



**Politecnico
di Torino**

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

TESI DI LAUREA MAGISTRALE

**Sviluppo di algoritmo e GUI per la
visualizzazione degli angoli articolari
stimati tramite sonde IMU Wi-Fi**

CANDIDATO
Paolo Cagnes

RELATORI
Prof. Massimo Salvi
Fabio Bolognesi

AA. 2023/2024



**Politecnico
di Torino**



Elenco degli acronimi

IMU Inertial Measurement Unit

GUI Graphical User Interface

RMSE Root Mean Square Error

HCI Human-Computer Interaction

CV Computer Vision

WMSD Work-related Musculoskeletal Disorders

MoCap Motion Capture

LED Light Emitting Diode

MNITJ Malaviya National Institute of Technology di Jaipur

OMC Optical Motion Capture

HD-sEMG High-Density surface ElectroMyoGraphy

EMG ElectroMyoGraphy

EEG ElectroEncephaloGraphy

BCI Brain Computer Interface

TCP Transmission Control Protocol

PC Personal Computer

BNC Bayonet Neill-Concelman

DC Direct Current

A/D Analog to Digital

IP Internet Protocol

DHCP Dynamic Host Configuration Protocol

NDOF Nine Degrees of Freedom

SYN Synchronize

ACK Acknowledge

ISO International Organization for Standardization
IMAP Internet Message Access Protocol
POP Post Office Protocol
SMTP Simple Mail Transfer Protocol
VPN Virtual Private Network
AP Access Point
SSID Service Set Identifier
FTP File Transfer Protocol
SSH Secure Shell
HTTP HyperText Transfer Protocol
WPA Wi-Fi Protected Access
MAC Media Access Control
LAN Local Area Network
IEEE Institute of Electrical and Electronics Engineers
CRC Cyclic Redundancy Check
LSB Least Significant Bit

Elenco delle figure

1.1	Applicazioni dell'analisi del movimento: dall'interazione uomo-macchina alla robotica umanoide, con utilizzo in ambiti come la realtà aumentata e l'analisi del cammino.	1
1.2	Rappresentazione dei segmenti che simulano gli angoli articolari (a sinistra) e schema matematico per la descrizione degli angoli articolari (a destra).	3
1.3	Rappresentazione del movimento di flessione/estensione dell'articolazione del ginocchio.	4
1.4	Sistema di validazione per il gomito composto da 2 sonde IMU e goniometro articolare.	6
1.5	Camera di analisi del cammino con un sistema di motion capture per analizzare la biomeccanica durante la deambulazione.	7
2.1	Illustrazione della componentistica hardware del Muovi+, che include: il connettore per l'ingresso e la ricarica della sonda, vari LED indicatori dello stato operativo, il pulsante di accensione/spegnimento (ON/OFF) e il connettore per il riferimento del paziente (patient Ref).	11
2.2	Illustrazione della componentistica hardware del Muovi, che include: il connettore per l'ingresso e la ricarica della sonda, vari LED indicatori dello stato operativo, il pulsante di accensione/spegnimento (ON/OFF) e il connettore per il riferimento del paziente (patient Ref).	12
2.3	Illustrazione della componentistica hardware del Due+, che include: : il connettore ingressi della sonda, connettore ricarica della sonda, vari LED indicatori dello stato operativo, il pulsante di accensione/spegnimento (ON/OFF) e il connettore per il riferimento del paziente (patient Ref).	13
2.4	Illustrazione della componentistica hardware del Quattro+, che include: : il connettore ingressi della sonda, connettore ricarica della sonda, vari LED indicatori dello stato operativo, il pulsante di accensione/spegnimento (ON/OFF) e il connettore per il riferimento del paziente (patient Ref).	14
2.5	Illustrazione della componentistica hardware della Syncstation+, che include: l'ingresso per l'alimentazione, ingressi ausiliari, ingresso cella di carico, uscita trigger, led di connessione/stato e ricarica, il pulsante di trigger e ingresso ethernet.	15
2.6	Rappresentazione del sensore IMU con la sovrapposizione del sistema di assi coordinati X,Y,Z.	17
4.1	Rappresentazione geometrica di una rotazione. A sinistra, la rotazione del vettore r_0 attorno all'asse \underline{e} , con il vettore r_1 come risultato della rotazione di un angolo Ω . A destra, proiezione della rotazione su un piano perpendicolare all'asse \underline{e} , evidenziando l'angolo Ω	34
4.2	Codice relativo alla funzione per il calcolo degli angoli articolari.	37
4.3	Codice relativo alla funzione MATLAB quat2_angle.	38

4.4	Codice relativo alla funzione per la gestione degli angoli articolari.	39
5.1	Interfaccia home dell'applicativo: permette all'utente di spostarsi all'interno delle pagine di Start e Gestione delle sonde.	42
5.2	Schermata di connessione e gestione delle sonde prima di effettuare la scelta del numero di dispositivi.	43
5.3	Interfaccia connessione e gestione delle sonde selezionando una sonda.	44
5.4	Interfaccia connessione e gestione delle sonde selezionando due sonde.	44
5.5	Interfaccia connessione e gestione delle sonde selezionando tre sonde.	45
5.6	Interfaccia di Start per visualizzare i dati in tempo reale.	46
5.7	Interfaccia di Calibration: permette all'utente di effettuare tutti i movimenti necessari alla calibrazione.	47
6.1	Sistema meccanico utilizzato per la validazione composto da una tavola di legno con cerniera e goniometro.	49
6.2	Sistema di validazione per il ginocchio composto da 2 sonde IMU e goniometro articolare.	51

