ricostruisce un sistema di riferimento con la stessa tecnica di Veldpaus (Veldpaus, Woltring and Dortmans, 1988) spiegata precedentemente, senza che però ci siano legami con gli assi articolari del segmento. Si trova in seguito la relazione con il sistema di riferimento anatomico attraverso una cattura statica e durante l'acquisizione dinamica ci si riferisce al solo sistema del cluster di marker. È la tecnica suggerita dal protocollo CAST stilato da Cappozzo e colleghi presso l'istituto Rizzoli di Bologna (Cappozzo *et al.*, 1995), il quale evidenzia che gli artefatti da cute non sono trascurabili. Ad esempio, Schmidt e colleghi hanno come obiettivo il calcolo degli angoli articolari di polso e gomito servendosi di un'acquisizione ottica del movimento. Per questo utilizzano un cluster di marker rispettivamente per braccio e avambraccio costruendo due sistemi di riferimento tecnici, al fine di sostituire i sistemi anatomici che soffrivano di occlusione dei marker posizionati sul condilo mediale dell'omero e sul processo stiloideo radiale (Figura 3.2.9) (Schmidt *et al.*, 1999).



Figura 3.2.9 - Posizionamento dei marker per la costruzione dei sistemi di riferimento anatomici e dei sistemi di riferimento tecnici. In nero i marker appartenenti ai cluster di marker, in grigio quelli usati per il sistema anatomico. I pallini tratteggiati indicano i centri articolari calcolati a partire dai marker anatomici (Schmidt et al., 1999).

L'altra strada consiste nel sostituire il marker che soffre di occlusione con un altro marker collocato in un punto ben visibile dalla telecamera e non soggetto ad artefatti da cute. Attraverso la nuova terna di marker è possibile costruire un sistema di riferimento tecnico a cui riferirsi durante l'acquisizione dinamica dopo aver trovato il legame tra il sistema tecnico e il sistema anatomico prima della registrazione dei movimenti quando il soggetto è fermo.

In questo studio si vogliono conoscere la posizione e l'orientamento dei segmenti avambraccio destro, braccio destro e tronco durante dei movimenti di *pick and place* tipico dell'ambiente industriale. Durante lo svolgimento del task, il soggetto si troverà seduto a un banco di lavoro ubicato davanti alla telecamera. Il posizionamento dei marker ispirato al protocollo Biomech consigliato da Optitrack e al protocollo Vicon è stato illustrato nella sezione 3.2.1. Di fatto, i gesti effettuati potrebbero portare all'occlusione dei marker che sono collocati sui condili omerali mediale o sui processi stiloidei radiali. Quindi, al fine di creare una seconda terna di marker per poter costruire il sistema tecnico, viene collocato un marker rispettivamente sopra i sensori inerziali sia del braccio che dell'avambraccio. Ricapitolando, si costruiscono un sistema di riferimento anatomico e un sistema di riferimento tecnico per il segmento braccio e un sistema di riferimento tecnico per il segmento braccio e un sistema di riferimento tecnico per il segmento braccio e un sistema di riferimento tecnico per il segmento braccio e un

4.1 Protocollo per l'analisi del movimento attraverso entrambi i sistemi

Lo scopo dello studio è la creazione di un database di informazioni riguardanti la cinematica dei movimenti effettuati da un lavoratore che svolge compiti industriali in posizione seduta davanti a un banco di lavoro. Questi dati, che riguardano principalmente posizione, orientazione, velocità angolari e accelerazioni dei segmenti del corpo umano, si acquisiscono tramite due metodi di motion capture differenti, dei sensori inerziali e un sistema stereofotogrammetrico. I primi sono dei dispositivi in grado di stimare variabili inerziali come le accelerazioni lineari e le velocità angolari, oltre che l'orientazione del segmento a cui sono fissati. Il secondo, invece, registra la posizione dei marker collocati sul segmento e, attraverso la costruzione di sistemi di riferimento solidali al segmento stesso, consente di conoscerne la posa. Affinché questi diversi dati stimati attraverso due strutture differenti si riferiscano allo stesso movimento, i due sistemi devono registrare l'esecuzione dello stesso gesto, quindi devono operare contemporaneamente nella stessa acquisizione del compito portato a termine dal soggetto. Il numero e il posizionamento congiunto di marker per la cattura ottica e di sensori inerziali per la stima delle variabili inerziali sono sintetizzati nella Tabella 4.1.1 e sono mostrati in Figura 4.1.1.

			·
N° IMU USATI	POSIZIONAMENTO IMU	N° MARKER USATI	POSIZIONAMENTO MARKER
7	 Pelvi Spalla x2 Sterno Braccio Avambraccio Tavolo (creazione Sistema di Riferimento fisso) 	17	 4 marker sui processi stiloidei del polso (laterale e mediale) di braccio destro e braccio sinistro 4 marker sui condili del gomito (laterale e mediale) di braccio destro e braccio sinistro 2 marker sugli acromion di spalla destra e spalla sinistra 2 marker sul petto (Sterno, Clavicola) 2 marker sopra gli IMU (Braccio destro, Avambraccio destro) 3 marker sul tavolo (creazione Sistema di Riferimento fisso)

Tabella 4.1.1 - Numero e posizionamento di IMU e marker utilizzati.



Figura 4.1.1 - Posizionamento congiunto di IMU e marker sui soggetti analizzati.

Una volta effettuata l'acquisizione del movimento, le diverse variabili registrate dai due sistemi durante l'effettuazione dello stesso gesto devono essere processate. Infatti, per costruire un archivio di dati in cui le variabili che esprimono posizione e grandezze inerziali siano coerenti e abbiano un significato anatomico, queste devono riguardare gli assi funzionali del segmento, ma devono anche essere riferite allo stesso sistema di riferimento globale.

Inoltre, si deve evidenziare che le informazioni catturate tramite telecamera optoelettronica sono grandezze di posizione, mentre i dati stimati dalle unità inerziali sono di natura inerziale, quindi non è possibile eseguire un confronto diretto sulle variabili registrate per assicurarsi che le stime acquisite siano simili tra loro. Per farlo, si dovrebbe passare attraverso un processo di derivazione delle posizioni dei marker catturate dalla telecamera o mediante un processo di integrazione delle variabili inerziali estratte dai sensori; tuttavia, queste operazioni comportano un'alta propagazione dell'errore che renderebbe il confronto meno affidabile. Ci si può servire però delle informazioni di orientazione nello spazio che i sensori inerziali sono capaci di stimare. A partire da queste, è possibile conoscere gli angoli che si formano tra le orientazioni dei sistemi di riferimento locali propri di ogni sensore. Questi angoli possono essere poi confrontati con quelli calcolati dopo l'elaborazione delle posizioni dei marker. Il confronto degli angoli tra un segmento e l'altro permette di capire se le misure dei due sistemi sono più o meno simili.

L'algoritmo implementato per l'elaborazione dei dati catturati mediante telecamera e IMU per costruire il database citato precedentemente ed effettuare il confronto angolare è descritto dallo schema a blocchi in Figura 4.1.2:



Figura 4.1.2 - Schema a blocchi che descrive l'algoritmo implementato per la creazione del database contenente la cinematica dei movimenti e il confronto angolare tra i due differenti sistemi di acquisizione utilizzati.

La computazione dell'algoritmo è stata effettuata nell'ambiente di lavoro MATLAB 2019b. All'interno dello schema a blocchi, il trattamento dei dati riguardanti le traiettorie dei marker nel tempo è associato al colore blu, mentre lo sviluppo delle informazioni stimate dai sensori inerziali segue il percorso dal colore arancione. I passaggi dell'algoritmo che riguardano entrambi i sistemi di motion capture sono, invece, evidenziati dal colore verde. Nei prossimi paragrafi si commenteranno i vari blocchi dell'algoritmo per illustrare i passaggi che portano dai dati grezzi estratti dai metodi di acquisizione fino al confronto tra gli angoli articolari estrapolati dai due sistemi diversi e alla costruzione di un archivio dati che caratterizzano la cinematica dei movimenti analizzati.

4.1.1 Importazione dati, sincronizzazione temporale e ricampionamento

Una volta catturati i movimenti, i segnali provenienti dalle unità inerziali e le coordinate dei marker registrati dalla telecamera, sono importati nell'ambiente di lavoro MATLAB 2019b dove si svolge il processing. Questo è possibile per i sensori grazie al software MT Manager che gestisce l'attività dei sensori inerziali, esportando i dati sotto forma di file di testo e caricandoli successivamente su MATLAB. Il software Motive, invece, consente la conversione del file contenente l'andamento delle coordinate dei marker nel tempo in formato ".csv" facile da importare sulla piattaforma di analisi e calcolo MATLAB.

In seguito all'importazione dei file, la prima operazione da eseguire è la sincronizzazione dei dati delle due strumentazioni diverse: l'acquisizione di una strumentazione è iniziata prima rispetto all'altra, quindi si deve identificare un istante in cui accada qualcosa di riconoscibile nei dati importati da entrambi i dispositivi. Si è deciso di far dare al soggetto un pugno sul tavolo prima di iniziare i movimenti in analisi, in modo tale che nell'istante di impatto ci siano delle variazioni delle variabili stimate da entrambi i sistemi che possano essere notate con facilità (Figura 4.1.3).



Figura 4.1.3 – Due frame del movimento di sincronizzazione mediante un pugno sul tavolo eseguito da uno dei tester.

Infatti, con questo movimento, le coordinate del marker che si trova sopra il sensore inerziale collocato sull'avambraccio destro tracceranno una traiettoria caratterizzata da un minimo proprio nell'istante di impatto. Durante il labeling si guarda la traiettoria del marker e, appena si individua il suo minimo, si labellizza il marker come "Start" in quel frame, identificando così il momento di impatto. Conseguentemente, tutte le informazioni dei marker saranno considerate a partire da questo istante. Per quanto riguarda i segnali esportati dai sensori inerziali invece, essi saranno tutti caratterizzati da una grossa variazione delle accelerazioni lineari stimate. In particolare, al momento dell'impatto con il tavolo, le accelerazioni lineari subiranno un picco istantaneo nel tempo. Si è deciso quindi di rappresentare la norma delle accelerazioni lineari calcolate dal sensore posizionato sull'avambraccio destro:

$$a_{norma}(t) = \sqrt{a_x^2(t) + a_y^2(t) + a_z^2(t)}$$

Una volta calcolato il valore della norma nel tempo, si mostra il suo andamento durante tutta la registrazione come mostrato nella Figura 4.1.4:



Figura 4.1.4 – Andamento della norma delle accelerazioni lineari stimate dal sensore fissato sul segmento avambraccio destro durante il primo test preliminare.

Il picco istantaneo nei primi campioni di acquisizione viene cerchiato con un pallino rosso. Esso corrisponde all'istante di impatto della mano del soggetto sul tavolo. Quindi si considerano i segnali di tutti gli IMU adoperati solo a partire da questo campione in poi.

Come affermato nel capitolo 2 che tratta la strumentazione impiegata, i due sistemi di acquisizione posseggono delle frequenze di campionamento differenti. Infatti, il numero di frame al secondo che la telecamera riesce ad acquisire è 120. I sensori inerziali, invece, riescono a stimare le variabili inerziali ogni 20 ms, quindi sono dotati di una frequenza di campionamento pari a 50 Hz. Affinché i movimenti da analizzare siano discretizzati con lo stesso passo, si sotto-campiona la stima delle coordinate dei marker registrata dalla telecamera, passando dall'acquisizione di un frame ogni 8,3 ms a quella di 20 ms. Cosi, a partire dall'istante di sincronizzazione, i movimenti compiuti dal soggetto saranno discretizzati con una frequenza di campionamento di 50 Hz per entrambi i metodi di cattura.

71

4.1.2 Costruzione di un Sistema di Riferimento fisso sul tavolo da lavoro

Sia i sensori inerziali che la telecamera registrano segnali riguardanti gli stessi gesti effettuati dal soggetto, ma li riferiscono a due sistemi di riferimento differenti. Infatti, come ricordato prima, le coordinate dei marker raccolte frame per frame dalla barra Optitrack sono riferite al sistema di riferimento proprio della telecamera. Invece, i dati acquisiti dai sensori inerziali MTx sono riferiti a un sistema di riferimento globale Terra, che è stimato dai sensori in base al campo magnetico terrestre. Conseguentemente, le informazioni raccolte dai due sistemi non sono coerenti tra loro. Per risolvere questo problema, si può ipotizzare un sistema di riferimento comune, in modo tale che tutti i dati possano essere riferiti tutti a esso. Si sceglie di costruire questo sistema di riferimento fisso sul banco da lavoro. L'idea è quella di stimare un sistema di riferimento tavolo attraverso dei marker fissi e un IMU fisso. Per prima cosa si posiziona un sensore inerziale MTx, in modo tale che due dei suoi assi seguano perfettamente le direzioni longitudinale e trasversale del tavolo, mentre l'ultimo asse sia in direzione perpendicolare alla superficie del tavolo. Per raggiungere la massima precisione in questa operazione, si allinea il sensore su uno degli spigoli del tavolo, affinché le direzioni degli assi del sistema locale proprio del sensore coincidano con le direzioni del tavolo. Subito dopo, si collocano tre marker fissi sulla superficie, in modo che dalle coordinate spaziali di questi acquisite tramite la telecamera si possa stimare un sistema di riferimento che rimarrà fisso per ogni istante di tempo. Affinché le orientazioni dei due sistemi di riferimento in questione siano coincidenti, si posizionano due dei tre marker appoggiandoli lungo lo spigolo del tavolo, in modo che una delle direzioni dei tre assi sia la stessa. L'ultimo marker è collocato sempre sulla superficie del tavolo, formando così un piano che passa per i tre marker.

I marker fissi sono chiamati A, B e C; a partire da questi si computa l'algoritmo spiegato precedentemente nel paragrafo 3.2.2 per costruire la terna destrorsa di riferimento (Figura 4.1.5).



Figura 4.1.5 - Posizionamento dei marker A, B e C sul tavolo di prova con la costruzione del sistema di riferimento fisso "tavolo".

Innanzitutto, si sceglie un marker le cui coordinate corrisponderanno alle coordinate dell'origine del sistema di riferimento che si vuole costruire, in questo caso il marker B.

Successivamente si stima il primo versore che giace sull'asse X del sistema di riferimento del tavolo come differenza normalizzata tra il marker A e il marker B, scelto come origine:

$$i = \frac{A - B}{|A - B|}$$

Dopo si crea un vettore di supporto come differenza tra l'ultimo marker C e l'origine del sistema B che stia sullo stesso piano del versore *i*. Il piano coincide con la superficie del tavolo, il versore perpendicolare al suddetto piano punterà verso l'alto verticalmente e definirà l'asse Z del sistema tavolo. Il prodotto vettoriale normalizzato tra il vettore di supporto e il primo versore *i*, è uguale al versore *k*:

$$k = \frac{i \times (C - B)}{|i \times (C - B)|}$$

In conclusione, l'ultimo versore della terna di riferimento del tavolo si otterrà tramite prodotto vettoriale tra i precedenti versori trovati e indicherà la direzione Y del sistema di riferimento:

$$j = k \times i$$

Conoscendo i tre versori che indicano le direzioni degli assi ortogonali del sistema di riferimento tavolo e le coordinate del marker B scelto come origine, si può comporre una matrice di posa 4x4 chiamata ${}^{c}\hat{R}_{t}$ che descriva orientazione e posizione del sistema tavolo (espresso tramite il pedice *t*) rispetto al sistema di riferimento della telecamera (espresso tramite l'apice *c*):

$${}^{c}\hat{\mathbf{R}}_{t} = \begin{bmatrix} i_{t} * i_{c} & j_{t} * i_{c} & k_{t} * i_{c} & {}^{c}X_{B} \\ i_{t} * j_{c} & j_{t} * j_{c} & k_{t} * j_{c} & {}^{c}Y_{B} \\ i_{t} * k_{c} & j_{t} * k_{c} & k_{t} * k_{c} & {}^{c}Z_{B} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

L'espressione dei dati raccolti nel sistema di riferimento tavolo è possibile pre-moltiplicando i dati in questione per la matrice inversa della matrice di posa del sistema tavolo. Essa esprime la posa del sistema della telecamera rispetto al sistema del tavolo appena stimato:

$${}^{t}\hat{R}_{c} = ({}^{c}\hat{R}_{t})^{-1}$$

Ad esempio, la posizione di un marker nello spazio telecamera è espressa tramite 3 coordinate; quindi, essendo la matrice di posa ${}^t\hat{R}_c$ una matrice 4x4, è necessario modificare il vettore 3x1 di posizione cp in un vettore 4x1 aggiungendo un fattore 1:

$${}^{t}p = {}^{t}\hat{R}_{c} * {}^{c}p$$

Con:

- ^cp = [^cp_X ^cp_Y ^cp_Z 1] ^T posizione del punto generico p rispetto al sistema di riferimento della telecamera;
- ${}^{t}p = [{}^{t}p_{X} {}^{t}p_{Y} {}^{t}p_{Z} 1]^{T}$ posizione del punto generico *p* rispetto al sistema del tavolo.