Elenco delle tabelle

2.1	Stato del dispositivo indicato dai LED in base al numero di lampeggi	12
3.1	Descrizione della configurazione del byte	22
3.2	Dati tecnici della sonda Muovi in modalità EMG ed EEG	24
3.3	Dati tecnici della sonda Muovi+ in modalità EMG ed EEG	24
3.4	Dati tecnici della sonda Due+ in modalità EMG	25
3.5	Dati tecnici della sonda Quattro+ in modalità EMG	25
3.6	Dati tecnici relativi ai canali ausiliari ed accessori della SyncStation+. La frequenza di campionamento dei canali nella SyncStation+ è di default pari a 2000 Hz, scende a 500 Hz nel caso in cui tutte le sonde utilizzate siano configurate per l'acquisizione di segnali EEG.	25
3.7	Caratteristiche dei segnali acquisiti con differenti configurazioni. Il range del rumore è correlato alle differenti frequenze di campionamento.	28
3.8	Caratteristiche dei segnali acquisiti.	28
3.9	Descrizione dei 4 canali relativi ai dati inerziali e dei due canali accessori.	29
4.1	L'influenza delle diverse sequenze angolari sulle quantità risultanti di rotazione attorno a ciascun asse per sei diverse sequenze di angoli Cardanici.	34
6.1	Risultati delle misurazioni del primo test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno agli assi X, Y e Z nel corso di un intervallo temporale di 20 minuti.	52
6.2	Risultati delle misurazioni del secondo test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno agli assi X, Y e Z nel corso di un intervallo temporale di 20 minuti.	53
6.3	Risultati delle misurazioni del terzo test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'asse X per un range stretto di angoli.	54
6.4	Risultati delle misurazioni del terzo test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'asse Z per un range stretto di angoli.	55
6.5	Risultati delle misurazioni del terzo test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'asse Y per un range stretto di angoli.	56
6.6	Risultati delle misurazioni del quarto test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'asse X per un range ampio di angoli.	58
6.7	Risultati delle misurazioni del quarto test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'asse Z per un range ampio di angoli.	59
6.8	Risultati delle misurazioni del quarto test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'asse Y per un range ampio di angoli.	60
6.9	Risultati delle misurazioni del quinto test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'articolazione del gomito.	61

6.10 Risultati delle misurazioni del quinto test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'articolazione del ginocchio. 62

Indice

1	Introduzione	1
1.1	Stato dell'arte	2
1.1.1	Sistemi di visione artificiale	2
1.1.2	IMU	4
1.1.3	Sistemi Motion Capture ottici	6
1.2	Obiettivo della tesi	8
2	Hardware	9
2.1	OT Bioelettronicas.r.l.	9
2.2	Panoramica del sistema d'acquisizione	10
2.3	I dispositivi	10
2.3.1	Muovi+	10
2.3.2	Muovi	12
2.3.3	Due+	13
2.3.4	Quattro+	13
2.3.5	Syncstation+	14
2.4	IMU (Inertial Measurement Unit)	16
3	Comunicazione tra i dispositivi	19
3.1	Protocollo di comunicazione TCP/IP	19
3.2	Comunicazione tra singola sonda e PC	20
3.3	Comunicazione tra Syncstation+ e PC	23
3.4	Il segnale: elaborazione e struttura	27
4	Algoritmi	30
4.1	Teoria dei quaternioni e matrici di rotazione	30
4.1.1	I quaternioni	30
4.1.2	Rappresentazione dell'orientamento dei corpi rigidi	31
4.1.3	Rotazione implementata mediante quaternioni	33
4.2	Calcolo degli angoli articolari	35
5	GUI	41
5.1	Home	41
5.2	Connessione e gestione sonde	42
5.3	Start	45
5.4	Calibration	46

6	Validazione e risultati	48
6.1	Test	48
6.2	Risultati	52
6.3	Metriche e analisi dei risultati	62
7	Potenziati applicazioni del sistema	64
8	Conclusioni	66

Sommario

L'analisi del cammino umano è una componente essenziale per lo studio dei meccanismi biomeccanici che regolano il movimento, con applicazioni cruciali in ambito clinico, sportivo, riabilitativo e di ricerca. La misurazione precisa degli angoli articolari è fondamentale per la diagnosi di patologie muscoloscheletriche, il monitoraggio dei progressi funzionali post-operatori e l'ottimizzazione delle prestazioni atletiche. In questo contesto, è stato sviluppato un sistema innovativo per la stima degli angoli articolari utilizzando quaternioni, grazie al supporto tecnologico di OT Bioelettronica s.r.l. Le sonde IMU (Inertial Measurement Unit) impiegate sono state progettate per raccogliere dati di movimento e orientamento in tempo reale, rendendole ideali per monitoraggi continui e interventi personalizzati. L'algoritmo per la stima degli angoli articolari è stato sviluppato in due fasi principali: il calcolo e la gestione degli angoli. La fase di calcolo è stata affinata attraverso metodi che garantiscono elevata stabilità e precisione. La fase di gestione degli angoli prevede un'accurata regolazione delle rotazioni, evitando errori di rollover e assicurando una stima continua anche in condizioni di rotazioni ampie. La Graphical User Interface (GUI) è stata realizzata tramite l'App Designer di MATLAB per permettere agli utenti di visualizzare in tempo reale i dati provenienti da tre sonde simultanee. L'interfaccia consente di monitorare le differenze angolari tra la prima e la seconda sonda, così come tra la seconda e la terza, offrendo un sistema integrato per la calibrazione e la gestione delle sonde durante l'acquisizione dei dati. Per la validazione del sistema, sono state condotte misurazioni degli angoli sia su sistemi meccanici che su distretti articolari (gomito e ginocchio), utilizzando come gold standard un goniometro articolare. Le metriche di valutazione includono l'errore medio, l'errore relativo medio, Root Mean Square Error (RMSE) e la deviazione standard. I risultati ottenuti mostrano un errore medio di $2,08^\circ$ per il ginocchio e $0,79^\circ$ per il gomito, un errore relativo medio del 3,59% per il ginocchio e del 2,11% per il gomito, con un RMSE di $2,25^\circ$ per il ginocchio e di $1,15^\circ$ per il gomito. La deviazione standard registrata è risultata pari a $0,85^\circ$ per il ginocchio e $0,86^\circ$ per il gomito. Questi risultati confermano l'affidabilità del sistema proposto, dimostrando la sua capacità di fornire misurazioni accurate e comparabili al goniometro articolare, con margini di errore contenuti. Il sistema offre quindi una soluzione pratica per l'analisi del movimento umano, con potenziali applicazioni sia in ambito clinico che nella ricerca biomeccanica, e potrebbe rappresentare un valido strumento di supporto nelle valutazioni riabilitative e sportive.

Capitolo 1

Introduzione

L'analisi del movimento umano si occupa della misurazione e della descrizione delle variabili biomeccaniche che caratterizzano l'esecuzione di un atto motorio, in particolare il movimento assoluto e relativo dei segmenti ossei durante attività fisiche. Questa disciplina ha trovato applicazione in diversi ambiti, spaziando dalla ricerca biomeccanica alla pratica clinica [1, 2], dallo sviluppo di robot umanoidi [1] all'analisi del cammino [3], dall'analisi del movimento sportivo [4, 5], allo Human-Computer Interaction (HCI) e alle applicazioni di realtà aumentata [6, 7]. In particolare, nel campo della riabilitazione, l'analisi del movimento e degli angoli articolari associati si rivela un mezzo essenziale per quantificare e valutare i pattern di locomozione, sia normali che patologici.