Il discorso è valido anche per i sistemi di riferimento anatomici e tecnici costruiti sui segmenti corporei a partire dai marker che verranno approfonditi nei paragrafi successivi. Essi esprimono l'orientazione e la posizione dei segmenti nello spazio rispetto al sistema di riferimento proprio della telecamera, perché sono creati a partire dalle coordinate dei marker riferite a questo sistema. Le terne anatomiche e tecniche sono rappresentate attraverso matrici di posa 4x4 che possiamo definire genericamente ${}^{c}\hat{R}_{m}$, dove l'apice *m* si riferisce al fatto che sono composti a partire dai marker. Anch'esse possono essere riferite al sistema di riferimento del tavolo con la stessa pre-moltiplicazione illustrata prima:

$${}^{t}\hat{\mathbf{R}}_{m} = {}^{t}\hat{\mathbf{R}}_{c} \cdot {}^{c}\hat{\mathbf{R}}_{m}$$

Attraverso questa matrice si possono quindi riferire tutti i dati estratti dalla telecamera al sistema di riferimento fisso del tavolo appena determinato.

Per quanto riguarda gli IMU invece, l'orientazione descritta dal sistema di riferimento locale del sensore fissato sul tavolo esprime anche l'orientazione del tavolo rispetto al sistema globale Terra, che i sensori stimano contemporaneamente e a cui riferiscono le informazioni acquisite. La Figura 4.1.6 mostra una vista dall'alto dei posizionamenti di marker (in blu) e del sensore (in arancione) sul tavolo e i rispettivi sistemi di riferimento costruiti.



Figura 4.1.6 - Vista dall'alto del tavolo di lavoro dove sono posizionati i marker (in verde) e il sensore inerziale MTx (in arancione) con i loro sistemi di riferimento fissi rispettivamente in azzurro e in verde scuro.

Il procedimento logico relativo alle informazioni ottiche può essere applicato alle matrici di orientazione ${}^{G}R_{IMUi}$ dei sensori inerziali sistemati sul corpo del soggetto, le quali esprimono l'orientazione del sistema di riferimento locale del sensore in questione rispetto al sistema globale Terra. Tali matrici possono essere pre-moltiplicate per la matrice ${}^{t}R_{G}$, inversa della matrice ${}^{G}R_{t}$ che esprime l'orientazione del sistema di riferimento fisso tavolo rispetto al sistema Terra. In questo modo si ottengono le orientazioni del sensore inerziale rispetto al sistema di riferimento fisso costruito sul tavolo:

$${}^{t}R_{IMUi} = {}^{t}R_{G} \cdot {}^{G}R_{IMUi}$$

$$\operatorname{Con} {}^{t}R_{G} = inv({}^{G}R_{t}).$$

Allo stesso modo, si possono considerare le informazioni di accelerazione e velocità angolare che i sensori inerziali posizionati sui segmenti corporei acquisiscono lungo gli assi dei propri sistemi di riferimento locali. Se i vettori che definiscono queste informazioni (espressi come ^{IMUi}dataIMU) vengono pre-moltiplicati per la matrice appena trovata ^t R_{IMUi} , si otterranno gli stessi vettori riferiti non più agli assi locali ma al sistema di riferimento creato sul banco da lavoro:

$^{t}dataIMU = ^{t}R_{IMUi} \cdot ^{IMUi}dataIMU$

Quindi, si conosce adesso la relazione che esiste tra il sistema di riferimento del tavolo ed entrambi i sistemi di riferimento a cui si riferiscono le informazioni registrate: il sistema di riferimento telecamera che caratterizza le acquisizioni stereofotogrammetriche e il sistema di riferimento globale Terra che caratterizza invece le stime inerziali.

Il processo che genera il cambio di riferimento delle informazioni catturate da ambedue i sistemi di acquisizione e le esprime tutte secondo il sistema di riferimento costruito sul tavolo è illustrato nella Figura 4.1.7.



Figura 4.1.7 - Processo di cambio di riferimento dei dati acquisiti e riferiti al sistema di riferimento fisso creato sul tavolo da lavoro.

4.1.3 Segmento Avambraccio: Sistemi di Riferimento anatomico e tecnico

Come detto nel paragrafo precedente, le coordinate dei marker devono essere processate per ottenere delle terne di riferimento che esprimano la posizione e l'orientazione dei segmenti da studiare nello spazio. Riguardo queste terne sono già stati illustrati nel paragrafo 3.2.3 i sistemi di riferimento anatomici e tecnici che in questo studio caratterizzeranno il segmento dell'avambraccio destro, il segmento del braccio destro e il segmento del tronco.

I marker che tracciano il segmento avambraccio sono collocati rispettivamente su:

- Processo stiloideo ulnare (mediale) del polso destro (WMR)
- Processo stiloideo radiale (laterale) del polso destro (WLR)
- Condilo mediale del gomito destro (EMR)
- Condilo laterale del gomito destro (ELR)

• Marker di supporto sopra il sensore inerziale fissato all'avambraccio (SFA)

Per costruire il sistema di riferimento anatomico (in blu in Figura 4.1.8), si parte calcolando i centri articolari di polso WCR e di gomito ECR (evidenziati con dei cerchi dalla linea tratteggiata in Figura) come punti medi rispettivamente tra processi stiloidei mediale e laterale e tra condili omerali mediale e laterale:



Figura 4.1.8 - Sistema di riferimento anatomico (in blu) e sistema si riferimento tecnico (in rosso) del segmento avambraccio.

L'origine del sistema di riferimento anatomico coincide con il centro dell'articolazione del polso WCR. In seguito, si calcola il primo versore i_{fa} come differenza normalizzata tra i due centri articolari citati. Questo versore rappresenta la direzione dell'asse X del sistema di riferimento anatomico coincidente con la direzione longitudinale del segmento:

$$i_{fa} = \frac{ECR - WCR}{|ECR - WCR|}$$

Successivamente, mediante i marker WMR e WLR, si calcola un vettore di supporto passante da entrambi, che non coincide con l'asse medio-laterale del segmento perché non è detto che sia perpendicolare a i_{fa} . Quindi si trova il versore k_{fa} perpendicolare al piano formato dal versore i_{fa} e dal suddetto vettore di supporto, rappresentante la direzione dell'asse postero-anteriore dell'avambraccio lungo l'asse Z. Il prodotto vettoriale tra il primo versore i_{fa} e il vettore di supporto è poi normalizzato per ottenere il versore k_{fa} :

$$k_{fa} = \frac{i_{fa} \times (WLR - WMR)}{\left|i_{fa} \times (WLR - WMR)\right|}$$

Infine, l'ultimo versore j_{fa} è quello che definisce la direzione Y del sistema anatomico lungo l'asse medio-laterale del segmento avambraccio si calcola come prodotto dei due versori trovati precedentemente:

$$j_{fa} = k_{fa} \times i_{fa}$$

Avendo calcolato i tre versori del sistema di riferimento anatomico del segmento avambraccio e avendone scelta l'origine, la sua posa può essere descritta attraverso una matrice 4x4 chiamata ${}^{t}\hat{R}_{fa}$, dove il pedice *fa* si riferisce al sistema di riferimento anatomico dell'avambraccio e l'apice *t* si riferisce al sistema di riferimento fisso del tavolo rispetto al quale sono espressi i versori e la posizione dell'origine WCR:

$${}^{t}\hat{\mathbf{R}}_{fa} = \begin{bmatrix} i_{fa} * i_{t} & j_{fa} * i_{t} & k_{fa} * i_{t} & {}^{t}X_{WCR} \\ i_{fa} * j_{t} & j_{fa} * j_{t} & k_{fa} * j_{t} & {}^{t}Y_{WCR} \\ i_{fa} * k_{t} & j_{fa} * k_{t} & k_{fa} * k_{t} & {}^{t}Z_{WCR} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

Come introdotto nel paragrafo 3.2.3, per sopperire alla potenziale occlusione durante lo svolgimento dei gesti dei marker posizionati in posizione radiale del polso (WLR) e mediale del gomito (EMR), si introduce un sistema di riferimento tecnico a partire dai marker in posizione ulnare (mediale) di polso (WMR) e laterale del gomito (ELR) e il marker di supporto posizionato sul sensore inerziale (SFA).

Si parte costruendo il versore i_{tecf} mediante l'uso dei marker WMR, che è scelto anche come origine del sistema di riferimento tecnico, ed ELR:

$$i_{tecf} = \frac{ELR - WMR}{|ELR - WMR|}$$

In seguito, si calcola il vettore di supporto come differenza tra le coordinate dei marker SFA e l'origine WMR e si trova il versore perpendicolare al piano formato dal versore i_{tecf} e dal suddetto vettore di supporto:

$$k_{tecf} = \frac{i_{tecf} \times (SFA - WMR)}{|i_{tecf} \times (SFA - WMR)|}$$

Per ultimo viene calcolato il versore j_{tecf} perpendicolare ai due versori indicanti le direzioni degli assi del sistema tecnico precedentemente trovati:

$$j_{tecf} = k_{tecf} \times i_{tecf}$$

La posa del sistema tecnico può essere definita attraverso una matrice 4x4 dal nome ${}^t\hat{R}_{tecf}$, dove il pedice tecf si riferisce al sistema di riferimento tecnico legato all'avambraccio e l'apice t si riferisce al sistema di riferimento del tavolo rispetto al quale sono espressi versori e posizione dell'origine WMR:

$${}^{t}\hat{\mathbf{R}}_{tecf} = \begin{bmatrix} i_{tecf} * i_{t} & j_{tecf} * i_{t} & k_{tecf} * i_{t} & {}^{t}X_{WMR} \\ i_{tecf} * j_{t} & j_{tecf} * j_{t} & k_{tecf} * j_{t} & {}^{t}Y_{WMR} \\ i_{tecf} * k_{t} & j_{tecf} * k_{t} & k_{tecf} * k_{t} & {}^{t}Z_{WMR} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

I due sistemi di riferimento costruiti, entrambi riferiti al sistema di riferimento fissato sul tavolo, sono legati da un'espressione che consente di passare dal sistema di riferimento tecnico a quello anatomico in qualsiasi istante. Tramite un'acquisizione in fase statica precedente alla registrazione dei movimenti, si definisce questa relazione tra i due sistemi in modo da permettere l'abbandono del sistema anatomico durante la cattura. La matrice di posa che permette di passare dal sistema di riferimento tecnico a quello anatomico è definita come:

$${}^{fa}\hat{R}_{tecf} = {}^{fa_stat}\hat{R}_{tecf_stat} = {}^{fa_stat}\hat{R}_t * {}^t\hat{R}_{tecf_stat}$$

Dove $fa_stat\hat{R}_t$ è la matrice 4x4 inversa della matrice \hat{R}_{fa_stat} che esprime il sistema di riferimento anatomico rispetto al sistema tavolo durante la fase statica:

$$\hat{\mathbf{R}}_{t} = (^{t} \hat{\mathbf{R}}_{fa_stat})^{-1}$$

Passando adesso alla fase dinamica, si conosce la matrice $4x4xn {}^{t}R_{tecf}$ che rappresenta il sistema di riferimento tecnico istante per istante. Post-moltiplicandola per la matrice ${}^{fa}\hat{R}_{tecf}$ che esprime la relazione tra sistema tecnico e anatomico dell'avambraccio, si ottiene la matrice 4x4xn che esprime la posa del sistema di riferimento anatomico dell'avambraccio durante la fase dinamica lunga *n* frame:

$${}^{t}\mathbf{R}_{fa} = {}^{t}\mathbf{R}_{tecf} * {}^{tecf}\mathbf{R}_{fa}$$

4.1.4 Segmento Braccio: Sistemi di Riferimento anatomico e tecnico

Allo stesso modo dell'avambraccio, si caratterizza il segmento braccio attraverso un sistema di riferimento anatomico e un sistema di riferimento tecnico. Anche in questo caso, il sistema di riferimento anatomico potrebbe soffrire del problema di occlusione di un marker, si ipotizza in particolare quello piazzato sul condilo omerale mediale. I posizionamenti dei marker utilizzati per definire il segmento braccio sono rispettivamente:

- Condilo mediale del gomito destro (EMR)
- Condilo laterale del gomito destro (ELR)
- Acromion della spalla destra (ACR)
- Marker di supporto sopra il sensore inerziale posizionato sul segmento braccio (SUA)

Partendo dalla costruzione del sistema di riferimento anatomico (in blu in Figura 4.1.9), l'origine scelta coincide con il centro articolare del gomito e si calcola come precedentemente visto come la media tra le coordinate dei marker sui condili mediale e laterale del gomito:



Figura 4.1.9 - Sistema di riferimento anatomico (in blu) e sistema si riferimento tecnico (in rosso) del segmento braccio.

Inoltre, per identificare il centro dell'articolazione della spalla destra SCR, secondo quanto affermato da Rab e colleghi (Rab, Petuskey and Bagley, 2002), si prende in considerazione la distanza tra i due acromion, chiamata *dAC*, e partendo dalle coordinate del marker sull'acromion destro ci si sposta del 17% di questa distanza lungo la direzione verticale, che corrisponde alla direzione Z del sistema di riferimento fisso tavolo, ma verso il basso. Basta, quindi, sottrarre al vettore coordinate dell'acromion un vettore non nullo solo sulla componente Z riferito al sistema tavolo:

$$SCR = ACR - {}^{t}[0 \ 0 \ \frac{17}{100} * dAC]$$

Il secondo passo consiste nel determinare il versore i_{ua} che si trova sulla direzione longitudinale del sistema di riferimento anatomico lungo l'asse X. Si calcola come differenza normalizzata tra le posizioni 3-D del centro dell'articolazione della spalla e del centro dell'articolazione del gomito:

$$i_{ua} = \frac{SCR - ECR}{|SCR - ECR|}$$

In seguito, è necessario definire un vettore di supporto come differenza tra il marker posizionato sul condilo laterale ELR e quello sul condilo mediale del gomito EMR, per creare insieme al versore i_{ua} appena trovato un piano che sia perpendicolare al versore k_{ua} giacente lungo la direzione postero-anteriore del segmento braccio. Come detto precedentemente per l'avambraccio, questo vettore di supporto non è matematicamente perpendicolare al primo versore e non coincide di fatto con l'asse medio-laterale. Il versore k_{ua} lungo la direzione postero-anteriore del braccio si computa come:

$$k_{ua} = \frac{i_{ua} \times (ELR - EMR)}{|i_{ua} \times (ELR - EMR)|}$$

Per ultimo, il versore in direzione medio-laterale j_{ua} , che descrive la direzione Y del sistema anatomico del segmento avambraccio, si determina come prodotto dei due versori trovati precedentemente:

$$j_{ua} = k_{ua} \times i_{ua}$$

Si può quindi definire attraverso la matrice 4x4 ${}^{t}\hat{R}_{ua}$ la posizione dell'origine ECR e l'orientamento del sistema anatomico del braccio (indicato nel pedice con *ua*) rispetto al sistema di riferimento legato al tavolo (indicato con l'apice *t*):

$${}^{t}\hat{\mathbf{R}}_{ua} = \begin{bmatrix} i_{ua} * i_{t} & j_{ua} * i_{t} & k_{ua} * i_{t} & {}^{t}X_{ECR} \\ i_{ua} * j_{t} & j_{ua} * j_{t} & k_{ua} * j_{t} & {}^{t}Y_{ECR} \\ i_{ua} * k_{t} & j_{ua} * k_{t} & k_{ua} * k_{t} & {}^{t}Z_{ECR} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Si passa adesso alla computazione del sistema di riferimento tecnico solidale al segmento braccio che permette di non perdere informazioni durante la fase dinamica. Il problema di occlusione è probabilmente dato dal marker posizionato sul condilo mediale dell'omero; di conseguenza ci si serve dei marker collocati lateralmente sul gomito (ELR), sull'acromion (ACR) e sopra il sensore inerziale (SUA).

Il primo versore i_{tecu} si determina come differenza poi normalizzata tra le coordinate del marker ACR e le coordinate del marker ELR, che è inoltre l'origine del sistema di riferimento tecnico:

$$i_{tecu} = \frac{ACR - ELR}{|ACR - ELR|}$$

In seguito, si stima il vettore di supporto al fine di costruire il versore k_{tecu} , il quale è perpendicolare al piano formato dal vettore di supporto e il primo versore i_{tecu} . Il vettore di supporto è dato dalla differenza tra i marker SUA e ELR. A questo punto il versore k_{tecu} è uguale al prodotto vettoriale normalizzato tra il primo versore i_{tecu} e il vettore di supporto:

$$k_{tecu} = \frac{i_{tecu} \times (SUA - ELR)}{|i_{tecu} \times (SUA - ELR)|}$$

In conclusione il versore j_{tecu} , perpendicolare ai due versori stimati precedentemente, coincide con il prodotto vettoriale di questi ultimi:

$$j_{tecu} = k_{tecu} \times i_{tecu}$$

Anche in questo caso si può esprimere la posa del sistema tecnico istante per istante tramite la matrice ${}^{t}\hat{R}_{tecu}$, dove il pedice tec*u* è legato al sistema di riferimento tecnico del braccio e l'apice *t* è relazionato al sistema fisso del tavolo:

$${}^{t}\hat{\mathbf{R}}_{tecu} = \begin{bmatrix} i_{tecu} * i_{t} & j_{tecu} * i_{t} & k_{tecu} * i_{t} & {}^{t}X_{ELR} \\ i_{tecu} * j_{t} & j_{tecu} * j_{t} & k_{tecu} * j_{t} & {}^{t}Y_{ELR} \\ i_{tecu} * k_{t} & j_{tecu} * k_{t} & k_{tecu} * k_{t} & {}^{t}Z_{ELR} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Come precedentemente affermato, durante la fase dinamica, poiché il marker mediale del gomito EMR si potrebbe oscurare, non si riesce a computare il sistema di riferimento anatomico istante per istante. Quindi, in primo luogo si calcola la relazione esistente in fase statica tra sistema di riferimento tecnico ${}^{t}\hat{R}_{tecu_{stat}}$ e sistema di riferimento anatomico ${}^{t}\hat{R}_{ua_{stat}}$, pre-moltiplicando la matrice del sistema tecnico per l'inversa di quest'ultima:

$${}^{ua}\hat{R}_{tecu} = {}^{ua_stat}\hat{R}_{tecu_stat} = {}^{ua_stat}\hat{R}_t * {}^t\hat{R}_{tecu_stat}$$

Dove ${}^{ua}\hat{R}_{tecu}$ esprime la relazione del sistema di riferimento tecnico rispetto al sistema di riferimento anatomico del braccio.