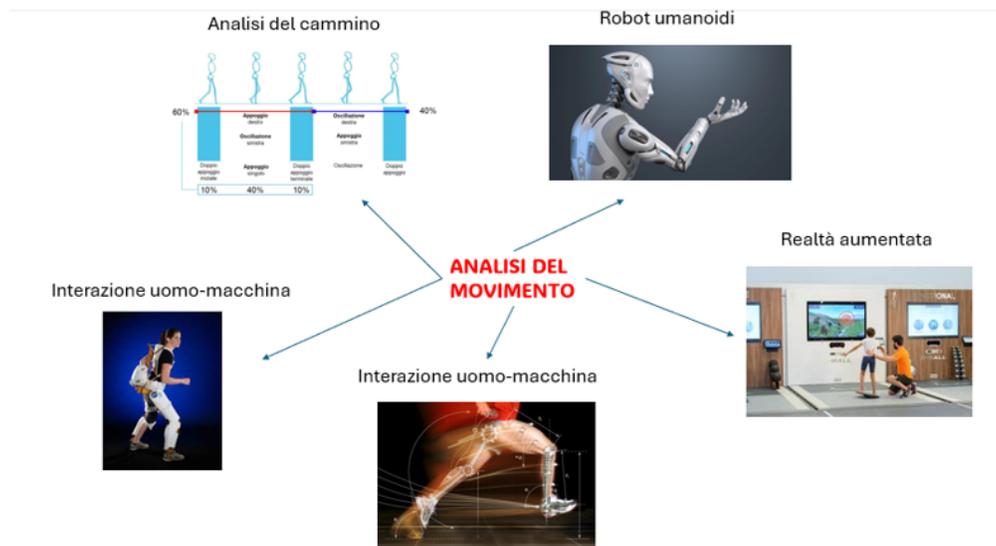


Figura 1.1: Applicazioni dell'analisi del movimento: dall'interazione uomo-macchina alla robotica umanoide, con utilizzo in ambiti come la realtà aumentata e l'analisi del cammino.

La quantificazione del range di movimento è essenziale nella diagnosi e nella valutazione di patologie articolari come osteoartrite e artrite reumatoide, dove una riduzione di questo range può indicare la progressione della malattia [8]. È altrettanto importante nella valutazione post-operatoria di interventi come l'impianto di protesi articolari o le ricostruzioni legamentose, per monitorare il recupero funzionale e l'efficacia della riabilitazione [9, 10]. Inoltre, una limitazione della mobilità articolare può predisporre a lesioni muscoloscheletriche, in particolare negli atleti, e la sua misurazione aiuta a identificare squilibri muscolari o rigidità articolari [11]. Nella pianificazione della riabilitazione, conoscere il range di movimento nella fase iniziale della terapia, consente di stabilire obiettivi realistici e di adattare i protocolli di esercizio. Infine, con l'invecchiamento, il range di movimento tende a ridursi, e la sua misurazione aiuta a distinguere tra cambiamenti fisiologici normali e problematiche patologiche, guidando così le strategie di mantenimento della mobilità. Questi aspetti rendono l'analisi del movimento articolare fondamentale per fornire un trattamento personalizzato e migliorare la qualità della vita dei pazienti.

1.1 Stato dell'arte

Negli ultimi anni, la crescente attenzione verso il miglioramento della precisione e dell'efficienza nell'analisi del movimento umano ha portato a significativi progressi tecnologici e metodologici. In particolare, l'adozione di nuove tecnologie, come i sistemi di visione artificiale, le Inertial Measurement Units (IMU) e i sistemi di motion capture ottici, hanno trasformato il modo in cui i ricercatori e i clinici studiano la biomeccanica del corpo umano. Questi strumenti, pur con approcci differenti, condividono l'obiettivo comune di migliorare la comprensione dei meccanismi sottostanti al movimento e di supportare diagnosi più accurate e interventi più efficaci.

Questa sezione dello stato dell'arte esamina le principali innovazioni in questi ambiti, discutendo sia i vantaggi che le sfide associate a ciascuna tecnologia. Si esploreranno le applicazioni nei contesti clinici, sportivi e lavorativi, mettendo in luce come queste tecnologie contribuiscano alla prevenzione e al trattamento dei disturbi muscoloscheletrici, all'ottimizzazione delle prestazioni fisiche e al supporto nei percorsi di riabilitazione.

Inoltre, verranno evidenziate le limitazioni attuali e le aree di ricerca emergenti, con l'obiettivo di fornire una panoramica esaustiva delle soluzioni disponibili e delle prospettive future per l'analisi del movimento umano.

1.1.1 Sistemi di visione artificiale

Negli ultimi anni, l'avanzamento delle tecnologie di visione artificiale e dell'apprendimento profondo ha apportato significative innovazioni nel monitoraggio e nella valutazione dei movimenti umani, sia in contesti sportivi che lavorativi. La computer vision (CV), grazie ai progressi nelle deep neural network, ha aperto nuove possibilità per la valutazione accurata dei movimenti e delle dinamiche articolari.

Nel contesto della sicurezza sul lavoro, in particolare per quanto riguarda i disturbi muscoloscheletrici legati al lavoro (WMSD) causati da attività come il sollevamento, è cruciale valutare i rischi biomeccanici associati. Tradizionalmente, tali valutazioni sono state effettuate utilizzando metodi basati su marcatori superficiali, che risultano essere dispendiosi in termini di tempo e complessità. Tuttavia, recenti studi hanno dimostrato che le tecniche di stima della posa basate su visione artificiale possono rappresentare un'alternativa valida. Ad esempio, uno studio condotto da Wang et al.

ha sviluppato e convalidato un metodo di cattura del movimento marker-less basato su visione artificiale per valutare la cinematica articolare 3D dei compiti di sollevamento. I risultati ottenuti con questo metodo erano comparabili con quelli ottenuti con i metodi basati su marcatori superficiali, con una differenza media di $2,31 \pm 4,00$ gradi negli angoli articolari [12].

Parallelamente, l'applicazione della visione artificiale nel miglioramento degli allenamenti sportivi ha mostrato notevoli progressi. Sistemi avanzati basati su algoritmi di apprendimento profondo per il riconoscimento della postura umana sono stati sviluppati per assistere gli allenatori nell'analisi delle tecniche degli atleti. Questi sistemi, strutturati in un database di movimenti standard, istruzioni ausiliarie e una componente di valutazione complessiva, offrono una piattaforma intelligente che consente di confrontare le azioni degli utenti con gli standard e visualizzare i risultati in modo intuitivo [13].

Inoltre, la recente pandemia di coronavirus e l'invecchiamento della popolazione hanno accentuato la necessità di servizi di teleriabilitazione che siano economici, facili da usare e affidabili. La stima della posa umana senza marcatori basata sulla computer vision è emersa come una soluzione promettente in questo contesto. Questi sistemi, che non richiedono l'uso di marker esterni per la cattura dei dati di movimento, si rivelano particolarmente utili per applicazioni di riabilitazione, permettendo l'analisi e la supervisione degli esercizi dei pazienti a distanza. Tuttavia, rimane una sfida aperta lo sviluppo di sistemi marker-less con un'accuratezza sufficiente per l'identificazione precisa delle articolazioni e la misurazione degli angoli articolari. Sebbene alcuni dei sistemi proposti offrano già un'accuratezza sufficiente per le stime degli angoli articolari in 2D, sono necessari test più rigorosi per validare completamente queste tecnologie prima che possano essere ampiamente adottate nelle applicazioni di riabilitazione avanzata [14].

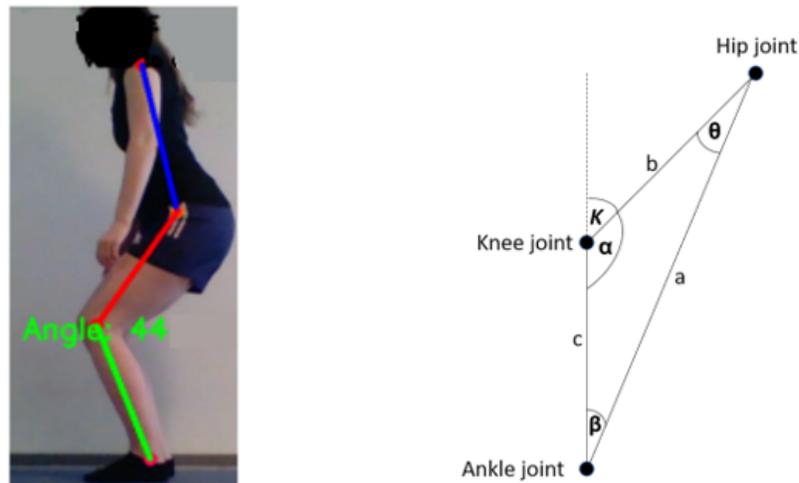


Figura 1.2: *Rappresentazione dei segmenti che simulano gli angoli articolari (a sinistra) e schema matematico per la descrizione degli angoli articolari (a destra).*

1.1.2 IMU

Nella letteratura scientifica, l'impiego di IMU per il calcolo dell'angolo articolare è diventato sempre più diffuso, grazie alla loro capacità di fornire misurazioni accurate e non invasive. Le IMU, che combinano accelerometri, giroscopi e talvolta magnetometri, permettono di rilevare movimenti complessi in tempo reale, rendendole particolarmente utili per monitorare la cinematica durante attività come la camminata, la corsa e altri movimenti funzionali. Questa tecnologia ha il vantaggio di essere portatile e meno ingombrante rispetto ai tradizionali sistemi di analisi del movimento basati su marker ottici, facilitando studi in contesti reali e non limitati al laboratorio. Tra gli angoli articolari, quello del ginocchio è il più studiato, poiché riveste un ruolo cruciale nelle attività descritte.

Nell'ultimo decennio, l'interesse per questo ambito è cresciuto significativamente, spinto dalla necessità di ottenere valutazioni più precise e affidabili nei contesti clinici e sportivi [15]. Numerosi studi hanno esplorato diverse metodologie e algoritmi per migliorare l'accuratezza delle misurazioni, evidenziando i vantaggi e le limitazioni di ciascun approccio. In particolare, l'attenzione si è concentrata sull'angolo di flessione/estensione del ginocchio, un parametro fondamentale per la valutazione della funzione articolare e per la diagnosi e il monitoraggio di diverse patologie muscoloscheletriche.

La stima dell'angolo del ginocchio basata su IMU è stata oggetto di numerosi studi, nei quali sono stati proposti diversi algoritmi e tecniche. Generalmente, la flessione/estensione del ginocchio viene definita come l'angolo tra la parte superiore e inferiore della gamba lungo l'asse principale del movimento, coincidente con l'asse articolare del ginocchio Fig. 1.3.

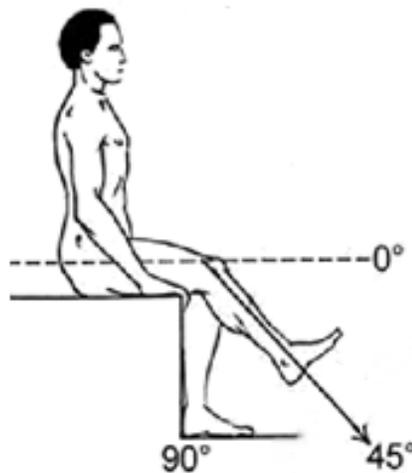


Figura 1.3: *Rappresentazione del movimento di flessione/estensione dell'articolazione del ginocchio.*

Tuttavia, bisogna considerare che trattare il ginocchio come una semplice articolazione a cerniera rappresenta un'approssimazione, poiché, pur essendo la flessione/estensione il grado di libertà prin-

cipale, l'articolazione del ginocchio non è rigidamente vincolata alla rotazione attorno a un singolo asse. Per questo motivo, alcuni studi tengono conto anche dell'abduzione/adduzione e della rotazione interna/esterna, ottenendo così una rappresentazione tridimensionale dell'angolo del ginocchio [16, 17, 18]. Nonostante l'importanza di questi gradi di libertà aggiuntivi, è raro che superino un intervallo di $\pm 10^\circ$, e spesso sono influenzati da artefatti dei tessuti molli [16, 19, 20, 21]. Di conseguenza, molti studi preferiscono non considerarli, focalizzandosi solo sul piano di flessione/estensione [22, 23, 24, 25, 26].