In fase dinamica, invece, si ha a disposizione la matrice ${}^{t}\hat{R}_{tecu}$ che definisce la posa del sistema di riferimento tecnico durante gli *n* istanti. Per trovare la matrice $4x4xn {}^{t}\hat{R}_{ua}$, la quale definisce la posa del sistema anatomico rispetto al sistema di riferimento del tavolo per ogni istante dell'acquisizione, si post-moltiplica la matrice del sistema tecnico per la matrice inversa della relazione trovata in statica ${}^{ua}\hat{R}_{tecu} = ({}^{tecu}\hat{R}_{ua})^{-1}$:

$${}^{t}\hat{R}_{ua} = {}^{t}\hat{R}_{tecu} * {}^{tecu}\hat{R}_{ua}.$$

Durante le acquisizioni dinamiche dalle informazioni registrate si costruirà il sistema di riferimento tecnico del braccio, ma attraverso questa operazione si conoscerà la posa del sistema di riferimento anatomico del braccio per la durata della fase dinamica.

4.1.5 Segmento Tronco: Sistema di Riferimento anatomico

Il sistema di riferimento anatomico del segmento tronco si costruisce utilizzando i marker collocati sull' acromion della spalla destra (ACR) e sull'acromion della spalla sinistra (ACL). Si è detto in precedenza che per comporre un sistema di riferimento locale si necessita di almeno tre marker. In questo caso, per completare la terna si formula un'ipotesi legata all'orientamento del segmento braccio rispetto al segmento tronco quando il soggetto mantiene la posizione neutra staticamente. L'ipotesi consiste nell'affermare che quando il soggetto è in posizione neutra, il segmento del braccio è perfettamente allineato longitudinalmente al segmento tronco. Di conseguenza, l'angolo che si forma sul piano sagittale tra i due segmenti, che è definito comunemente angolo di flesso/estensione dell'articolazione di spalla, è nullo (Figura 4.1.10).



Figura 4.1.10 - (a) rappresenta la posizione neutra (N-pose) insieme ai piani anatomici. In (b) è rappresentato il movimento di flesso/estensione, dove nella prima immagine l'angolo tra il segmento tronco e il segmento avambraccio è pari a 180°, mentre nella seconda immagine l'angolo è nullo.

Si può quindi affermare che il versore i_{ua} che giace sull'asse X del sistema di riferimento anatomico del braccio è parallelo al versore rappresentante la direzione longitudinale del segmento tronco i_{tr} . Di conseguenza, il versore i_{ua} relativo al sistema anatomico del braccio durante gli istanti iniziali in cui il soggetto manterrà la posizione statica sarà utilizzato come vettore di supporto nella costruzione del sistema di riferimento anatomico del tronco (in blu in Figura 4.1.11).



Figura 4.1.11 - Sistema di riferimento anatomico del segmento tronco che si serve dell'asse X del sistema anatomico del braccio come vettore di supporto.

Per prima cosa si calcola l'origine del sistema di riferimento anatomico del tronco, che corrisponde al punto medio tra le posizioni dei marker collocati sui due acromion:

$$ACM = \frac{ACR + ACL}{2}$$

In seguito si genera il versore j_{tr} , che segue la direzione medio-laterale del tronco e giace lungo l'asse Y; tale versore viene calcolato come differenza normalizzata tra il marker posizionato sull'acromion della spalla destra ACR e l'origine del sistema di riferimento appena calcolato ACM:

$$j_{tr} = \frac{ACR - ACM}{|ACR - ACM|}$$

Come già anticipato, nei primi istanti in cui la posa è neutra, si forma un piano con il versore longitudinale che giace lungo l'asse X del sistema anatomico del braccio e il versore j_{tr} appena calcolato; tale piano è perpendicolare all'asse postero-anteriore del tronco, rappresentato dal versore k_{tr} che giace sull'asse Z del sistema anatomico del tronco. Il prodotto vettoriale tra il versore di supporto e il versore j_{tr} risulterà uguale a k_{tr} :

$$k_{tr} = i_{ua} \times j_{tr}$$

Infine, il versore in direzione infero-superiore i_{tr} lungo l'asse X del sistema anatomico del segmento tronco si stima effettuando il prodotto vettoriale dei due versori trovati precedentemente:

$$i_{tr} = j_{tr} \times k_{tr}$$

Anche per il tronco, avendo generato i tre versori che rappresentano la direzione degli assi del sistema anatomico e avendo calcolato l'origine dello stesso come media delle coordinate dei due acromion nel punto chiamato ACM, si può descrivere la posa con la matrice 4x4 ${}^t\hat{R}_{tr}$, dove il pedice *tr* indica il segmento tronco, mentre l'apice *t* si riferisce al sistema di riferimento fisso del tavolo:

$${}^{t}\hat{\mathbf{R}}_{tr} = \begin{bmatrix} i_{tr} * i_{t} & j_{tr} * i_{t} & k_{tr} * i_{t} & {}^{t}X_{ACM} \\ i_{tr} * j_{t} & j_{tr} * j_{t} & k_{tr} * j_{t} & {}^{t}Y_{ACM} \\ i_{tr} * k_{t} & j_{tr} * k_{t} & k_{tr} * k_{t} & {}^{t}Z_{ACM} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

Nel caso del tronco, non ci sono marker che potrebbero soffrire di occlusione, quindi creare un sistema di riferimento tecnico non è necessario. Le informazioni estrapolate dalla registrazione dei movimenti si riferiranno direttamente al sistema di riferimento anatomico del segmento tronco rispetto al sistema fisso tavolo.

4.1.6 Ricostruzione traiettorie dei marker occlusi

In precedenza, si è ampiamente descritto il problema di occlusione che durante la fase dinamica potrebbe colpire i marker che si posizionano sull'articolazione del polso e quello in posizione mediale nell'articolazione del gomito. Durante lo svolgimento dei movimenti, infatti, questi marker potrebbero essere coperti dai segmenti corporei o dagli altri oggetti presenti nell'ambiente di lavoro, rendendo impossibile il tracciamento della loro traiettoria per tutti gli istanti di acquisizione. I marker, come detto prima, vengono sfruttati per la costruzione del sistema di riferimento anatomico del segmento avambraccio, inoltre quello sul gomito anche per la creazione del sistema di riferimento anatomico del segmento braccio. Proprio per questa ragione viene introdotto un sistema di riferimento tecnico che possa rappresentare la posa del segmento nello spazio in tutti gli istanti di tempo. Nella maggior parte degli studi in letteratura, i marker che sono utilizzati per la creazione del sistema di riferimento anatomico in fase statica vengono rimossi, per evitare che la telecamera confonda marker vicini durante i movimenti o che ingombrino il soggetto; di conseguenza, durante la fase dinamica ci si serve della sola informazione dei sistemi di riferimento tecnici. In questo studio, si è deciso di lasciare i marker che soffrono di occlusione attaccati al segmento, anche perché nell'esecuzione dei movimenti scelti non infastidiscono il soggetto. Questa decisione è legata alla volontà di effettuare un confronto tra la traiettoria seppur parziale dei marker potenzialmente occlusi e la loro ricostruzione a partire dalle informazioni fornite dal sistema di riferimento tecnico. Si può, infatti, tracciare comunque la traiettoria dei marker occlusi, anche se per pochi frame dell'acquisizione. Pertanto, quando il marker non è ben visibile dalla telecamera, si può ricostruire la sua traiettoria in tutti gli istanti basandosi solo sulla posa del sistema di riferimento tecnico. Infatti, la relazione che esiste tra il marker e il sistema tecnico in fase statica è la stessa anche durante la dinamica, essendo entrambi ipotizzati solidali al segmento a cui appartengono. In conclusione, è possibile controllare che la traiettoria ricostruita dall'informazione del sistema tecnico sia uguale a quella reale del marker, seppur parziale, a meno di errori dovuti ad artefatti.

In particolare, durante la fase statica si definiscono:

- ${}^{t}p_{stat}$ il vettore delle coordinate del marker che soffre di occlusione rispetto al sistema fisso del tavolo con l'aggiunta di un fattore 1: ${}^{t}p_{stat} = [{}^{t}p_{x_{stat}} {}^{t}p_{y_{stat}} {}^{t}p_{z_{stat}} 1]^{T}$;
- ^t R̂_{tec_stat} la matrice di posa del sistema di riferimento tecnico proprio del segmento in analisi.

La relazione esistente tra sistema di riferimento tecnico ${}^{t}\hat{R}_{tec_stat}$ e il vettore posizione del marker ${}^{t}p_{stat}$, valida anche durante la fase dinamica è la seguente:

$${}^{tec}p = {}^{tec_stat}p_{stat} = {}^{tec_stat}\hat{R}_t * {}^{t}p_{stat}$$

Durante la fase dinamica, si ha a disposizione solo la posa del sistema di riferimento tecnico istante per istante definita ${}^t\hat{R}_{tec}$. Si ricostruisce la traiettoria del marker colpito da occlusione grazie alla relazione appena trovata:

$${}^{t}p_{ricostruita} = {}^{t}\hat{R}_{tec} * {}^{tec}p$$

Dove ${}^{t}p_{ricostruita}$ è il vettore delle coordinate del marker che soffre di occlusione per tutti i frame della dinamica ricreato dalle sole informazioni tecniche. La traiettoria che disegna non ha lacune in nessun istante dell'acquisizione dinamica.

Adesso si può confrontare la traiettoria prodotta a partire dalle coordinate ricostruite ${}^{t}p_{ricostruita}$ e la traiettoria reale del marker creata dalle coordinate ${}^{t}p_{reale}$ acquisite dalla telecamera stessa. Le traiettorie dei vari marker registrate direttamente da telecamera oppure ricostruite attraverso un sistema di riferimento tecnico sono utilizzate per creare uno stick-diagram dei segmenti principali in analisi. Come detto precedentemente, si ipotizza di ricostruire le traiettorie dei marker riguardanti condilo mediale del gomito (EMR) e processo radiale del polso (WLR). Inoltre, si considerano le traiettorie dei marker posizionati sul braccio sinistro, il quale resta appoggiato sul tavolo per tutti i movimenti, e di quelli collocati su sterno e clavicola per schematizzare il segmento del tronco. Innanzitutto, si inizia calcolando i centri delle articolazioni di entrambi gli arti, che sono i punti terminali dei segmenti dello stick-diagram. Con le operazioni viste precedentemente per il solo braccio destro, si calcolano, i centri delle articolazioni a partire dalle coordinate dei marker mediali e laterali di polso e di gomito:

$$WCR = \frac{WLR_{ricostruito} + WMR}{2}$$
$$WCL = \frac{WLL + WML}{2}$$
$$ECR = \frac{ELR + EMR_{ricostruito}}{2}$$
$$ECL = \frac{ELL + EML}{2}$$

Dove:

- WCR è l'acronimo che indica il centro dell'articolazione del polso del braccio destro
- WLR_{ricostruito} è l'acronimo della traiettoria del marker collocato in posizione radiale del polso destro ricostruita perché si ipotizza che il marker soffra di occlusione durante il movimento
- *WMR* è l'acronimo che indica il marker collocato in posizione mediale del polso del braccio destro
- WCL è l'acronimo che indica il centro dell'articolazione del polso del braccio sinistro
- WLL è l'acronimo che indica il marker collocato in posizione laterale del polso del braccio sinistro
- *WML* è l'acronimo che indica il marker collocato in posizione mediale del polso del braccio sinistro
- ECR è l'acronimo che indica il centro dell'articolazione del gomito del braccio destro

- *EMR_{ricostruito}* è l'acronimo della traiettoria del marker collocato in posizione mediale del braccio destro ricostruita perché si ipotizza che il marker soffra di occlusione durante il movimento
- *ELR* è l'acronimo che indica il marker collocato in posizione laterale del gomito del braccio destro
- ECL è l'acronimo che indica il centro dell'articolazione del gomito del braccio sinistro
- *ELL* è l'acronimo che indica il marker collocato in posizione laterale del gomito del braccio sinistro
- *EML* è l'acronimo che indica il marker collocato in posizione mediale del gomito del braccio sinistro

Dopo aver calcolato i centri articolari di polso e gomito di entrambi gli arti, ci si concentra sulle articolazioni delle spalle, che collegano in questo stick-diagram il segmento braccio al segmento tronco. Nel paragrafo 4.1.4 riguardante il sistema di riferimento anatomico del braccio, si era affermato che il centro della spalla può essere ipotizzato in un punto il 17% della distanza tra gli acromion (*dAC*) più in basso, lungo la direzione verticale del sistema di riferimento "tavolo", della posizione del marker collocato sull'acromion:

$$SCR = ACR - {}^{t}[0 \ 0 \ \frac{17}{100} * dAC]$$
$$SCL = ACL - {}^{t}[0 \ 0 \ \frac{17}{100} * dAC]$$

Dove:

- SCR è l'acronimo che indica il centro dell'articolazione della spalla destra
- ACR è l'acronimo che indica il marker collocato sull'acromion della spalla destra
- SCL è l'acronimo che indica il centro dell'articolazione della spalla sinistra
- ACL è l'acronimo che indica il marker collocato sull'acromion della spalla sinistra

Infine si calcola il punto medio tra i due acromion per avere un ulteriore punto di descrizione del segmento tronco:

$$ACM = \frac{ACR + ACL}{2}$$

Dove:

- ACM è l'acronimo che indica il punto medio tra i due acromion
- ACR è l'acronimo che indica il marker collocato sull'acromion della spalla destra
- ACL è l'acronimo che indica il marker collocato sull'acromion della spalla sinistra

Adesso, prendendo in considerazione le traiettorie dei marker IJ (punto terminale mediale della clavicola), T8 (sterno) e le traiettorie tracciate dai punti calcolati WCR, ECR, SCR, ACM, SCL, ECL e WCL, si può disegnare l'evoluzione della catena cinematica nel tempo attraverso uno stickdiagram i cui segmenti collegano i punti sopracitati (Figura 4.1.12).

Si utilizzano inoltre le traiettorie tracciate dai marker posizionati sopra i sensori inerziali di braccio (SUA) e avambraccio (SFA) destro per avere un'idea della loro posizione rispetto alla catena cinematica durante la fase di movimento.



Stick diagram evolution in time

Figura 4.1.12 - Frame dello stick-diagram rappresentante l'evoluzione della catena cinematica studiata nel tempo.

4.1.7 Riferimento dati dei sensori inerziali agli assi anatomici

Per i dati legati ai sensori inerziali si deve fare un ulteriore passaggio in modo che le orientazioni esprimano dati relativi alle direzioni principali dei segmenti, non essendo gli assi del sistema di riferimento locale dei vari sensori coincidenti con gli assi anatomici dei segmenti. Le direzioni anatomiche si ipotizzano coincidenti con i sistemi di riferimento anatomici precedentemente costruiti a partire dalle informazioni dei marker, mentre il sensore è collocato sul segmento corporeo in modo da non disturbare le acquisizioni ottiche. Di conseguenza, le orientazioni calcolate nel tempo dagli IMU non hanno nessun significato anatomico non coincidendo con gli assi del sistema anatomico creato per quel segmento. Per fare in modo che le informazioni estratte dall'IMU abbiano un significato anatomico è necessario che siano espresse lungo gli assi anatomici. Questo è possibile definendo una relazione in maniera analoga a quanto fatto tra sistemi di riferimento locale del sensore inerziale di statica tra l'orientazione casuale che ha il sistema di riferimento locale del sensore inerziale e l'orientazione del sistema di riferimento anatomico. Se in questa fase con il soggetto immobile si stabilisce la relazione tra i due sistemi, essa varrà anche durante la fase dinamica, essendo entrambi ipotizzati solidali al segmento in questione.

Quindi, la relazione tra sistema anatomico e sistema IMU durante la fase statica è definita dalla seguente matrice:

$${}^{anat}R_{IMU} = {}^{anat_stat}R_{IMU_stat} = {}^{anat_stat}\hat{R}_t(3x3) * {}^{t}R_{IMU_stat}$$

Dove ${}^{t}R_{IMU_stat}$ è la matrice 3x3 che esprime l'orientazione del sistema di riferimento locale dell'IMU rispetto al sistema di riferimento del tavolo; ${}^{t}\hat{R}_{anat_stat}$ è la matrice 4x4 che esprime la posa del sistema anatomico del segmento in questione rispetto al sistema tavolo; ${}^{anat_stat}\hat{R}_{t}$ è la matrice inversa 4x4, di cui si considera solo il minore 3x3 per l'orientazione del sistema fisso del tavolo rispetto alla terna anatomica; infine ${}^{anat}R_{IMU}$ è la matrice 3x3 che esprime l'orientazione dell'IMU rispetto al sistema di riferimento anatomico. Quando il soggetto compie il movimento si conoscono solo le informazioni acquisite dal sensore inerziale lungo gli assi del sistema locale e riferite al sistema di riferimento fisso. Tuttavia, la relazione tra l'orientazione dell'IMU e l'orientazione del sistema anatomico del segmento è valida in statica così come in dinamica; di conseguenza, si cerca di allineare l'orientazione dell'IMU rispetto agli assi anatomici. Se la matrice di orientazione ${}^{t}R_{IMU}$ del sensore rispetto al sistema del tavolo si post-moltiplica per la matrice ${}^{IMU}R_{anat}$ precedentemente discussa, si ottiene l'orientazione del sensore IMU riallineata agli assi

anatomici nel sistema di riferimento tavolo Figura (4.1.13). La nuova orientazione allineata è definita tramite la matrice ${}^{t}R_{IMU_allineato}$:



 ${}^{t}R_{IMU_allineato} = {}^{t}R_{IMU} * {}^{IMU}R_{anat} .$

Figura 4.1.13 - Allineamento del sistema di riferimento locale del sensore $X_i Y_i Z_i$ (in arancione), che si trova in una posa casuale rispetto al segmento, al sistema di riferimento anatomico $X_m Y_m Z_m$ (in blu).

4.1.8 Valutazione di angoli articolari

A questo punto dell'algoritmo implementato, l'elaborazione dei dati esportati dal sistema ottico ha portato alla definizione di un sistema di riferimento anatomico per i segmenti di avambraccio, braccio e tronco. Il sistema di ogni segmento esprime per ogni istante dei movimenti effettuati la posa del rispettivo segmento rispetto al sistema di riferimento fisso del tavolo precedentemente creato. In maniera analoga, grazie al processing dei segnali registrati tramite sensori inerziali, sono state ottenute le accelerazioni lineari, le velocità angolari e le orientazioni del sensore riferite agli assi del sistema fisso tavolo. Di conseguenza, tutte le informazioni raccolte sia dal sistema stereofotogrammetrico che da quello inerziale sono adesso riferite agli stessi assi funzionali del rispettivo segmento rispetto al sistema di riferimento fisso tavolo.

In questo paragrafo, ci si concentra sulle orientazioni dei segmenti adiacenti espresse dai due sistemi di riferimento. Infatti, vi è una differenza di orientazione in ogni frame tra un segmento e il suo adiacente che si definisce tramite gli angoli che si formano tra i relativi assi delle terne dei segmenti. Le orientazioni derivate sia da marker che da IMU sono legate agli assi anatomici dei segmenti e quindi gli angoli che si formano a causa della diversa orientazione coincidono con i tre movimenti planari (Wu *et al.*, 2005):

- Flesso/Estensione, movimento relativo di un segmento rispetto ad un altro sul piano sagittale;
- Abduzione/Adduzione, movimento relativo di un segmento rispetto ad un altro sul piano frontale;
- Intra/Extra rotazione o Prono/Supinazione, movimento relativo di un segmento rispetto ad un altro sul piano trasversale.

Considerando la disposizione relativa del segmento distale rispetto a quello prossimale, si possono calcolare gli angoli articolari che gli assi dei due sistemi di riferimento formano in quel dato istante.

La stima della disposizione relativa tra terne di segmenti adiacenti per la computazione degli angoli che si formano sull'articolazione che li lega si può effettuare nello stesso identico modo sia considerando i sistemi anatomici implementati tramite marker sia lavorando sulle orientazioni allineate ottenute dai sensori inerziali. In generale, si considerano l'orientazione del segmento prossimale rispetto al sistema di riferimento fisso ${}^{t}R_{P}$ (dove il pedice *P* sta per prossimale) e l'orientazione del segmento distale rispetto al sistema di riferimento fisso ${}^{t}R_{D}$ (dove il pedice *D* sta per distale). A partire da queste due orientazioni, la matrice di orientazione del segmento distale rispetto al prossimale ${}^{P}R_{D}$ è uguale a:

$${}^{P}R_{D} = {}^{P}R_{t} * {}^{t}R_{D}$$

Dove ${}^{P}R_{t} = inv({}^{t}R_{P}).$

La matrice ${}^{P}R_{D}$ definisce anche la matrice di rotazione *Rot*, che serve per far coincidere l'orientazione del segmento più distale con quella del più prossimale:

$$Rot = {}^{P}R_{D} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix}.$$

Se le terne dei due segmenti fossero allineate, allora la matrice *Rot* coinciderebbe alla matrice identità *I*. Per ricostruire la matrice *Rot* si applicano tre rotazioni intorno ad alcuni assi dei due sistemi di riferimento. In particolare:

- Se si applica una rotazione intorno a un asse del sistema di riferimento del segmento prossimale (fisso), per rappresentarla si deve pre-moltiplicare la matrice identità *I* per la matrice di rotazione corrispondente;
- Se si applica una rotazione intorno a un asse del sistema di riferimento distale (mobile), si deve post-moltiplicare la matrice identità *I* per la matrice di rotazione corrispondente.

Nel caso dell'articolazione del gomito, prendendo in esame il segmento avambraccio come distale e il segmento braccio come prossimale, si utilizzano le seguenti rotazioni, come suggerito dal manuale della ISB (International Society of Biomechanics) per la suddetta articolazione (Wu *et al.*, 2005):

- 1° Rotazione di un angolo α attorno all'asse Y del segmento braccio (Sistema di riferimento fisso)
- 2° Rotazione di un angolo β attorno all'asse Z del segmento avambraccio (Sistema di riferimento mobile)
- 3° Rotazione di un angolo γ attorno all'asse X del segmento avambraccio (Sistema di riferimento mobile)

$$Rot = Rot(Y_{ua}, \alpha) * I * Rot(Z_{fa}, \beta) * Rot(X_{fa}, \gamma)$$

In base all'asse intorno al quale si esegue la rotazione, l'angolo di rotazione definisce uno dei movimenti articolari:

- L'angolo α rappresenta il movimento di flesso/estensione dell'avambraccio rispetto al braccio;
- L'angolo β rappresenta il movimento di abduzione/adduzione dell'avambraccio rispetto al braccio;
• L'angolo γ rappresenta il movimento di prono/supinazione dell'avambraccio rispetto al braccio.

Computando la matrice di rotazione ottenuta da queste tre rotazioni, si ottiene:

$$Rot = \begin{bmatrix} c\alpha & 0 & s\alpha & 0\\ 0 & 1 & 0 & 0\\ -s\alpha & 0 & c\alpha & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0\\ 0 & 1 & 0 & 0\\ 0 & 0 & 1 & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} c\beta & -s\beta & 0 & 0\\ s\beta & c\beta & 0 & 0\\ 0 & 0 & 1 & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0\\ 0 & c\gamma & -s\gamma & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \\ = \begin{bmatrix} c\alpha c\beta & -c\alpha s\beta c\gamma + s\alpha s\gamma & c\alpha s\beta s\gamma + s\alpha c\gamma & 0\\ -s\beta & c\beta c\gamma & -c\beta s\gamma & 0\\ -s\alpha c\beta & s\alpha s\beta c\gamma + c\alpha s\gamma & -s\alpha s\beta s\gamma + c\alpha c\gamma & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Una volta costruita la matrice di rotazione, si prendono in analisi le sue componenti più semplici per estrapolare gli angoli articolari α , $\beta \in \gamma$.

Se l'angolo di abduzione/adduzione è diverso da 90° e 270° e quindi il coefficiente R_{21} non è pari a ±1, gli angoli possono essere stimati tramite le seguenti formule:

- $\beta = atan2(-R_{21}, \sqrt{(R_{11})^2 + (R_{31})^2})$
- $\alpha = atan2(-R_{31}/c\beta, R_{11}/c\beta)$
- $\gamma = atan2(-R_{23}/c\beta, R_{22}/c\beta)$

Il $c\beta$ non può essere pari a zero, ovvero β non può valere 90° o 270°, perché non si potrebbero effettuare le divisioni presenti nell'operatore *atan2*. L'angolo in questione è quello che definisce il movimento di abduzione/adduzione dell'avambraccio rispetto al braccio, che è in generale molto limitato nell'articolazione del gomito, quindi non crea problemi dal punto di vista computazionale.

Per quanto concerne l'articolazione di spalla, il segmento braccio è il segmento distale, mentre il tronco è il segmento prossimale. A differenza del gomito, la spalla è un'articolazione molto più complessa, infatti il manuale della ISB (Wu *et al.*, 2005) tiene in considerazione altri segmenti ossei come clavicola e scapola, i quali formano una serie di giunti che danno vita ai movimenti di spalla. Per questo motivo si sceglie di seguire la convenzione utilizzata da Rab e colleghi (Rab, Petuskey and Bagley, 2002), i quali ipotizzano la spalla come un giunto a tre g.d.l che collega semplicemente il segmento braccio e il segmento tronco. Si applicano le seguenti rotazioni:

- 1° Rotazione di un angolo α attorno all'asse Y del segmento tronco (Sistema di riferimento fisso)
- 2° Rotazione di un angolo β attorno all'asse Z del segmento braccio (Sistema di riferimento mobile)

• 3° Rotazione di un angolo γ attorno all'asse X del segmento braccio (Sistema di riferimento mobile)

$$Rot = Rot(Y_{tr}, \alpha) * I * Rot(Z_{ua}, \beta) * Rot(X_{ua}, \gamma)$$

L'angolo di rotazione esprime uno dei movimenti articolari planari in base all'asse intorno al quale si esegue la rotazione:

- L'angolo α rappresenta il movimento di flesso/estensione del braccio rispetto al tronco;
- L'angolo β rappresenta il movimento di abduzione/adduzione del braccio rispetto al tronco;
- L'angolo γ rappresenta il movimento di intra/extra rotazione del braccio rispetto al tronco.

La successione di queste tre rotazioni si esprime con la seguente matrice di rotazione:

$$Rot = \begin{bmatrix} c\alpha & 0 & s\alpha & 0\\ 0 & 1 & 0 & 0\\ -s\alpha & 0 & c\alpha & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0\\ 0 & 1 & 0 & 0\\ 0 & 0 & 1 & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} c\beta & -s\beta & 0 & 0\\ s\beta & c\beta & 0 & 0\\ 0 & 0 & 1 & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0\\ 0 & c\gamma & -s\gamma & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \\ = \begin{bmatrix} c\alpha c\beta & -c\alpha s\beta c\gamma + s\alpha s\gamma & c\alpha s\beta s\gamma + s\alpha c\gamma & 0\\ -s\beta & c\beta c\gamma & -c\beta s\gamma & 0\\ -s\alpha c\beta & s\alpha s\beta c\gamma + c\alpha s\gamma & -s\alpha s\beta s\gamma + c\alpha c\gamma & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La matrice coincide con quella trovata per l'articolazione del gomito, ma riferendosi a due segmenti differenti esprime movimenti con caratteristiche diverse. Dai coefficienti più semplici si estrapolano gli angoli articolari α , $\beta \in \gamma$.

Se l'angolo di abduzione/adduzione è diverso da 90° e 270° e quindi il coefficiente R_{21} non è pari a ±1, gli angoli possono essere stimati tramite le seguenti formule:

- $\beta = atan2(-R_{21}, \sqrt{(R_{11})^2 + (R_{31})^2})$
- $\alpha = atan2(-R_{31}/c\beta, R_{11}/c\beta)$
- $\gamma = atan2(-R_{23}/c\beta, R_{22}/c\beta)$

Se β valesse 90° o 270° si andrebbe incontro a singolarità, perché l'operatore *atan2* non potrebbe computare il calcolo. L'angolo β esprime il movimento di abduzione/adduzione del braccio rispetto al tronco, che nei movimenti di *pick and place* pensati per il database non raggiunge range così ampi, ma si limita a valori minori di 90° evitando il problema delle singolarità.

4.1.9 Creazione Database

Uno degli obiettivi principali di questo studio consiste nel costituire un archivio di dati riguardanti la cinematica degli stessi movimenti di *pick and place* eseguiti da diversi soggetti. Tale database contiene sia informazioni di posizione come le coordinate dei marker estrapolate dal sistema stereofotogrammetrico, sia dati inerziali come le velocità angolari e le accelerazioni lineari stimate dai sensori inerziali. Questo è possibile perché tutte le informazioni sono state legate ai tre assi anatomici dei rispettivi segmenti, grazie all'elaborazione eseguita attuando l'algoritmo che le riferisce inoltre allo stesso di sistema di riferimento fisso. L'archivio quindi contiene informazioni misurate direttamente dai sistemi di motion capture, senza l'implementazione di calcoli posteriori di ulteriori variabili che potrebbero far propagare l'errore di misura. Infine, i dati immagazzinati si possono considerare complementari perché sono sia di tipo spaziale che di tipo inerziale, ma anche coerenti fra di loro essendo tutti riferiti allo stesso sistema di riferimento fisso.

4.2 Test preliminare con gesti base

Per assicurarsi che l'algoritmo ipotizzato sia implementato in maniera corretta, si effettuano due test preliminari su due soggetti adulti, verificando l'accuratezza dell'elaborazione dei dati spiegata in precedenza. Il primo test preliminare è caratterizzato da un movimento molto semplice, che definisce la principale rotazione planare del gomito, la flesso/estensione. Si sceglie di far eseguire un movimento semplice affinché le verifiche sulla correttezza dell'algoritmo e sui confronti dei grafici risultino più immediate. Il soggetto è una donna di 24 anni, le cui caratteristiche e misure antropometriche sono riportate in Tabella 4.2.1:

ETÀ	GENERE	BMI (Kg/m²)	LUNGHEZZA BRACCIO (cm)	LUNGHEZZA AVAMBRACCIO (cm)	LUNGHEZZA TRONCO (cm)	DISTANZA ACROMION (cm)	MANO DOMINANTE
24	F	24,6	28	29	46	36	Destra

Tabella 4.2.1 - Caratteristiche e misure antropometriche del soggetto studiato durante il primo test preliminare.

Anche per questo secondo test preliminare si utilizzano i sensori MTx dell'azienda Xsens e la barra V120: Trio. In questo caso, ci si serve solo di 2 sensori MTx posizionati sui segmenti di braccio e avambraccio. Per quanto riguarda il sistema stereofotogrammetrico, invece, si utilizzano 10 marker passivi posizionati solo sui segmenti di braccio e avambraccio, seguendo sempre il protocollo precedentemente illustrato. Sono strumentati solo braccio e avambraccio perché si vogliono monitorare angoli propri dell'articolazione a cavallo tra questi due segmenti e quindi non

interessa per questo test ottenere dati provenienti dai dispositivi restanti del protocollo. In Figura

4.2.1 si mostra il posizionamento di IMU e marker sul soggetto:



Figura 4.2.1 - Posizionamento di IMU MTx e marker sul soggetto per il secondo test preliminare.

Il soggetto si trova in piedi davanti al tavolo dove sono stati sistemati i marker e l'IMU per la costruzione del sistema di riferimento fisso. La telecamera è posizionata di fronte al soggetto. I gesti in esame consistono in 4 flesso/estensioni pure di gomito.

Dopo il posizionamento dei sensori e dei marker come spiegato precedentemente, si effettuano le due registrazioni che riguardano i tre marker fissi sul tavolo e il sensore MTx sul tavolo utilizzati per il sistema di riferimento fisso. Successivamente si passa alla registrazione del soggetto in posizione neutra (mostrata in Figura 4.2.1) durante un primo intervallo statico, in modo da catturare i dati utili per stimare le relazioni tra IMU e sistema di riferimento anatomico e tra sistema tecnico e sistema anatomico dei rispettivi segmenti. Solo terminata questa fase, si chiede al soggetto di iniziare l'esecuzione dei movimenti catturati da ambedue le strumentazioni.

Nel grafico 4.2.2 sono mostrati gli andamenti nel tempo degli angoli rispettivamente di flesso/estensione, prono/supinazione e abduzione/adduzione del gomito tracciati durante i movimenti:



Figura 4.2.2 - Grafico in alto: Angolo di flesso/estensione del gomito stimato tramite Marker (in blu) e IMU (in celeste) Grafico in mezzo: Angolo di prono/supinazione del gomito stimato tramite Marker (in verde) e IMU (in nero) Grafico in basso: Angolo di abduzione/adduzione del gomito stimato tramite Marker (in rosso) e IMU (in fucsia).

Si vuole ottenere un andamento dei tre angoli articolari simile per i due sistemi di acquisizione, in modo da confermare che entrambi, pur stimando variabili diverse con processi differenti, stiano misurando correttamente le grandezze principali che descrivono i segmenti in analisi. Il movimento eseguito dal soggetto è quello di flesso/estensione del gomito ripetuto per 4 volte. Il primo grafico riporta l'andamento dell'angolo di flesso/estensione, quindi la variazione angolare principale dei movimenti effettuati. Il soggetto parte da un angolo pari a circa 0° in posizione statica, dopo l'andamento è caratterizzato da un aumento fino ad arrivare a poco meno di 90°, per poi diminuire ritornando al valore iniziale. L'angolo segue esattamente la flessione quando aumenta la sua ampiezza e l'estensione quando ritorna al valore iniziale. Questo processo si ripete

4 volte, lo stesso numero dei movimenti eseguiti dal soggetto. Gli angoli di abduzione/adduzione e prono/supinazione, variano leggermente intorno al valor medio. Probabilmente, durante i movimenti effettuati, il soggetto ruota esternamente e avvicina l'avambraccio rispetto al braccio nella fase di flessione (infatti l'angolo di prono/supinazione e di abduzione/adduzione diminuiscono leggermente con l'aumentare della flessione), mentre quando ritorna in posizione iniziale estendendo il braccio, compie una rotazione interna sul piano trasversale e allontana l'avambraccio sul piano frontale (l'angolo di prono/supinazione e di abduzione/adduzione aumentano leggermente nella fase di estensione). Come si evince dai grafici quindi, gli andamenti degli angoli, anche se tracciati partendo da grandezze diverse registrate tramite due sistemi di motion capture differenti sono simili, il che implica che l'algoritmo funziona correttamente su movimenti semplici come questi.