Gli approcci più semplici adottati nella letteratura prevedono che le IMU siano montate in modo tale che uno degli assi del sistema di coordinate locali sia allineato con l'asse articolare. In questo caso, alcuni studi hanno risolto il problema della deriva dell'angolo di flessione/estensione utilizzando filtri passa-alto [17], mentre altri hanno dimostrato che l'angolo articolare può essere stimato anche a partire dalle accelerazioni misurate, purché la posizione dell'articolazione sia nota in entrambi i sistemi di coordinate locali [22]. Questi approcci hanno ottenuto un errore quadratico medio (RMSE) inferiore a 4° rispetto ai sistemi di riferimento ottici, rendendoli efficaci anche in caso di orientamento arbitrario del sensore [22].

Altri studi hanno proposto metodi alternativi, come l'approssimazione dell'angolo di flessione/estensione tramite la differenza tra le inclinazioni della coscia e della gamba, ottenendo un RMSE di circa 7° rispetto ai sistemi ottici [23]. Tuttavia, questi metodi possono essere limitati da alcune assunzioni, come la necessità di mantenere l'asse del ginocchio orizzontale durante il movimento, che potrebbe non essere valida in tutte le attività.

Alcuni studi più recenti hanno sviluppato ulteriormente il modello del ginocchio come semplice cerniera, incorporando vincoli cinematici attraverso filtri di Kalman estesi, migliorando così l'accuratezza delle stime durante attività come la corsa e la camminata [16, 24]. Questi approcci hanno dimostrato una buona concordanza con i sistemi ottici di riferimento, con errori inferiori a 4° durante la corsa e inferiori a 1° durante la camminata.

Infine, è importante sottolineare che la maggior parte delle pubblicazioni confronta l'accuratezza delle misurazioni tra sistemi ottici e inerziali utilizzando marker di riferimento rigidi collegati ai sensori, al fine di ridurre gli effetti degli artefatti dei tessuti molli [27, 28]. Solo pochi studi hanno posizionato i marker ottici sui punti di riferimento anatomici, una pratica comune nell'analisi del cammino, ottenendo però errori maggiori rispetto ai metodi con marker rigidi [23]. Oltre agli approcci descritti, un metodo avanzato per la stima degli angoli articolari, incluso quello del ginocchio, è l'utilizzo dei quaternioni [29]. I quaternioni rappresentano una soluzione efficace per gestire le rotazioni nello spazio tridimensionale, evitando i problemi di gimbal lock e minimizzando gli errori dovuti alla deriva. Questi vengono calcolati utilizzando i dati forniti dagli accelerometri e dai giroscopi delle IMU, consentendo una rappresentazione più accurata dell'orientamento del segmento corporeo. In particolare, i quaternioni permettono di eseguire rotazioni concatenate senza perdita di precisione, rendendoli utili nei modelli di analisi del movimento che richiedono una rappresentazione tridimensionale.



Figura 1.4: *Sistema di validazione per il gomito composto da 2 sonde IMU e goniometro articolare.*

La scelta del metodo più adatto dipende dalle informazioni disponibili sui sensori e dalle condizioni specifiche di applicazione. In molti casi, le stime dell'orientamento della coscia e della gamba vengono utilizzate per calcolare l'angolo di flessione/estensione, ma quando le stime dell'orientamento non sono affidabili o immediatamente disponibili, può essere vantaggioso utilizzare approcci alternativi [22, 23, 16, 24, 17, 26].

1.1.3 Sistemi Motion Capture ottici

I sistemi di motion capture (MoCap) ottici rappresentano una delle tecnologie più avanzate e precise per l'analisi del movimento umano. Questi sistemi utilizzano una rete di telecamere ad alta velocità, in grado di tracciare marker posizionati sul corpo del soggetto per ricostruire i movimenti in tre dimensioni. La precisione e l'affidabilità di questi sistemi li rendono strumenti indispensabili in vari ambiti, tra cui la biomeccanica, la riabilitazione clinica e nello sport.

Nel contesto della biomeccanica e dell'analisi del movimento umano, i sistemi MoCap ottici sono considerati il gold standard grazie alla loro capacità di fornire dati estremamente accurati sulla cinematica articolare. I marker, che possono essere passivi (riflettenti) o attivi (emettitori LED), vengono applicati in punti anatomici chiave, permettendo alle telecamere di catturare ogni dettaglio del movimento. I dati raccolti vengono poi elaborati per generare modelli tridimensionali che descrivono con precisione i movimenti articolari, incluse le rotazioni complesse e le interazioni tra i vari segmenti corporei.



Figura 1.5: *Camera di analisi del cammino con un sistema di motion capture per analizzare la biomeccanica durante la deambulazione.*

I sistemi di cattura della camminata tradizionali utilizzano tecniche di misura diretta, risultando costosi e compromettendo la naturalezza del movimento a causa di cavi e altri componenti [30]. Recentemente, il laboratorio Raman del MNITJ (Malaviya National Institute of Technology di Jaipur) ha sviluppato un sistema alternativo basato su marker passivi riflettenti e una telecamera semplice. Questo sistema riduce i costi e minimizza l'impatto sul movimento naturale del soggetto, utilizzando solo 5 marker riflettenti e un PC. È in grado di ottenere parametri cinematici della camminata, come gli angoli articolari e la velocità di camminata, con maggiore efficienza rispetto ai metodi tradizionali. I dati forniti da questo sistema possono migliorare la comprensione delle patologie della camminata nei pazienti e contribuire al trattamento e alla riabilitazione [30].

Oltre ai tradizionali studi sul cammino, questa tecnica è stata utilizzata per analizzare diverse tipologie di movimento in altri distretti corporei, come ad esempio l'articolazione della spalla. Le disfunzioni della spalla rappresentano uno dei disturbi muscoloscheletrici più comuni, con una prevalenza che le colloca al terzo posto tra tutte le patologie muscoloscheletriche. Tuttavia, la complessità della cinematica della spalla rende particolarmente difficile il monitoraggio accurato del suo movimento. I sistemi di motion capture ottici (OMC) sono emersi come strumenti promettenti per l'analisi cinematica 3D, offrendo la possibilità di superare le limitazioni dei test clinici tradizionali e fornendo dati oggettivi e dettagliati sulla qualità e le caratteristiche del movimento.

Una revisione sistematica recente ha esaminato l'uso degli OMC nell'analisi cinematica 3D della spalla in pazienti con disturbi muscoloscheletrici, evidenziando l'importanza clinica di questi strumenti. Dall'analisi di undici articoli selezionati, è emerso che, nonostante i costi elevati e la complessità organizzativa che tali sistemi comportano, il loro impiego può offrire un significativo valore aggiunto nella ricerca clinica ortopedica, nella pratica clinica quotidiana e nel follow-up dei pazienti. Tuttavia, la revisione ha anche sottolineato la necessità di ulteriori studi di alta qualità, con protocolli e metodologie standardizzati, per facilitare il confronto tra diversi studi clinici e per consolidare ulteriormente l'applicabilità clinica degli OMC nel trattamento delle disfunzioni della spalla [31].

1.2 Obiettivo della tesi

Il principale obiettivo di questa tesi, sviluppata con il supporto di OT Bioelettronica s.r.l., è la creazione di un sistema innovativo per la valutazione e l'assistenza nella riabilitazione, applicabile a diversi segmenti corporei. OT Bioelettronica s.r.l., azienda leader nel settore della strumentazione per l'analisi muscolare e neurofisiologica, ha fornito la strumentazione necessaria per la realizzazione di questo sistema, che si propone di essere una soluzione versatile e competitiva per specialisti e ricercatori che operano nel campo della riabilitazione e dello studio biomeccanico.

Questo sistema è stato progettato con l'obiettivo di migliorare la precisione e l'efficacia delle valutazioni cliniche e delle terapie, mantenendo al contempo un costo accessibile rispetto ai tradizionali sistemi stereofotogrammetrici. La riduzione dei costi è un fattore chiave che rende questo strumento particolarmente interessante non solo per clinici e fisioterapisti, ma anche per ricercatori che necessitano di strumenti avanzati per studiare la biomeccanica del movimento in ambienti sia controllati, come sale con telecamere fotogrammetriche, sia in situazioni dinamiche e reali, come durante l'esecuzione di attività sportive o nella vita quotidiana.

Il sistema si basa sull'uso di IMU equipaggiate con sensori avanzati, in grado di calcolare gli angoli articolari durante i movimenti del paziente utilizzando quaternioni. I quaternioni, con la loro capacità di rappresentare rotazioni nello spazio tridimensionale senza le limitazioni degli angoli di Eulero, permettono una misurazione accurata e senza ambiguità degli angoli articolari.

Oltre alla misurazione degli angoli articolari, il sistema integra la capacità di registrare segnali di elettromiografia ad alta definizione (HD EMG) tramite le stesse sonde. Questa funzione permette di monitorare e analizzare in tempo reale l'attività muscolare, fornendo dati completi sulla contrazione e sullo stato dei muscoli coinvolti nei movimenti. L'integrazione delle misurazioni angolari con i dati EMG offre una visione più completa delle prestazioni muscolari e del funzionamento articolare, migliorando così la capacità di ricercatori e specialisti di effettuare diagnosi precise e di adattare le terapie in modo mirato.

Grazie alla sua flessibilità e adattabilità, questo sistema rappresenta una soluzione efficace per rispondere alle diverse esigenze cliniche e di ricerca. In definitiva, questo strumento ha il potenziale di supportare in modo significativo il lavoro di specialisti e ricercatori, migliorando la qualità e l'efficacia delle valutazioni e degli interventi riabilitativi, offrendo al contempo una soluzione più economica e accessibile rispetto alle tecnologie attualmente disponibili.

Capitolo 2

Hardware

In questo capitolo, verrà illustrata la strumentazione hardware utilizzata per la raccolta e l'analisi dei dati inerziali nel contesto di questa ricerca. La precisione e l'affidabilità delle misurazioni sono strettamente legate alla qualità e alle capacità del sistema di acquisizione dei segnali. Per questo motivo, una descrizione dettagliata delle sonde e degli altri dispositivi impiegati è fondamentale per comprendere i risultati ottenuti e le loro implicazioni.

2.1 OT Bioelettronicas.r.l.

OT Bioelettronica s.r.l. è un'azienda innovativa con sede a Torino, specializzata nello sviluppo di tecnologie avanzate nel campo della bioelettronica. Fondata nel 1997, l'azienda si è rapidamente affermata come leader nella progettazione e produzione di dispositivi per l'elettromiografia di superficie (sEMG) e altre applicazioni neurofisiologiche. L'obiettivo di OT Bioelettronica s.r.l. è supportare la ricerca nel campo biomedico con dispositivi innovativi per l'acquisizione di segnali biomedici. Un aspetto distintivo dell'azienda è l'impegno a garantire la massima qualità dei suoi prodotti: l'assemblaggio e la costruzione meccanica dei case sono interamente Made in Italy, e la vicinanza dei fornitori alla sede di Torino permette un controllo diretto su tutti i processi produttivi, assicurando elevati standard di affidabilità e qualità.

La qualità dei dispositivi OT Bioelettronica è certificata dai clienti stessi, tra cui oltre 250 università e istituti di ricerca sparsi in tutto il mondo, dagli Stati Uniti al Giappone, dall'Europa alla Cina, e dall'Australia alla Nuova Zelanda. Oltre a fornire strumenti di eccellenza, l'azienda offre un servizio di assistenza personalizzato, supportando l'installazione dei dispositivi ovunque si trovino i clienti. OT Bioelettronica ha contribuito con i suoi dispositivi a oltre 900 pubblicazioni scientifiche su 157 riviste differenti, a dimostrazione del suo impatto nel campo della ricerca scientifica.

L'azienda investe costantemente in ricerca e sviluppo per creare nuovi dispositivi, con un focus particolare sullo sviluppo di strumenti in grado di misurare l'attività elettromiografica in condizioni dinamiche e di analizzare la composizione del segnale sulla superficie monitorata. Questa dedizione all'innovazione, insieme alla stretta collaborazione con il mondo accademico, evidenziata anche dalla partnership nella realizzazione di questa tesi, rende OT Bioelettronica un punto di riferimento per professionisti e ricercatori nel campo della bioelettronica.

Tra i principali dispositivi sviluppati dall'azienda, vi sono:

- **Quattrocento**: Un amplificatore multicanale progettato per l'acquisizione di segnali bioelettrici come sEMG, iEMG, e EEG. È un sistema modulare che supporta fino a 384 canali di acquisizione, con la possibilità di configurare elettrodi e sensori aggiuntivi per un'ampia gamma di applicazioni cliniche e di ricerca.
- **Sessantaquattro+**: Un amplificatore multicanale e datalogger per segnali bioelettrici, che consente la trasmissione dei dati via WiFi al PC per la visualizzazione e l'archiviazione in tempo reale. Il dispositivo può anche memorizzare i dati su una scheda MicroSD, offrendo flessibilità nell'acquisizione e nella gestione dei dati, ideale per ricerche cliniche avanzate.
- **SyncStation+**: Una base di ricarica e sincronizzazione che gestisce la connessione simultanea di più sonde Muovi+ e altri dispositivi correlati. Oltre a facilitare il trasferimento dei dati al PC tramite connessione Ethernet, la SyncStation+ integra quattro ingressi ausiliari per segnali aggiuntivi, rendendola un hub centrale per la gestione e l'acquisizione di dati complessi.