4.3 Test preliminare di "Pick and place"

Il secondo test è implementato per verificare che anche movimenti simili a quelli effettuati su un banco di lavoro industriale possano essere ben analizzati dall'algoritmo. Il soggetto di questo secondo test è un uomo di 24 anni di età, le cui caratteristiche e misure antropometriche sono indicate in Tabella 4.3.1:

ETÀ	GENERE	BMI (Kg/m²)	LUNGHEZZA BRACCIO (cm)	LUNGHEZZA AVAMBRACCIO (cm)	LUNGHEZZA TRONCO (cm)	DISTANZA ACROMION (cm)	MANO DOMINANTE
24	М	24,7	29	29	54	39	Destra

Tabella 4.3.1 – Caratteristiche e misure antropometriche del soggetto studiato durante il secondo test prelimir	inare
---	-------

Per quanto riguarda la strumentazione adottata in questo test preliminare, si utilizzano sette sensori MTx dell'azienda Xsens, la barra V120: Trio prodotta da Optitrack e 17 marker passivi. Il posizionamento contemporaneo di marker e sensori inerziali è stato precedentemente illustrato nel paragrafo 4.1 e mostrato nella Figura 4.3.1.



Figura 4.3.1 – Posizionamento di IMU MTx e marker sul soggetto per il secondo test preliminare.

I movimenti da far eseguire al soggetto durante l'acquisizione dinamica consistono in gesti di *pick and place* a tre diverse altezze compiuti dall'arto destro. Il soggetto è seduto davanti al banco di prova con le mani poggiate su degli appositi punti segnalati con dello scotch. La barra V120: Trio si trova difronte al tavolo di lavoro sopra un treppiedi. Per simulare le tre diverse altezze ci si serve di due scatole di differenti dimensioni collocate sulla destra del soggetto su cui poggiare i pesi da spostare (Figura 4.3.2).



Figura 4.3.2 – Banco di prova del primo test preliminare effettuato.

Si scelgono i seguenti movimenti da eseguire in sequenza in fase dinamica:

- Trascinamento di un peso da una posizione laterale del banco a una posizione frontale al soggetto e ritorno;
- Spostamento di un peso dalla scatola ad altezza media a una posizione frontale al soggetto e ritorno;
- Spostamento di un peso dalla scatola ad altezza massima a una posizione frontale al soggetto e ritorno.

La sequenza di questi movimenti è ripetuta 2 volte durante la cattura.

Come primo step del test preliminare si posizionano i marker e i sensori sul soggetto. Successivamente tre marker e un IMU sono fissati sul tavolo per la costruzione del sistema di riferimento fisso. A questo punto il soggetto si siede e si trovano la posizione e l'inclinazione migliore della barra nel campo di misura, affinché riesca a tracciare tutti i marker applicati sui segmenti corporei del soggetto. Una volta organizzato tutto il banco di prova, si passa alla fase di cattura. Per prima cosa sono eseguite due registrazioni contenenti rispettivamente le coordinate dei tre marker fissi e i segnali provenienti dal sensore MTx sul tavolo per costruire il sistema di riferimento tavolo. Successivamente si effettua la cattura dei segmenti del soggetto. In una prima fase di statica, il soggetto rimane seduto immobile con le mani sugli appositi punti segnalati, in modo da calcolare le relazioni tra sistemi di riferimento tecnici e anatomici e tra orientazioni degli IMU sui segmenti e sistemi anatomici illustrati precedentemente. Solo dopo questa prima fase statica, si registrano i movimenti dinamici con entrambe le strumentazioni.

Durante l'esecuzione dei movimenti pensati per questo test preliminare, i marker che comunemente soffrono di occlusione in gesti riguardanti gli arti superiori sono tracciati dalla telecamera per tutta l'acquisizione; quindi si effettua un confronto tra le traiettorie delle coordinate acquisite direttamente da telecamera e quelle ricostruite attraverso le pose dei sistemi tecnici istante per istante. In particolare, si analizzano le coordinate X, Y e Z del marker WLR collocato sul processo radiale del polso (Figura 4.3.3) e EMR attaccato al condilo mediale del gomito (Figura 4.3.4), che si ipotizza possano andare incontro ad occlusioni durante questo tipo di movimenti. Lo scopo è di controllare che le due suddette traiettorie siano uguali nel tempo.



Figura 4.3.3 – Andamenti delle coordinate X, Y e Z (rispettivamente dall'alto verso il basso) del Marker WLR registrato da telecamera (in blu) e ricostruito (in rosso).



Figura 4.3.4 - Andamenti delle coordinate X, Y e Z (rispettivamente dall'alto verso il basso) del Marker ELR registrato da telecamera (in blu) e ricostruito (in rosso).

Per facilitare il confronto, si calcola la distanza istante per istante tra la traiettoria del marker registrata dalla telecamera e quella ricostruita tramite l'algoritmo:

$$d(t) = \sqrt{\left(X_{reale}(t) - X_{ricostruita}(t)\right)^{2} + \left(Y_{reale}(t) - Y_{ricostruita}(t)\right)^{2} + \left(Z_{reale}(t) - Z_{ricostruita}(t)\right)^{2}}$$

Dove:

- d(t) definisce la distanza tra le due traiettorie istante per istante;
- X_{reale}, Y_{reale}, Z_{reale} sono le coordinate del marker registrate da telecamera;
- *X_{ricostruita}*, *Y_{ricostruita}*, *Z_{ricostruita}* sono le coordinate del marker ricostruite attraverso il sistema tecnico.

Gli andamenti della distanza stimata per il marker WLR potenzialmente occluso collocato sul polso e per il marker EMR occluso localizzato sul gomito sono rispettivamente mostrati nelle figure 4.3.5 e 4.3.6:



Figura 4.3.5 – Andamento della distanza d(t) in cm tra traiettoria registrata da telecamera e traiettoria ricostruita del marker WLR.



Figura 4.3.6 - Andamento della distanza d(t) in cm tra traiettoria registrata da telecamera e traiettoria ricostruita del marker EMR.

Come si evince dai grafici, la distanza tra la traiettoria registrata da telecamera e quella ricostruita, sia per il marker WLR che per il marker EMR, non supera i due centimetri, ad esclusione di alcuni istanti affetti da artefatti (picchi istantanei sui grafici, ad esempio al secondo 36 della Figura 4.3.6). Questi dati sono in linea con quello che ci si aspettava, essendo la distanza tra le due traiettorie pari a una quantità confrontabile con le dimensioni dei marker.

Un altro importante confronto che è stato fatto attraverso questo test riguarda gli angoli articolari calcolati con i due diversi sistemi. Dal grafico mostrato in Figura 4.3.7 si apprezza che gli angoli di gomito stimati dalle due diverse strumentazioni siano molto simili per quanto riguarda tutte e due le ripetizioni dei tre movimenti. In particolare, l'angolo di flesso/estensione del gomito risulta praticamente uguale sia calcolandolo partendo da informazioni del marker che stimate tramite sensori inerziali. Il movimento di abduzione/adduzione per l'articolazione del gomito non è contemplato, essendo il gomito un'articolazione a due gradi di libertà. Infatti, entrambi i sistemi calcolano questo angolo nell'intorno dello zero in qualsiasi istante, a meno di punti rumorosi. Infine, le curve dell'angolo di prono/supinazione per ambedue i sistemi sono coerenti e rispettano i range entro i quali ci si aspetta debbano variare. Concentrandosi sul primo grafico, che rappresenta l'angolo di flesso/estensione del gomito, si può notare che la variazione angolare è legata ai movimenti effettuati. Infatti si vede come ci siano le prime due variazioni di circa 40° frutto del trascinamento dell'oggetto posizionato dalla postazione più vicina all'area di fronte al soggetto e viceversa. Seguono due estensioni di ampiezza maggiore che caratterizzano il movimento riguardante l'altezza media. Infine, gli ultimi due picchi di estensione e flessione sono legati alla raccolta del peso ad altezza massima, quindi sulla postazione più lontana dal soggetto, che lo costringe ad estendere il braccio quasi di 90° prima per raggiungerlo e poi per riportarlo in posizione iniziale. Si nota chiaramente che le coppie di picchi caratterizzanti i tre movimenti si ripete 2 volte, essendo state eseguite 2 ripetizioni della sequenza.



Figura 4.3.7 - Grafico in alto: Angolo di flesso/estensione del gomito stimato tramite Marker (in blu) e IMU (in celeste) Grafico in mezzo: Angolo di abduzione/adduzione del gomito stimato tramite Marker (in rosso) e IMU (in fucsia) Grafico in basso: Angolo di prono/supinazione del gomito stimato tramite Marker (in verde) e IMU (in nero).

Gli andamenti degli angoli calcolati tramite i due sistemi sono molto simili anche per quanto riguarda l'articolazione della spalla in Figura 4.3.8. Anche mediante questi grafici si osserva la doppia esecuzione della sequenza dei tre movimenti di *pick and place* compiuta dal soggetto.



Figura 4.3.8 - Grafico in alto: Angolo di flesso/estensione della spalla stimato tramite Marker (in blu) e IMU (in celeste) Grafico in mezzo: Angolo di abduzione/adduzione della spalla stimato tramite Marker (in rosso) e IMU (in fucsia) Grafico in basso: Angolo di intra/extra rotazione della spalla stimato tramite Marker (in verde) e IMU (in nero).

L'angolo di intra/extra rotazione è quello più sporco tra i tre, difatti le variazioni calcolate sono più ampie per quanto riguarda gli IMU rispetto a quelle calcolate partendo dalle informazioni dei marker. Gli altri due angoli hanno degli andamenti coincidenti tra le due strumentazioni. L'angolo di flesso/estensione ha dei range che dipendono dal tipo di raccolta effettuata: 15° per l'oggetto sulla superficie del tavolo, circa 50° per l'oggetto che si trova a media altezza e quasi 90° per l'oggetto posizionato ad altezza massima. L'angolo di abduzione/adduzione ha range di variazioni non così tanto diverse come quello di flessione, ma comunque permette la distinzione dei tre *pick and place*.

5 TEST SPERIMENTALI

5.1 Materiali e metodi

Avendo appurato che l'algoritmo è stato implementato correttamente, esso può essere utilizzato per elaborare le informazioni registrate tramite sistema inerziale e stereofotogrammetrico e costruire il database di dati riguardanti la cinematica di movimenti eseguiti in ambito manifatturiero. Questo archivio, infatti, conterrà variabili inerziali e di posizione per ogni movimento eseguito da ogni soggetto.

5.1.1 Soggetti

In letteratura, sono diversi i database che raccolgono movimenti usuali in ambienti di lavoro. Fermüller e colleghi (Fermüller *et al.*, 2018), si servono di 5 soggetti per eseguire 5 azioni di raccolta di 5 oggetti differenti. Inoltre, ogni azione viene ripetuta 5 volte da ogni soggetto. Anche i gesti compresi nell'archivio creato da Fernando Della Torre e colleghi (De La Torre, Hodgins and Bargteil, 2008), sono stati effettuati da 5 soggetti, ma in questo caso riguardano la preparazione di diverse ricette culinarie. I soggetti analizzati nell'archivio costruito da Ionescu e colleghi (Ionescu *et al.*, 2014) sono 11, di cui 5 di genere maschile e 6 di genere femminile, tutti con un BMI (Body Mass Index) compreso tra 17 e 29. Si è deciso quindi di studiare i movimenti di persone in età lavorativa con età compresa tra i 20 e i 30 anni. Si registrano i movimenti di 10 soggetti, 6 di sesso maschile e 4 di sesso femminile. Per ogni soggetto sono stati valutati peso e altezza, calcolando a partire da questi il BMI. Inoltre, sono state prese alcune misure antropometriche: lunghezza del braccio, lunghezza dell'avambraccio, lunghezza del tronco e distanza tra i due acromion. I soggetti sono stati inseriti in Tabella 5.1.1 accompagnati dalle loro rispettive caratteristiche e i loro dati antropometrici.

	ETÀ	GENERE	BMI (kg/m²)	LUNGHEZZA BRACCIO (cm)	LUNGHEZZA AVAMBRACCIO (cm)	LUNGHEZZA TRONCO (cm)	DISTANZA ACROMION (cm)	MANO DOMINANTE
Soggetto 1	23	М	24,9	34	30	57	37	Destra
Soggetto 2	24	М	24,2	31	29	54	43	Destra
Soggetto 3	24	М	27,4	27	28	52	37	Destra
Soggetto 4	23	F	19,5	23	26	46	32	Destra
Soggetto 5	29	М	21,7	26	28	46	36	Sinistra
Soggetto 6	24	F	20,3	28	28	44	31	Destra
Soggetto 7	24	М	21,0	29	29	52	36	Sinistra
Soggetto 8	24	F	19,1	25	26	43	32	Destra
Soggetto 9	24	М	25,6	29	29	54	39	Destra
Soggetto 10	28	F	19,7	26	26	43	36	Sinistra

Tabella 5.1.1 - Caratteristiche e misur	e antropometriche dei soggetti s	studiati per la costruzione del database.
---	----------------------------------	---

5.1.2 Strumentazione

L'acquisizione dei gesti compiuti dai soggetti è effettuata tramite la strumentazione illustrata nel capitolo 2. In particolare, sono usati 7 sensori inerziali MTx prodotti da Xsens e una barra V120: Trio di Optitrack insieme a 17 marker passivi.

Le registrazioni sono state effettuate presso il Politecnico di Torino, sempre nella stessa sala. Il tavolo principale serve per simulare un banco industriale durante l'esecuzione dei movimenti, mentre la telecamera è posizionata sopra un secondo tavolo per ottenere una visione dall'alto che permetta di tracciare le traiettorie dei marker in gioco in maniera soddisfacente (Figura 5.1.1).



Figura 5.1.1 - Setup sperimentale implementato: barra V: 120 Trio sul proprio treppiedi sistemata sopra un tavolo, scatole a differente altezza e oggetti colorati da spostare.

Gli oggetti da spostare consistono in tre parallelepipedi di polistirolo della stessa dimensione ricoperta da carta colorata differente. Le postazioni a differente altezza dove si raccolgono e si rilasciano i parallelepipedi in polistirolo sono create prendendo come riferimento il tavolo (oggetto di colore bianco) e usando altre due scatole di diversa altezza (oggetto di colore nero sulla scatola a media altezza, oggetto di colore rosso sulla scatola più alta). Si utilizzano inoltre due sagome di mano incollate sulla superficie del tavolo, oltre che un segnale a forma di "X" che indichi la postazione di rilascio dell'oggetto una volta raccolto dalla sua posizione di partenza (Figura 5.1.2).



Figura 5.1.2 – Parte del setup sperimentale per ricreare tre diverse altezze di pick and place.

Inoltre, si aggiunge alla strumentazione utilizzata anche un metronomo per scandire i gesti effettuati dai soggetti, in modo tale che tutti vadano alla stessa velocità.

5.1.3 Protocollo

Le acquisizioni sono effettuate in due sessioni diverse, sempre nella stessa stanza. Nella prima sessione sono registrati i movimenti di 8 soggetti, mentre nella seconda sessione vengono acquisiti i gesti dei restanti 2 soggetti. Il setup sperimentale viene allestito nello stesso modo per entrambe le sessioni, in modo da ridurre al minimo fattori esterni che possano condizionare i dati raccolti: sul tavolo da lavoro posto al centro della stanza vengono posizionati le scatole e gli oggetti da spostare; inoltre, anche la sedia viene collocata in una posizione fissa. Particolare attenzione meritano i disturbi magnetici, la cui assenza è fondamentale affinché non si alterino le stime dei sensori inerziali. A questo proposito, prima di procedere alle acquisizioni, si effettua un test con i sensori inerziali, per riscontrare che non ci sia un campo magnetico che possa alterare il calcolo dei dati attraverso gli IMU. Appurata la mancanza di disturbi magnetici, si procede all'applicazione del protocollo designato. Il protocollo seguito, spiegato precedentemente nel capitolo 4.1, coincide con quello utilizzato durante il secondo test preliminare. La prima operazione è la preparazione del tavolo da lavoro: si sistemano le scatole di differente altezza insieme ai rispettivi oggetti da spostare. Successivamente, si posizionano i tre marker fissi sul tavolo e il sensore inerziale sullo spigolo del banco da lavoro, per ricreare il sistema di riferimento fisso spiegato nel paragrafo 4.1.2. In seguito, si passa alla strumentazione posizionata sul soggetto. Sei sensori sono sistemati rispettivamente su pelvi, spalla sinistra, spalla destra, torace, braccio destro e avambraccio destro. Successivamente, si posizionano 14 marker in corrispondenza dei punti di repere precedentemente elencati, al fine di costruire sistemi anatomici e tecnici che siano rappresentativi dei segmenti di braccia, avambracci e tronco (Figura 5.1.3).



Figura 5.1.3 - Esempio di posizionamento dei Marker e dei sensori MTx su uno dei soggetti studiati.

Dopo averli sensorizzati, i soggetti si accomodano sulla postazione da lavoro e si può procedere con l'acquisizione.

Si tratta, come già anticipato, di movimenti di *pick and place*. I gesti si differenziano in base all'altezza a cui si trova l'oggetto da afferrare:

- Raccolta e trascinamento della scatolina bianca dalla sua posizione alla postazione di rilascio, ritorno in posizione neutra con le mani sul segno apposito, raccolta e trascinamento dell'oggetto dalla postazione di rilascio alla sua postazione iniziale, ritorno in posizione neutra con le mani sui segni appositi.
- Raccolta e trascinamento della scatolina nera dalla sua posizione alla postazione di rilascio, ritorno in posizione neutra con le mani sul segno apposito, raccolta e trascinamento dell'oggetto dalla postazione di rilascio alla sua postazione iniziale, ritorno in posizione neutra con le mani sui segni appositi.
- Raccolta e trascinamento della scatolina rossa dalla sua posizione alla postazione di rilascio, ritorno in posizione neutra con le mani sul segno apposito, raccolta e trascinamento dell'oggetto dalla postazione di rilascio alla sua postazione iniziale, ritorno in posizione neutra con le mani sui segni appositi.

I tre gesti sono ripetuti 5 volte per ogni acquisizione, per un totale di 15 movimenti per ogni soggetto. Essi però non vengono eseguiti nella stessa sequenza per tutti i soggetti, ma si procede a una randomizzazione dei movimenti che comporta una successione diversa dei gesti per ogni soggetto. La serie di movimenti per ogni soggetto è raccolta in Figura 5.1.4. I quadrati rossi indicano la raccolta della scatola ad altezza maggiore, quelli verdi indicano la raccolta della scatola a mezza altezza, mentre i quadrati blu indica il raccoglimento della scatola poggiata sulla superficie del tavolo da lavoro.



Figura 5.1.4 – Sequenze random dei movimenti eseguiti dai 10 soggetti.

Il soggetto parte in posizione statica da seduto, con le mani sopra i riferimenti delle sagome disegnate. Successivamente gli viene chiesto di dare un pugno sul tavolo, per la sincronizzazione delle due strumentazioni spiegata nella sezione 4.1.1. Una volta tornato alla posizione neutra, il soggetto rimane fermo per alcuni secondi. A questo punto, è pronto per eseguire i gesti al ritmo imposto dal metronomo, che è pari a 45 battiti per minuto. Mentre sta effettuando un gesto, la persona in analisi riceve un'indicazione vocale sulla raccolta successiva, non conoscendo la sequenza assegnata. In questo modo si evita che il gesto non sia compiuto in maniera naturale. Alla fine della serie di movimenti, il soggetto torna in posizione neutra e termina l'acquisizione.

5.1.4 Analisi dei dati

In seguito alla registrazione attraverso i due sistemi di motion capture differenti si passa all'elaborazione dei dati per la creazione dei database. Per quanto riguarda il sistema stereofotogrammetrico, per poter lavorare sulle coordinate dei marker acquisiti, si effettua il labeling tramite il software della barra V120: Trio utilizzata. Durante il labeling dei vari soggetti, ci si accorge che i marker che si occludono a causa dei movimenti sono il marker posizionato sul condilo mediale del gomito chiamato EMR, come si ipotizzava, e il marker posizionato sul processo stiloideo ulnare WMR. Infatti, avendo posizionato la telecamera frontalmente ma in alto rispetto al soggetto, il marker WMR viene perso, mentre il marker sul processo radiale di cui si prevedeva una possibile occlusione viene invece tracciato per tutti gli istanti dell'acquisizione. Conseguentemente, l'algoritmo di ricostruzione spiegato nel paragrafo 4.1.6 si applica al marker sul condilo mediale del gomito EMR e al marker sul processo stiloideo ulnare del polso WMR; si centra quindi il sistema di riferimento tecnico dell'avambraccio non più su WMR, ma sul marker del processo stiloideo radiale WLR che durante queste acquisizioni non sparisce mai. Sistemato l'algoritmo in base alle informazioni fornite dal labeling, si segue lo schema a blocchi illustrato al paragrafo 4.1 per il processing dei dati.

I passaggi fondamentali compiuti per l'analisi dei dati grezzi importati dai due sistemi di acquisizione differenti prevedono dapprima la loro sincronizzazione temporale. Successivamente, si effettua il ricampionamento dei dati provenienti dal software Motive del sistema ottico, che acquisisce a una frequenza di campionamento maggiore (120 Hz) rispetto al sistema inerziale (50 Hz). In seguito, si riferiscono i dati registrati tramite i sistemi di cattura rispetto al sistema di riferimento comune tavolo, in modo che siano tutti relativi agli stessi assi: coordinate dei marker, accelerazioni e velocità angolari stimate dai sensori inerziali. Fatto ciò si passa alla costruzione dei sistemi di riferimento anatomici e tecnici dei tre segmenti principali (braccio, avambraccio e tronco) partendo dalle informazioni dei marker durante la fase statica. Si trovano poi le relazioni spaziali tra sistema tecnico e sistema anatomico di ogni segmento, con cui è possibile ricostruire le pose anatomiche per rimediare all'occlusione dei marker; inoltre, si individua la relazione spaziale tra orientazione del sensore e sistema anatomico del rispettivo segmento, in modo da effettuare il riallineamento del sensore agli assi anatomici in fase dinamica, come spiegato nel paragrafo 4.1.7.

La prima operazione che l'algoritmo implementa è la ricostruzione della traiettoria dei marker negli istanti di occlusione, in modo da completare la traiettoria parziale e aggiungere al database le coordinate per ogni istante di cattura dei suddetti marker. Per verificare che questa ricostruzione sia corretta, si visualizzano gli andamenti nel tempo delle tre coordinate ricostruite del marker in questione e le si confronta con quelli registrati da telecamera, seppur parziali. Inoltre, si calcola il parametro chiamato *delta* (d(t)), cioè la distanza tra il valore delle coordinate ricostruite e quello delle coordinate acquisite dalla barra in ogni istante di tempo. Come spiegato nel paragrafo 4.3, questo parametro si calcola considerando in ogni frame dell'acquisizione la distanza euclidea tra le coordinate:

$$d(t) = \sqrt{\left(X_{reale}(t) - X_{ricostruita}(t)\right)^{2} + \left(Y_{reale}(t) - Y_{ricostruita}(t)\right)^{2} + \left(Z_{reale}(t) - Z_{ricostruita}(t)\right)^{2}}$$

Dove:

- d(t) definisce la distanza *delta* tra le due traiettorie istante per istante;
- X_{reale}, Y_{reale}, Z_{reale} sono le coordinate del marker registrate da telecamera. Queste grandezze saranno caratterizzate da dati mancanti in corrispondenza dei momenti di occlusione;
- *X_{ricostruita}*, *Y_{ricostruita}*, *Z_{ricostruita}* sono le coordinate del marker ricostruite attraverso il sistema tecnico.

L'andamento del parametro d(t) viene stimato per quantificare la differenza tra le coordinate ricostruite e tracciate da telecamera, consentendo di verificare la correttezza della ricostruzione eseguita dall'algoritmo.

Dopodiché, a partire dalle traiettorie dei marker, si costruisce per ogni soggetto lo stick-diagram illustrato nel paragrafo 4.1.6, in modo da ottenere una verifica visiva del movimento. Oltre a ciò, si effettua un'analisi visiva più approfondita dei segmenti appartenenti all'arto superiore destro e del segmento tronco, che sono i segmenti protagonisti nel movimento. Si visualizzano contemporaneamente i segmenti di braccio e avambraccio, che uniscono i centri articolari dell'arto destro, e il punto medio tra i due acromion ACM. Si aggiungono inoltre i sistemi di riferimento anatomici dei rispettivi segmenti, oltre che le orientazioni dei sensori MTx prima e dopo il riallineamento agli assi anatomici di braccio, avambraccio e tronco. Il grafico serve per avere una conferma visiva della correttezza della ricostruzione dei sistemi di posa anatomici dei segmenti e del preciso riallineamento delle orientazioni dei sensori dopo averli riferiti agli assi anatomici tramite l'algoritmo.

Si calcolano successivamente gli angoli articolari di gomito e spalla attraverso i due sistemi di motion capture differenti per tutti i soggetti, al fine di verificare che le strumentazioni, pur partendo da variabili fisiche diverse, calcolino gli angoli in maniera simile. Se così fosse, le informazioni provenienti dai due sistemi di acquisizione sono legate agli stessi assi anatomici e sono coerenti tra loro, formando di conseguenza un database complementare. Per quantificare quanto siano simili i due segnali, si stima il valore RMSE (Root Mean Square Error) per flesso/estensione, abduzione/adduzione e prono/supinazione di gomito e per flesso/estensione, abduzione/adduzione di spalla. Il valore RMSE è pari alla radice quadrata della media dei quadrati della differenza istante per istante tra l'angolo calcolato tramite informazioni provenienti dalla barra ottica e l'angolo stimato dai dati forniti dai sensori inerziali:

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^{N} (\varphi_{k_m} - \varphi_{k_{IMU}})}{N}}$$

Dove:

- φ_{km} è l'angolo articolare stimato tramite marker nell'istante k;
- $\varphi_{k_{IMU}}$ è l'angolo articolare calcolato tramite unità inerziale nell'istante k;
- *N* è il numero di frame acquisiti.

Si effettuano poi delle analisi focalizzandosi sui sensori inerziali e sulle informazioni estrapolate da essi. Innanzitutto, si controlla che non ci siano disturbi magnetici andando a tracciare gli andamenti delle 3 componenti del campo magnetico misurato dal sensore posizionato sul banco da lavoro, assicurandosi che non ci siano grosse variazioni di queste nel tempo. Questa analisi viene effettuata per ogni soggetto, calcolando la media e la deviazione standard del campo magnetico.

Secondariamente, si vuole conoscere la differenza tra l'orientazione del sensore inerziale riferita agli assi anatomici e l'orientazione del sistema di posa costruito tramite marker per i segmenti di avambraccio, braccio e tronco. Se il riferimento dei dati estratti dal sensore MTx descritto nel paragrafo 4.1.7 fosse andato a buon fine, i due sistemi dovrebbero coincidere. Per quantificare questa differenza, si calcola per ogni frame l'angolo di rotazione ϑ intorno a un asse generico necessario per far coincidere l'orientazione dell'IMU riferito agli assi anatomici all'orientazione degli assi del sistema di riferimento anatomico stimato tramite marker. Per calcolarlo, si parte dalle due orientazioni appena descritte in uno dei frame dell'acquisizione:

- ^tR_{IMU_allineato}, orientazione del sensore inerziale dopo essere stato riferito agli assi anatomici;
- ^c R̂_{anat}, sistema di posa del segmento anatomico stimato tramite informazioni stereofotogrammetriche;

Si calcola la matrice di rotazione per far coincidere ${}^{t}R_{IMU_allineato}$ con ${}^{t}\hat{R}_{anat}$:

 $^{anat}R_{IMU_allineato} = {^{anat}}\hat{R}_t(3x3) * {^t}R_{IMU_allineato} = inv({^t}\hat{R}_{anat}(3x3)) * {^t}R_{IMU_allineato}$

All'interno dei 9 coefficienti della matrice di rotazione $^{anat}R_{IMU_allineato}$ sono definiti l'angolo ϑ e l'asse generico attorno al quale effettuare una rotazione di ϑ per la coincidenza delle due orientazioni. L'angolo ϑ si calcola per i tre segmenti principali studiati:

- ϑ_{fa} Angolo ricavato dalla matrice di rotazione che serve per far coincidere l'orientazione del sensore legato all'avambraccio dopo l'allineamento e il sistema anatomico dell'avambraccio.
- ϑ_{ua} Angolo ricavato dalla matrice di rotazione che serve per far coincidere l'orientazione del sensore fissato al braccio dopo l'allineamento e il sistema anatomico del braccio.
- ϑ_{tr} Angolo ricavato dalla matrice di rotazione che serve per far coincidere l'orientazione del sensore posizionato sul torace dopo l'allineamento e il sistema anatomico del tronco.

Gli angoli ϑ_{fa} , ϑ_{ua} e ϑ_{tr} sono calcolati per ogni frame dell'acquisizione di tutti i soggetti. In seguito si calcolano media e deviazione standard di questi andamenti per ogni soggetto.

In particolare ci si concentra sui valori di questi angoli ϑ_{fa} , $\vartheta_{ua} \in \vartheta_{tr}$ nelle fasi in cui il soggetto torna in posizione neutra dopo la raccolta o il rilascio dell'oggetto. In queste finestre temporali ci si aspetta un andamento più o meno costante degli angoli a meno di spostamenti del sensore dalla sua posizione iniziale o più in generale, artefatti che ne influenzano le stime. In questo senso, si considerano 9 campioni di acquisizione per ogni fase in cui il soggetto torna in posizione neutra e li si mette in sequenza per osservare se ci sono variazioni nel valore di ϑ_{fa_neutra} , ϑ_{ua_neutra} e ϑ_{tr_neutra} (il pedice *neutra* indica che queste variabili definiscono gli andamenti di ϑ_{fa} , $\vartheta_{ua} \in \vartheta_{tr}$ nei soli istanti in cui il soggetto torna in posizione neutra). Si quantificano le eventuali variazioni calcolando il range dell'angolo come differenza tra massimo e minimo valore di ϑ per ogni soggetto testato, ovvero la massima ampiezza che quest'angolo registra.

5.2 Risultati e discussioni

L'informazione di tipo spaziale del database è costituita dalle coordinate dei 14 marker fissati sui segmenti, quindi una parte fondamentale dell'elaborazione dei dati è la ricostruzione delle traiettorie dei marker che si occludono durante i movimenti. Come precedentemente mostrato nel paragrafo 4.3 riguardante il test preliminare di *pick and place*, per assicurarsi che la ricostruzione sia corretta, si confrontano le traiettorie delle coordinate acquisite direttamente da telecamera e quelle ricostruite attraverso le pose dei sistemi tecnici istante per istante. A differenza del test preliminare dove però i marker non si occludono e ci si limita a un confronto di

traiettorie, in questo caso gli andamenti delle coordinate X, Y e Z dei marker registrate da telecamera sono parziali, caratterizzate da delle lacune in alcuni istanti, proprio a causa dell'occlusione. Conseguentemente si può controllare che le traiettorie ricostruite non si discostino troppo dalle traiettorie registrate dalla barra solo negli istanti in cui non c'è occlusione, come mostrato in Figura 5.2.1 per il marker posizionato sul condilo mediale del gomito.



Confronto Coordinata X del marker Mediale del gomito EMR

Figura 5.2.1 – Esempio degli andamenti delle coordinate X, Y e Z (rispettivamente dall'alto verso il basso) del Marker EMR registrato da telecamera (in blu) e ricostruito (in rosso) per il soggetto 9.

A differenza del marker EMR, che si occlude a lungo per tutti i soggetti studiati, il marker WMR viene anche occluso durante i movimenti per la maggior parte dei soggetti, ma per pochissimi istanti. Si può quindi fare un confronto tra la traiettoria del marker WMR registrata da telecamera, che avrà mancanze solo in piccoli intervalli, e la ricostruzione dello stesso marker compiuta dall'algoritmo. Un esempio è riportato in Figura 5.2.2:



Figura 5.2.2 - Esempio degli andamenti delle coordinate X, Y e Z (rispettivamente dall'alto verso il basso) del Marker WMR registrato da telecamera (in blu) e ricostruito (in rosso) per il soggetto 9.

Per il marker WMR si può calcolare la distanza istante per istante tra le due traiettorie, quella registrata da telecamera e quella ricostruita, spiegata nella sezione 4.3 e nel paragrafo precedente, per capire quanto si discostino i due andamenti. In Figura 5.2.3 è mostrato un esempio della distanza delta d(t) in cm calcolata per il marker WMR appartenente al soggetto 9, la quale non supera le dimensioni fisiche del marker, come da aspettative.



Variazione di distanza tra marker reale e marker ricostruito WMR

Figura 5.2.3 - Andamento della distanza d(t) in cm tra traiettoria registrata da telecamera e traiettoria ricostruita del marker WMR per il soggetto 2.

Il valore di d(t) del marker WMR non supera mai i 3 cm in tutti i soggetti testati, valore comparabile con i diametri dei marker utilizzati. Questo indica che la ricostruzione del marker è effettuata con successo.

Una volta ricostruite le coordinate dei marker, queste variabili di tipo spaziale insieme alle accelerazioni lineari e alle velocità angolari, di tipo inerziale, servono per comporre un database completo che possa essere utilizzato per allenare un algoritmo di predizione. Per capire se i due sistemi di motion capture forniscono informazioni coerenti tra loro, sono stati calcolati gli angoli di gomito e spalla con entrambi. Le Figure 5.2.4 e 5.2.5 riportano rispettivamente un esempio degli andamenti degli angoli di gomito e di spalla stimati partendo dalle posizioni dei marker e dalle informazioni inerziali per il soggetto 9.