2.2 Panoramica del sistema d'acquisizione

Il sistema di acquisizione utilizzato in questa tesi è composto da diversi componenti hardware avanzati, progettati per catturare segnali bioelettrici e dati inerziali con alta precisione e risoluzione. I principali dispositivi utilizzati includono:

- **Syncstation+**
- **Sonde Muovi, Muovi+, Due+ e Quattro+**: Queste sonde sono strumenti chiave per l'acquisizione dei segnali elettromiografici di superficie (HD-sEMG) e dei segnali elettroencefalografici (EEG).
- **IMU**: Integrata nelle sonde è cruciale per rilevare e misurare i movimenti e l'orientamento nello spazio tridimensionale.

La seguente sezione fornirà una descrizione approfondita delle caratteristiche e delle funzionalità delle sonde utilizzate, seguita da una spiegazione dettagliata del ruolo dell'IMU nel contesto di questa ricerca.

2.3 I dispositivi

I dispositivi utilizzati durante il lavoro di tesi includono: Muovi, Muovi+, Due+, Quattro+ e la Syncstation+.

2.3.1 Muovi+

La sonda Muovi+ è un amplificatore wireless a 64 canali in grado di prelevare sia segnali HD-sEMG attraverso matrici di elettrodi, sia segnali EEG mediante cuffie EEG per la realizzazione di Brain Computer Interface(BCI). La sonda effettua amplificazione, filtraggio, conversione analogico digitale e trasferimento wireless dei segnali acquisiti in modo da visualizzarli e archivarli in tempo reale [32].

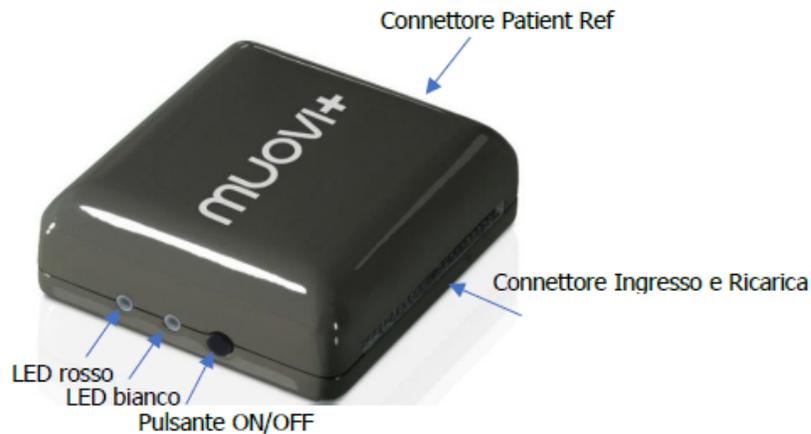


Figura 2.1: *Illustrazione della componentistica hardware del Muovi+, che include: il connettore per l'ingresso e la ricarica della sonda, vari LED indicatori dello stato operativo, il pulsante di accensione/spegnimento (ON/OFF) e il connettore per il riferimento del paziente (patient Ref).*

- Il connettore di ingresso, composto da 40 pin, funge da interfaccia tra la stessa sonda e gli elettrodi e permette anche la ricarica della batteria interna.
- Il pulsante ON/OFF serve per accendere o spegnere la sonda.
- I led invece uno rosso e l'altro bianco indicano lo stato attuale della sonda.
 - Il LED rosso ha diverse funzioni: se lampeggia una sola volta, indica che la sonda sta perdendo dati durante il trasferimento dati al server; se lampeggia tre volte significa che la carica residua della batteria è inferiore al 20%.
 - Il LED bianco, invece, varia il suo comportamento a seconda della configurazione della sonda, se configurata come punto di accesso o per collegarsi alla rete della syncstation. Nel primo caso, un singolo lampeggio indica che il Muovi+ ha creato una rete alla quale un altro dispositivo può connettersi; due lampeggi indicano che un dispositivo si è connesso con successo alla rete creata dalla sonda. Nel secondo caso, un solo lampeggio significa che la sonda è attiva e sta cercando una rete a cui connettersi, mentre due lampeggi indicano che la sonda si è collegata a una rete esterna.

Indipendentemente dalla configurazione, tre lampeggi indicano che la sonda è connessa come client a un server TCP, mentre quattro lampeggi segnalano che la sonda sta trasferendo dati al server tramite il socket TCP.

N. di lampeggi	1	2	3	4
Led Bianco	Wifi attivo	Connesso alla rete	Connesso al socket TPC	Trasferimento dati
Led Rosso	Perdita dei dati durante il trasferimento Wifi	-	Livello di batteria basso	-

Tabella 2.1: Stato del dispositivo indicato dai LED in base al numero di lampeggi

- Il connettore patient ref è legato alla fascetta di massa e utilizzato come riferimento per il paziente, posizionato in una zona con attività elettromiografica quasi nulla (polso o caviglia). Tutti i segnali EMG e EEG sono prelevati come differenza tra il segnale di ogni singolo elettrodo e il potenziale di riferimento (misura unipolare) [32].

2.3.2 Muovi

La sonda Muovi è un dispositivo wireless, miniaturizzato e indossabile, che funge da amplificatore a 32 canali. Questo dispositivo è progettato per rilevare sia segnali HD-sEMG, utilizzati per studiare l'attività muscolare, sia segnali EEG, impiegati nelle BCI. La sonda Muovi esegue diverse operazioni cruciali sui segnali acquisiti, tra cui l'amplificazione, il filtraggio, la conversione analogico-digitale e il trasferimento wireless dei dati al computer. Queste operazioni consentono la visualizzazione e l'archiviazione in tempo reale, facilitando l'analisi immediata dei segnali bioelettrici.

Un aspetto distintivo della sonda è la sua capacità di collegarsi direttamente agli elettrodi di acquisizione, eliminando la necessità di adattatori intermedi. Questo semplifica notevolmente il processo di configurazione, rendendo il sistema più user-friendly e riducendo il tempo necessario per iniziare l'acquisizione dei dati [33].