Figura 5.2.4 - Grafico in alto: Angolo di flesso/estensione del gomito stimato tramite Marker (in blu) e IMU (in celeste) Grafico in mezzo: Angolo di abduzione/adduzione del gomito stimato tramite Marker (in rosso) e IMU (in fucsia) Grafico in basso: Angolo di prono/supinazione del gomito stimato tramite Marker (in verde) e IMU (in nero). Soggetto 9.

In primo luogo, si nota che gli andamenti sono coerenti con quelli che sono i movimenti eseguiti. Concentrandosi sull'angolo di flesso/estensione si vede chiaramente che partendo da un valore di circa 90° durante la fase statica, in cui il soggetto è seduto con gli arti appoggiati sulla superficie del tavolo, l'angolo varia proprio in base al movimento: compie un'estensione quando il soggetto raggiunge il parallelepipedo da spostare e quando lo riporta indietro, mentre si flette quando lo poggia davanti a sé e quando torna in posizione neutra. I picchi minimi coincidono invece con gli istanti in cui il soggetto raggiunge le postazioni delle scatole, ovvero quando il braccio è in massima estensione per quel movimento (angolo FE va da circa 45° per la raccolta ad altezza maggiore a circa 75° per la raccolta del parallelepipedo poggiato sul tavolo). L'angolo di abduzione/adduzione è in realtà privo di senso fisiologico, essendo il gomito un'articolazione a due gradi di libertà. Quindi, coerentemente all'anatomia umana, i due sistemi calcolano questo angolo con un po' di rumore nell'intorno dello zero. Infine, l'angolo di prono/supinazione parte da un valore di 150° e varia in un range di 25°, che è compatibile con il movimento che si sta realizzando. In particolare, ogni volta che raggiunge le postazioni dei parallelepipedi, si vede una diminuzione dell'angolo, dovuta al fatto che l'avambraccio sta ruotando in senso contrario alla rotazione positiva dell'asse X del segmento in questione. Viceversa, quando ritorna in posizione neutra o posa l'oggetto davanti a sé, l'angolo aumenta.



Figura 5.2.5 - Grafico in alto: Angolo di flesso/estensione di spalla stimato tramite Marker (in blu) e IMU (in celeste) Grafico in mezzo: Angolo di abduzione/adduzione di spalla stimato tramite Marker (in rosso) e IMU (in fucsia) Grafico in basso: Angolo di intra/extra rotazione di spalla stimato tramite Marker (in verde) e IMU (in nero). Soggetto 9.

La flesso/estensione è il movimento planare principale dell'articolazione della spalla durante i gesti compiuti dai soggetti studiati. Partendo da un angolo nullo, aumenta durante il raccoglimento dell'oggetto perché il soggetto flette il braccio cercando di raggiungere l'obiettivo. Si nota che le flessioni che effettua sono tutte più o meno confrontabili e non si riconosce la diversità del gesto che il soggetto sta compiendo. Il range di variazione è di circa 55°, circa il valore atteso. L'angolo di abduzione/adduzione parte da un valore di circa 30° quando il soggetto è in posizione neutra. Al momento di muoversi, il soggetto allontana il braccio dal tronco facendo sì che l'angolo aumenti fino ad un massimo di 55° per la raccolta dell'oggetto più lontano. Focalizzandosi sull'ampiezza della variazione, è riscontrabile la diversità del movimento eseguito data dalla differenza di altezze a cui si trovano gli obiettivi. Infine l'angolo di intra/extra rotazione, ha un range di variazione di circa 50°, partendo in statica da un angolo di quasi 20° ed arrivando a massimi di circa 70°. Anche in questo caso l'andamento è coerente col gesto effettuato, ma è molto difficile distinguere i movimenti osservando gli andamenti di quest'angolo. Dai grafici si evince che i sistemi calcolano bene le variazioni angolari dovute ai movimenti compiuti (si riconoscono molto chiaramente i 15 movimenti eseguiti dal soggetto 9 in quasi tutti gli angoli planari calcolati), ma si nota che gli andamenti non sono esattamente coincidenti. Si calcola quindi il valore RMSE della differenza fra ogni angolo tracciato dalle due strumentazioni per tutti e 10 i soggetti studiati. La Tabella 5.2.1 indica per ogni soggetto il valore RMSE degli angoli di flesso/estensione (FE), abduzione/adduzione (AA) e prono/supinazione (PS) di gomito e di flesso/estensione (FE), abduzione/adduzione (AA) e Intra/Extra rotazione (IE) dell'articolazione di spalla.

	FE GOMITO	AA GOMITO	PS GOMITO	FE SPALLA	AA SPALLA	IE SPALLA
Soggetto 1	3,5	8,5	5,3	3,9	6,3	11,9
Soggetto 2	3,0	9,1	2,9	8,2	3,8	4,6
Soggetto 3	3,9	6,7	5,8	3,0	2,8	9,8
Soggetto 4	4,0	5,2	4,0	2,4	2,3	7,3
Soggetto 5	3,7	4,7	6,3	3,3	4,1	4,4
Soggetto 6	13,3	8,7	5,5	2,7	1,6	5,9
Soggetto 7	3,8	6,6	5,9	2,2	1,9	9,0
Soggetto 8	4,2	12,9	12,8	6,4	8,4	7,5
Soggetto 9	3,4	4,0	3,8	3,1	1,9	3,8
Soggetto 10	4,7	4,1	6,4	2,6	2,3	8,1

Tabella 5.2.1 – Valori RMSE della differenza tra angoli planari di gomito e spalla stimati tramite Marker e IMU.

I valori RMSE sono nella maggior parte dei casi compresi tra 1,6° e 10°, compatibilmente ai risultati trovati in letteratura. Per quanto riguarda l'abduzione/adduzione del gomito, i valori più alti rispetto agli altri angoli sono giustificabili dal fatto che il gomito è assimilabile ad un giunto a due g.d.l. e che il movimento citato in realtà non sia possibile fisicamente. In questo caso, infatti, gli angoli calcolati dai sensori sono leggermente maggiori rispetto a quelli dei marker, e quindi RMSE dell'angolo di abduzione/adduzione aumenta. Gli angoli di prono/supinazione del gomito e di intra/extra rotazione della spalla presentano dei valori piuttosto alti in alcuni soggetti, probabilmente perché sono gli angoli con un range di variazione minore e inoltre i segnali angolari sono molto rumorosi. Infine, la flesso/estensione di entrambe le articolazioni in esame è caratterizzata da valori RMSE in linea con quelli trovati in letteratura. Essendo il movimento planare principale dei gesti effettuati, la stima dell'andamento dell'angolo nel tempo risulta più pulita per entrambe le strumentazioni.

Per approfondire questa differenza tra gli angoli calcolati mediante le coordinate dei marker e quelli stimati partendo dall'orientazione dei sensori si effettua una verifica visiva dei tre segmenti legati alle articolazioni di gomito e spalla. Prendendo in considerazione un frame qualsiasi dell'acquisizione, si osservano i segmenti di braccio e avambraccio e i punti raffiguranti il centro del gomito ECR, il centro del polso WCR, il centro della spalla CSR oltre che il punto medio tra i due acromion ACM. Questi punti sono rispettivamente le origini dei sistemi di posa dei segmenti anatomici (${}^{t}\hat{R}_{fa}$ per il sistema anatomico dell'avambraccio, ${}^{t}\hat{R}_{ua}$ per quello del braccio e ${}^{t}\hat{R}_{tr}$ per il tronco) che vengono inseriti al grafico. Si aggiungono poi le terne che rappresentano le orientazioni dei sensori inerziali posizionati su avambraccio, braccio e torace, (chiamate ${}^{t}R_{Rfa}$, ${}^{t}R_{Rua}$, e ${}^{t}R_{Thx}$) facendo coincidere la loro origine rispettivamente con le coordinate dei marker SFA, SUA e IJ di quell'istante. Infine, si visualizzano le orientazioni dei sensori citati dopo aver eseguito il processo di riferimento agli assi anatomici esposto nel paragrafo 4.1.6 (chiamati ${}^{t}R_{Rfa_aaligned}$ per il segmento tronco). La Figura 5.2.6 mostra la visualizzatione grafica appena spiegata con la rispettiva legenda riportante il codice colore:



Figura 5.2.6 – Segmenti di braccio e avambraccio e punti notevoli del segmento tronco accompagnati dai propri sistemi di posa anatomici e dalle orientazioni allineate agli assi anatomici e grezze dei sensori inerziali posizionati sui segmenti in questione esattamente all'ottavo secondo dell'acquisizione riguardante il soggetto 9.

Attraverso questa visualizzazione, si possono osservare le orientazioni dei sistemi di riferimento in gioco in un qualsiasi istante desiderato. In particolare, si constatano visivamente dei leggeri sfasamenti tra le orientazioni dei sensori dopo il processo di allineamento agli assi anatomici e le terne dei sistemi anatomici dei marker. Per quantificare questo sfasamento, si calcola l'angolo di rotazione ϑ intorno a un asse generico che rende coincidenti l'orientazione dell'IMU riferito agli assi anatomici e l'orientazione degli assi del sistema di riferimento anatomico stimato tramite marker. Viene calcolato per i segmenti di avambraccio, braccio e tronco. Un esempio è mostrato nella Figura 5.2.7:



Figura 5.2.7 – Andamenti dell'angolo ϑ_{fa} (in blu), ϑ_{ua} (in rosso), ϑ_{tr} (in verde) per il soggetto 9.

Gli andamenti di questi tre angoli si stimano per ogni soggetto, dopo se ne calcolano le medie e le deviazioni standard che sono presentate nei bar diagram relativi a ϑ_{fa} (Figura 5.2.8), ϑ_{ua} (Figura 5.2.9) e ϑ_{tr} (Figura 5.2.10):



 $\boldsymbol{\vartheta}_{\mathrm{fa}}$ tra orientazione IMU allineato e SdR anatomico





 $\boldsymbol{\vartheta}_{ua}$ tra orientazione IMU allineato e SdR anatomico

Figura 5.2.9 - Bar diagram della media e della deviazione standard di ϑ_{ua} dei 10 soggetti.



 $\boldsymbol{\vartheta}_{\mathrm{tr}}$ tra orientazione IMU allineato e SdR anatomico

Figura 5.2.10 - Bar diagram della media e della deviazione standard di ϑ_{tr} dei 10 soggetti.

Lo sfasamento di orientazione può essere dovuto a diversi aspetti:

- I segmenti della catena cinematica umana non sono realmente rigidi, quindi i marker si muovono rispetto al segmento; l'algoritmo di ricostruzione dei marker si basa sull'ipotesi che i segmenti siano corpi rigidi.
- I sensori inerziali si muovono rispetto ai marker e rispetto ai segmenti, di nuovo perché questi ultimi non sono corpi rigidi: presenza di artefatti dovuti alla dinamica.
- L'algoritmo Xsens che stima l'orientazione del sensore nel sistema globale può essere influenzato da disturbi magnetici: la stima dell'orientazione rispetto al sistema globale è alterata.

L'ultimo aspetto si verifica controllando che le componenti di B_x , B_y e B_z del campo magnetico del sensore fissato sul tavolo durante le acquisizioni siano costanti, come nell'esempio riportato in Figura 5.2.11:



Componenti Campo Magnetico B del sensore sul tavolo

Figura 5.2.11 – Componenti B_x , B_y e B_z del campo magnetico stimato dal sensore sul tavolo durante l'acquisizione dei movimenti performati dal soggetto 8.

Calcolando per tutti i soggetti l'andamento del campo magnetico B del sensore sul tavolo, si realizza un bar diagram con medie e deviazioni standard di questo valore, per un confronto tra i soggetti testati (Figura 5.2.12).



• • · · • • · · · · · ·

Figura 5.2.12 - Bar diagram della media e della deviazione standard del campo magnetico B dei 10 soggetti.

Come si evince dai grafici, le deviazioni standard del campo magnetico B sono molto piccole per tutti i soggetti; ciò implica che non c'è un cambiamento significativo nel campo magnetico rilevato
dal sensore posizionato sul tavolo e conseguentemente gli IMU stimano senza disturbi le proprie orientazioni.

Per valutare gli altri due aspetti, ci si concentra sulle fasi dell'acquisizione in cui il soggetto torna in posizione neutra, dopo aver posato il parallelepipedo o di fronte a sé o sulla sua postazione iniziale. Si prendono in esame 9 campioni per ogni fase neutra e li si mette in sequenza ottenendo gli angoli ϑ_{fa_neutra} , $\vartheta_{ua_neutra} \in \vartheta_{tr_neutra}$, che non sono altro che gli angoli ϑ_{fa} , $\vartheta_{ua} \in \vartheta_{tr}$ considerando però solo i suddetti frame. Ogni movimento include due fasi neutre; infatti, dato che le ripetizioni dei movimenti sono 15, ci sono 30 fasi neutre per soggetto, per un totale di 270 campioni di fase neutra in sequenza. La Figura 5.2.13 mostra gli andamenti di ϑ_{fa_neutra} , $\vartheta_{ua_neutra} \in \vartheta_{tr_neutra}$ riguardanti il soggetto 9:



Figura 5.2.13 - Andamenti dell'angolo ϑ_{fa_neutra} (in blu), ϑ_{ua_neutra} (in rosso), ϑ_{tr_neutra} (in verde) per il soggetto 9.

Si sottolinea che l'asse delle ascisse rappresenta i 270 campioni di neutra presi in analisi. I tracciati sono caratterizzati da alcuni scalini che hanno una lunghezza pari a 9 campioni. Ciò significa che ogni volta che il soggetto torna in posizione statica, l'angolo ϑ per tutti e tre i segmenti in analisi varia, dimostrando uno sfasamento diverso in ogni fase neutra tra orientazioni di sensore riferito agli assi anatomici e orientazioni dei sistemi anatomici ricavati dai marker. In Figura 5.2.14, che riporta sempre gli andamenti ϑ_{fa_neutra} , ϑ_{ua_neutra} e ϑ_{tr_neutra} del soggetto 6, è evidente che per il segmento avambraccio, l'angolo ϑ_{fa_neutra} sia variato subito dopo il primo movimento rispetto alla statica, e dopo sia caratterizzato da un andamento a gradini. Negli intervalli in cui è costante, il sensore resta solidale all'avambraccio, ma l'aumento che subisce al passare da una certa neutra alla successiva è dovuto a un potenziale spostamento del sensore o in generale a un artefatto che causa lo sfasamento.



Figura 5.2.14 - Andamenti dell'angolo ϑ_{fa_neutra} (in blu), ϑ_{ua_neutra} (in rosso), ϑ_{tr_neutra} (in verde) per il soggetto 6.

Per avere una stima dello sfasamento esistente tra orientazione del sensore riferito agli assi anatomici e orientazione del sistema anatomico si calcola l'ampiezza massima di questo sfasamento per i segmenti di avambraccio ($\Delta \vartheta_{fa_neutra}$), braccio ($\Delta \vartheta_{ua_neutra}$), e tronco ($\Delta \vartheta_{tr_neutra}$), per ogni soggetto testato. I risultati si riportano in Tabella 5.2.2:

	$\Delta \boldsymbol{\vartheta}_{fa_neutra}$	$\Delta \boldsymbol{\vartheta}_{fa_neutra}$	$\Delta \boldsymbol{\vartheta}_{fa_neutra}$
Soggetto 1	15,8	7,9	4,1
Soggetto 2	15,4	14,5	14,5
Soggetto 3	9,1	11,8	1,9
Soggetto 4	5,7	7,8	11,1
Soggetto 5	12,9	8,4	10,1
Soggetto 6	20,1	7,3	3,3
Soggetto 7	8,2	6,9	5,1
Soggetto 8	10,5	13,0	9,6
Soggetto 9	5,0	3,8	4,8
Soggetto 10	7,1	5,6	7,5

Tabella 5.2.2 – Variazione massima di ϑ nelle fasi di posizione neutra dei 10 soggetti.

I valori ottenuti e inclusi nella precedente Tabella, confermano la presenza di questo sfasamento per tutti e tre i segmenti nella maggior parte dei soggetti. Avendo preso in analisi le sole fasi di neutra che si alternano ai movimenti dinamici compiuti dai soggetti, questo sfasamento tra orientazione dei sensori dopo il riallineamento e i sistemi anatomici ricavati dai marker può attribuirsi a due fattori principali:

- I soggetti non ritornano esattamente nella postura tenuta in statica, quindi i segmenti si trovano in una posizione spaziale diversa rispetto alla statica durante le fasi di neutra;
- I sensori inerziali durante il movimento subiscono degli artefatti, creando uno sfasamento che non caratterizza solo gli intervalli di movimento, ma anche quando il soggetto torna in posizione neutra per pochi istanti.

Si vaglia la prima opzione andando a visualizzare per tutti i 270 campioni di posizione neutra in esame la posizione spaziale del centro del polso destro WCR (punto medio tra i marker sui processi stiloidei del polso WMR e WLR), del centro del gomito destro ECR (punto medio tra i marker sui condili del gomito EMR e ELR), del punto medio ACM tra i due marker posizionati sull'acromion (ACR e ACL) e del marker posizionato sullo sterno T8. Ogni nuvola di punti, può essere contenuta in una sfera con un certo raggio. Inoltre, si calcolano 3 distanze chiamate L1, L2 ed L3:

- L1 è la distanza tra i punti WCR e ECR per ogni campione di posizione neutra;
- L2 è la distanza tra i punti ECR e ACM per ogni campione di posizione neutra;
- L3 è la distanza tra i punti ACM e T8 per ogni campione di posizione neutra;

Di queste tre distanze, si stima la media e la deviazione standard sui 270 frame in esame. Quindi, si ottengono 3 valori medi con deviazione standard che esprimano la distanza tra queste nuvole di punti e 4 valori di raggi di sfere che quantifichino la dispersione dei punti in questione durante gli intervalli di neutra. In base al modulo dei raggi e al valore delle deviazioni standard delle lunghezze L1, L2 e L3 si può interpretare la ripetibilità del gesto di ritorno in posizione neutra eseguito da tutti i soggetti. La Figura 5.2.15 mostra un esempio delle tre lunghezze L1, L2 ed L3 disegnate in nero e delle quattro nuvole di punti che definiscono le posizioni di WCR, ECR, ACM e T8 durante le fasi di posizione neutra. In altro a destra, si può osservare la sfera che contiene la nuvola di punti di ACM.



Figura 5.2.15 – Nuvole di punti di WCR, ECR ACM e T8 insieme alle lunghezze L1, L2 e L3 e ad un ingrandimento della sfera contenente i punti ACM.

La Tabella 5.2.3 raccoglie i valori dei raggi delle sfere che contengono le quattro nuvole di punti per i 10 soggetti in esame:

	r_{ACM} (cm)	$r_{\it ECR}$ (cm)	r_{T8} (cm)	$r_{\scriptscriptstyle WCR}$ (cm)
Soggetto 1	1,5	10,5	1,0	13,1
Soggetto 2	1,5	6,4	0,9	5,3
Soggetto 3	1,0	4,0	0,8	5,0
Soggetto 4	0,9	2,5	0,5	2,8
Soggetto 5	1,5	1,8	0,8	2,6
Soggetto 6	1,4	2,2	0,5	3,7
Soggetto 7	2,0	8,6	0,8	14,9
Soggetto 8	1,6	3,6	0,9	1,2
Soggetto 9	1,2	2,1	0,5	1,4
Soggetto 10	2,0	8,8	0,9	14,1

Tabella 5.2.3 – Raggi delle sfere che contengono le nuvole di punti di ACM, ECR, T8 e WCR per i 10 soggetti.

Per la maggior parte dei soggetti i raggi delle sfere che racchiudono i punti in analisi sono molto piccoli; conseguentemente, la dispersione nelle varie fasi è limitata. Si può affermare che i soggetti tornano più o meno sempre nella stessa posizione di neutra, non cambiando esageratamente la postura rispetto alla prima fase statica. Un altro indice importante è fornito dai valori di deviazione standard riguardanti le lunghezze L1, L2 e L3. Nei bar diagram che riguardano queste lunghezze (Figure 5.2.16, 5.2.17 e 5.2.18) si deduce come la variazione di esse è minima rispetto al valor medio che assumono, il che rafforza l'ipotesi di comparazione dei segmenti a corpi rigidi e della ripetibilità del gesto, anche se il loro valor medio non assume nessun significato degno di nota.



Figura 5.2.16 - Bar diagram della media e della deviazione standard della distanza L1 dei 10 soggetti.



Distanza media L2 tra ECR e ACM

Figura 5.2.17- Bar diagram della media e della deviazione standard della distanza L2 dei 10 soggetti.



Figura 5.2.18 - Bar diagram della media e della deviazione standard della distanza L3 dei 10 soggetti.

Come ultima verifica, si decide di calcolare l'angolo di rotazione ϑ intorno a un asse generico che rende coincidenti l'orientazione dell'IMU riferito agli assi anatomici durante i 270 frame di fase neutra e la sua stessa orientazione durante la statica per i sensori posizionati su avambraccio (ϑ_{Rfa_neutra}) , braccio (ϑ_{Rua_neutra}) e torace (ϑ_{Thx_neutra}) . Teoricamente tutti e tre gli andamenti dovrebbero restare costanti e nulli lungo la sequenza perché rappresentano la stessa orientazione in fasi di posizione neutra, anche se queste fasi sono intervallate da movimenti dinamici. La Tabella 5.2.4 contiene le ampiezze massime degli andamenti di ϑ_{Rfa_neutra} , ϑ_{Rua_neutra} e ϑ_{Thx_neutra} per tutti i soggetti testati:

	$\Delta \boldsymbol{\vartheta}_{Rfa_neutra}$	$\Delta \boldsymbol{\vartheta}_{Rua_neutra}$	$\Delta \vartheta_{Thx_neutra}$
Soggetto 1	24,1	25,5	2,4
Soggetto 2	13,5	12,6	13,0
Soggetto 3	13,3	13,4	4,1
Soggetto 4	13,5	7,3	9,86
Soggetto 5	4,6	10,5	6,6
Soggetto 6	15,0	10,0	2,0
Soggetto 7	40,4	29,0	4,8
Soggetto 8	16,5	13,3	7,5
Soggetto 9	10,3	8,6	4,4
Soggetto 10	17,0	19,3	4,5

Tabella 5.2.4 – Variazione massima di ϑ tra l'orientazione IMU riferito ad assi anatomici nelle fasi di posizione neutra e la sua stessa orientazione in fase statica per i segmenti di braccio, avambraccio e tronco dei 10 soggetti.

I valori non prossimi allo zero di questi angoli indicano che i sensori registrano un'orientazione diversa nelle fasi neutre rispetto alla fase statica. Ma avendo appurato tramite le coordinate dei marker che il soggetto torna circa nella stessa posizione durante gli intervalli di neutra, si evince che le unità inerziali siano soggette ad artefatti. I valori così alti per i soggetti 1, 3, 7, 8 e 10 potrebbero essere attribuiti al fatto che il loro primo movimento è la raccolta dell'oggetto ad altezza massima. Infatti, se i sensori posizionati sui segmenti fossero soggetti a spostamenti o artefatti a causa del movimento con range più ampio sin dal primo movimento, la stima dell'angolo sarebbe caratterizzata da errore per tutta la durata dell'acquisizione. Al contrario, il soggetto 9 effettua la prima presa più alta solo al settimo movimento, quindi i potenziali artefatti, entrando in gioco a metà dell'acquisizione, non influenzano in maniera decisa la stima dell'angolo di ϑ .

5.3 Piani futuri

Alla luce dei risultati ottenuti, si crea un database contenente informazioni riguardanti la cinematica del movimento dell'arto superiore tramite un sistema di acquisizione stereofotogrammetrico e un sistema di cattura inerziale. Le acquisizioni riguardano 3 movimenti di *pick and place* a tre diverse altezze, eseguiti da 10 soggetti diversi e ripetuti 3 volte. I dati stimati tramite barra ottica sono informazioni di tipo spaziale, mentre quelli registrati mediante sensori sono di tipo inerziale. L'archivio è composto quindi da variabili complementari, evitando l'uso di operazioni di derivazione o integrazione che comportano la propagazione dell'errore nella stima come negli altri database presenti in letteratura. Servendosi di due strumentazioni di acquisizione diverse, si riferiscono tutti i dati ad un sistema di riferimento comune, rendendo coerente il database.

Uno degli sviluppi di questa tesi magistrale potrebbe consistere nell'abbandono del sistema stereofotogrammetrico per il processing dei dati. Infatti, per verificare che i sistemi di cattura siano coerenti, si confrontano gli angoli articolari dai dati estratti mediante ambedue le strumentazioni. Per far sì che le informazioni stimate dai sensori inerziali si riferiscano agli assi anatomici dei segmenti in azione, si utilizza un algoritmo che riallinea i dati inerziali agli assi anatomici, ipotizzando che questi ultimi coincidano con quelli calcolati tramite marker. Per ottenere una stima basata sui sensori indipendente dalle informazioni ottiche, si può sviluppare un metodo funzionale di calcolo degli assi anatomici per gli IMU. In questo modo, il confronto avviene tra due stime angolari non influenzate l'una dall'altra.

Uno dei piani futuri più interessanti è estrarre da questo database delle *features* caratteristiche del movimento che consentano di distinguere i tre diversi gesti di raccolta. L'obiettivo finale è quello di allenare tramite il database un algoritmo di predizione dei movimenti che possa essere implementato su dei robot destinati al settore industriale. I sistemi robotici che cooperano con il personale umano in ambiente manifatturiero sviluppano così l'abilità di evitare possibili collisioni, ma soprattutto si adattano al movimento umano e non viceversa. Attualmente, infatti, sono gli operai a muoversi in base alle operazioni compiute dai robot. La grande novità consiste nello sviluppo di un metodo di predizione che faccia lavorare in estrema sicurezza il personale, senza dover adattare il proprio gesto al movimento del robot, ma compiendolo in maniera naturale.

Bibliografia

Anuar, A., Salleh, K. and Sahari, M. (2016) 'Development of A Low Cost Upper Limb Motion Tracking System with Real-Time Visual Output', *2016 IEEE International Symposium on Robotics and Intelligent Sensors (IRIS)*. IEEE, (December), pp. 146–150. doi: 10.1109/IRIS.2016.8066081.

Atrsaei, A. *et al.* **(2018)** 'Human Arm Motion Tracking by Inertial / Magnetic Sensors Using Unscented Kalman Filter and Relative Motion Constraint'. Journal of Intelligent & Robotic Systems, pp. 161–170.

Bai, L. *et al.* **(2015)** 'Quantitative Assessment of Upper Limb Motion in Neurorehabilitation Utilizing Inertial Sensors', *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. IEEE, 23(2), pp. 232–243. doi: 10.1109/TNSRE.2014.2369740.

Balbinot, A., de Freitas, J. C. R. and Côrrea, D. S. (2015) 'Use of inertial sensors as devices for upper limb motor monitoring exercises for motor rehabilitation', *Health and Technology*, 5(2), pp. 91–102. doi: 10.1007/s12553-015-0110-6.

Bleser, G., Hendeby, G. and Miezal, M. (2011) 'Using egocentric vision to achieve robust inertial body tracking under magnetic disturbances', *2011 10th IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality, ISMAR 2011.* IEEE, pp. 103–109. doi: 10.1109/ISMAR.2011.6092528.

Bütepage, J. *et al.* **(2017)** 'Deep representation learning for human motion prediction and classification', *Proceedings - 30th IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR 2017*, 2017-Janua, pp. 1591–1599. doi: 10.1109/CVPR.2017.173.

Cappozzo, A. *et al.* **(1995)** 'Cappozzo_CB_1995', *Clinical Biomechanics*, 10(4), pp. 171–178. doi: 10.1016/0268-0033(95)91394-T.

Davis 3rd, R. *et al.* **(1991)** 'A gait analysis data collection and reduction technique', *Human Movement Sci.*, 10(5), pp. 575–587.

Fermüller, C. *et al.* **(2018)** 'Prediction of Manipulation Actions', *International Journal of Computer Vision*, 126(2–4), pp. 358–374. doi: 10.1007/s11263-017-0992-z.

Filippeschi, A. *et al.* **(2017)** 'Survey of motion tracking methods based on inertial sensors: A focus on upper limb human motion', *Sensors (Switzerland)*, 17(6), pp. 1–40. doi: 10.3390/s17061257.

Gardner, M. *et al.* **(2015)** 'Motion-based grasp selection: Improving traditional control strategies of myoelectric hand prosthesis', *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. IEEE, 2015-Septe, pp. 307–312. doi: 10.1109/ICORR.2015.7281217.

Ghosh, P. et al. (2018) 'Learning human motion models for long-Term predictions', Proceedings -

2017 International Conference on 3D Vision, 3DV 2017, pp. 458–466. doi: 10.1109/3DV.2017.00059.

Holden, D., Saito, J. and Komura, T. (2016) 'A deep learning framework for character motion synthesis and editing', *ACM Transactions on Graphics*, 35(4), pp. 1–11. doi: 10.1145/2897824.2925975.

Ionescu, C. *et al.* **(2014)** 'Human3 . 6M : Large Scale Datasets and Predictive Methods for 3D Human Sensing in Natural Environments', *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. IEEE, 36(7), pp. 1325–1339. doi: 10.1109/TPAMI.2013.248.

De La Torre, F., Hodgins, J. and Bargteil, A. (2008) 'Guide to the Carnegie Mellon University Multimodal Activity (CMU-MMAC) Database', (April).

Lopez-Nava, I. H. and Angelica, M. M. (2016) 'Wearable Inertial Sensors for Human Motion Analysis: A review', *IEEE Sensors Journal*, PP(99), pp. 7821–7834. doi: 10.1109/JSEN.2016.2609392.

Mainprice, J. and Berenson, D. (2013) 'Human-robot collaborative manipulation planning using early prediction of human motion', *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE, pp. 299–306. doi: 10.1109/IROS.2013.6696368.

Mohammadzadeh, F. F. *et al.* **(2015)** 'Feasibility of a Wearable, Sensor-based Motion Tracking System', *Procedia Manufacturing*. The Authors, 3(Ahfe), pp. 192–199. doi: 10.1016/j.promfg.2015.07.128.

Pellois, R. and Brüls, O. (2018) 'Human arm motion tracking using IMU measurements in a robotic environnement'.

Peppoloni, L. et al. (2013) 'A novel 7 degrees of freedom model for upper limb kinematic reconstruction based on wearable sensors', *SISY 2013 - IEEE 11th International Symposium on Intelligent Systems and Informatics, Proceedings*. IEEE, pp. 105–110. doi: 10.1109/SISY.2013.6662551.

Peppoloni, L. et al. (2014) '(WMSDs issue) A novel wearable system for the online assessment of risk for biomechanical load in repetitive efforts', *International Journal of Industrial Ergonomics*. Elsevier Ltd, 52, pp. 1–11. doi: 10.1016/j.ergon.2015.07.002.

Perez-D'Arpino, C. and Shah, J. A. (2015) 'Fast target prediction of human reaching motion for cooperative human-robot manipulation tasks using time series classification', *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2015-June(June), pp. 6175–6182. doi: 10.1109/ICRA.2015.7140066.

Peter M McGinnis (2013) Biomechanics of Sport and Exercise-Human Kinetics.

Rab, G., Petuskey, K. and Bagley, A. (2002) 'A method for determination of upper extremity kinematics', *Gait and Posture*, 15(2), pp. 113–119. doi: 10.1016/S0966-6362(01)00155-2.

Safeea, M. and Neto, P. (2019) 'Minimum distance calculation using laser scanner and IMUs for safe human-robot interaction', *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*. Elsevier Ltd, 58(March 2018), pp. 33–42. doi: 10.1016/j.rcim.2019.01.008.

Schmidt, R. *et al.* (1999) 'A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions', *Journal of Biomechanics*, 32(6), pp. 615–621. doi: 10.1016/S0021-9290(99)00036-6.

Tian, Y. *et al.* **(2015)** 'Upper limb motion tracking with the integration of IMU and Kinect', *Neurocomputing*. Elsevier, 159(1), pp. 207–218. doi: 10.1016/j.neucom.2015.01.071.

Valero, E. *et al.* (2017) 'Analysis of construction trade worker body motions using a wearable and wireless motion sensor network', *Automation in Construction*. Elsevier, 83(April), pp. 48–55. doi: 10.1016/j.autcon.2017.08.001.

Valevicius, A. M. et al. (2018) 'Use of optical motion capture for the analysis of normative upper body kinematics during functional upper limb tasks: A systematic review', *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Elsevier, 40(September 2017), pp. 1–15. doi: 10.1016/j.jelekin.2018.02.011.

Veldpaus, F. E., Woltring, H. J. and Dortmans, L. J. M. G. (1988) 'A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates', *Journal of Biomechanics*, 21(1), pp. 45–54. doi: 10.1016/0021-9290(88)90190-X.

Vignais, N. *et al.* **(2013)** 'Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing', *Applied Ergonomics*. Elsevier Ltd, 44(4), pp. 566–574. doi: 10.1016/j.apergo.2012.11.008.

Vignais, N. *et al.* **(2017)** 'Physical risk factors identification based on body sensor network combined to videotaping', *Applied Ergonomics*, 65, pp. 410–417. doi: 10.1016/j.apergo.2017.05.003.

Wang, W. et al. (2015) 'Human motion tracking control for humanoid robot based on the optimized motion retargeting', *Informatics in Control, Automation and Robotics (ICINCO), 2015 12th International Conference on*. SCITEPRESS, 2, pp. 392–399.

Wang, Y. et al. (2017) 'Collision-free trajectory planning in human-robot interaction through hand

movement prediction from vision', *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 305–310. doi: 10.1109/HUMANOIDS.2017.8246890.

Wu, G. et al. (2005) '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*, 38(5), pp. 981–992. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042.

Xuel, K. *et al.* **(2019)** 'Predicting human trajectory with virtual HRI environment', 2018 11th International Workshop on Human Friendly Robotics, HFR 2018, pp. 19–24. doi: 10.1109/HFR.2018.8633515.

Yun, X. and Bachmann, E. R. (2006) 'Design, Implementation, and Experimental Results of a Quaternion-Based Kalman Filter for Human Body Motion Tracking', *IEEE Transactions on Robotics*, 22(6), pp. 1216–1227. doi: 10.1109/TRO.2006.886270.

Zhou, H. *et al.* **(2008)** 'Use of multiple wearable inertial sensors in upper limb motion tracking', *Medical Engineering and Physics*, 30(1), pp. 123–133. doi: 10.1016/j.medengphy.2006.11.010.

Sitografia

[W01] <u>https://www.vicon.com/</u>. Consultato il 31/09/2019.

[W02] <u>https://v22.wiki.optitrack.com/index.php?title=Markers</u>. Consultato il 2/10/2019.