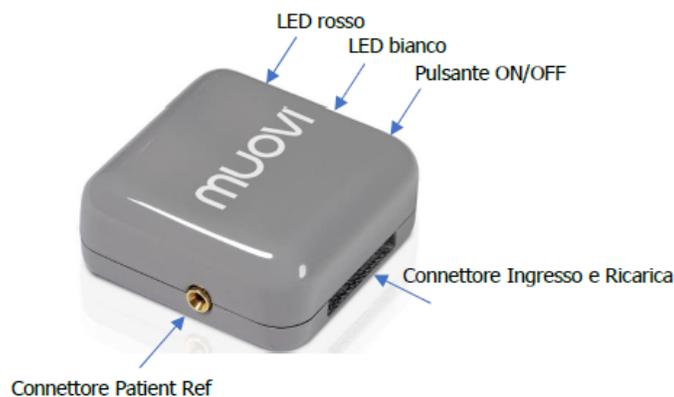


Figura 2.2: Illustrazione della componentistica hardware del Muovi, che include: il connettore per l'ingresso e la ricarica della sonda, vari LED indicatori dello stato operativo, il pulsante di accensione/spengimento (ON/OFF) e il connettore per il riferimento del paziente (patient Ref).

Per quanto riguarda la descrizione dei vari componenti, si può fare riferimento alla descrizione dettagliata fornita nel paragrafo 2.3.1.

2.3.3 Due+

La sonda Due+ è un dispositivo wireless miniaturizzato e indossabile, dotato di un amplificatore a 2 canali bipolari. È progettata per rilevare segnali elettromiografici di superficie bipolari (sEMG). La sonda Due+ esegue diverse operazioni fondamentali sui segnali raccolti, inclusi amplificazione, filtraggio, conversione analogico-digitale e trasmissione wireless dei dati al computer. Questo processo integrato consente la visualizzazione e l'archiviazione dei segnali in tempo reale, facilitando un'analisi immediata e continua.

Anche in questo caso la sonda è in grado di collegarsi direttamente agli elettrodi di acquisizione il che semplifica il processo di configurazione, migliorando l'usabilità del sistema [34].

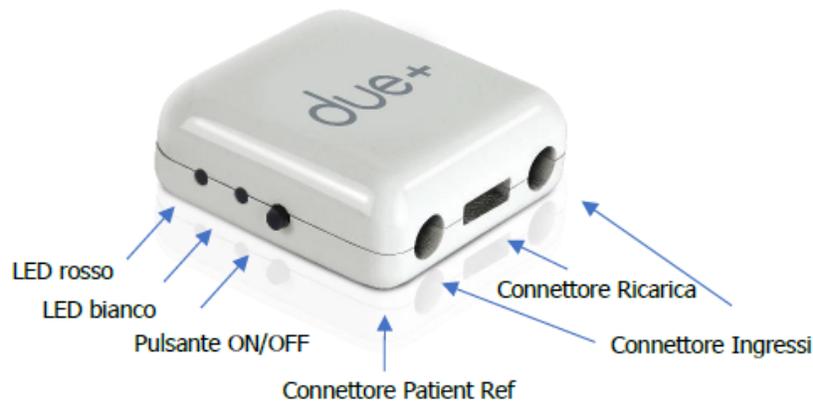


Figura 2.3: *Illustrazione della componentistica hardware del Due+, che include: il connettore ingressi della sonda, connettore ricarica della sonda, vari LED indicatori dello stato operativo, il pulsante di accensione/spengimento (ON/OFF) e il connettore per il riferimento del paziente (patient Ref).*

Per quanto riguarda i componenti come il LED, il pulsante on/off e il connettore patient ref, si può fare riferimento alla descrizione dettagliata fornita nel paragrafo 2.3.1. Tuttavia, per i connettori di ricarica e i connettori di ingresso, è importante notare che in questo caso essi sono separati. Il segnale misurato dalla sonda Due+ è di tipo bipolare, il che significa che viene calcolata la differenza tra i due segnali prelevati dagli elettrodi.

2.3.4 Quattro+

La sonda Quattro+ è un amplificatore wireless compatto e indossabile dotato di 4 canali bipolari. Essa è progettata per catturare segnali elettromiografici di superficie (sEMG). La sonda effettua l'amplificazione, il filtraggio, la conversione dei segnali da analogico a digitale e trasmette i dati

acquisiti al PC tramite una connessione wireless. Questo processo consente la visualizzazione e l'archiviazione dei segnali in tempo reale.



Figura 2.4: *Illustrazione della componentistica hardware del Quattro+, che include: il connettore ingressi della sonda, connettore ricarica della sonda, vari LED indicatori dello stato operativo, il pulsante di accensione/spengimento (ON/OFF) e il connettore per il riferimento del paziente (patient Ref).*

Per quanto riguarda i componenti come il LED, il pulsante on/off e il connettore patient ref, si può fare riferimento alla descrizione dettagliata fornita nel paragrafo 2.3.1. Tuttavia, per i connettori di ricarica e i connettori di ingresso, è importante notare che in questo caso essi sono separati. Il segnale misurato dalla sonda Quattro+ è di tipo bipolare, il che significa che viene calcolata la differenza tra i due segnali prelevati dagli elettrodi [35].

2.3.5 Syncstation+

Controlli, Indicatori e Connettori

La SyncStation+ è una base di ricarica e sincronizzazione per le sonde, capace di ricaricare fino a due sonde Muovi+ simultaneamente. È dotata di LED che indicano lo stato di ricarica delle sonde. La base svolge anche le seguenti funzioni:

- Sincronizzazione dei segnali Wi-Fi ricevuti dalle sonde.
- Acquisizione di quattro segnali ausiliari (tre BNC-IN e uno per celle di carico).
- Generazione di un segnale di trigger tramite un pulsante dedicato.
- Uscita trigger tramite BNC-OUT

Componenti hardware della syncstation :

- Ingresso alimentazione: Utilizzare l'alimentatore DC fornito (12VDC). Si avvia automaticamente quando collegata.
- Led di stato: se lampeggia (colore arancione) allora non è ancora attiva, mentre è attiva non appena il led è fisso (colore verde).
- Led di ricarica: Se è acceso durante la ricarica allora la sonda non è completamente carica mentre lo spegnimento indica che la sonda è completamente carica.
- Led di connessione: Indica se il sensore corrispondente a quel numero è collegato alla syncstation.
- Ethernet
- Ingressi ausiliari BNC: Per acquisire segnali amplificati esterni (± 5 V, risoluzione A/D 16 bit).
- Ingresso cella di carico: Connettore per celle di carico.
- Pulsante Trigger e Uscita Trigger: Pulsante per generare un segnale di trigger e uscita tramite BNC-OUT.

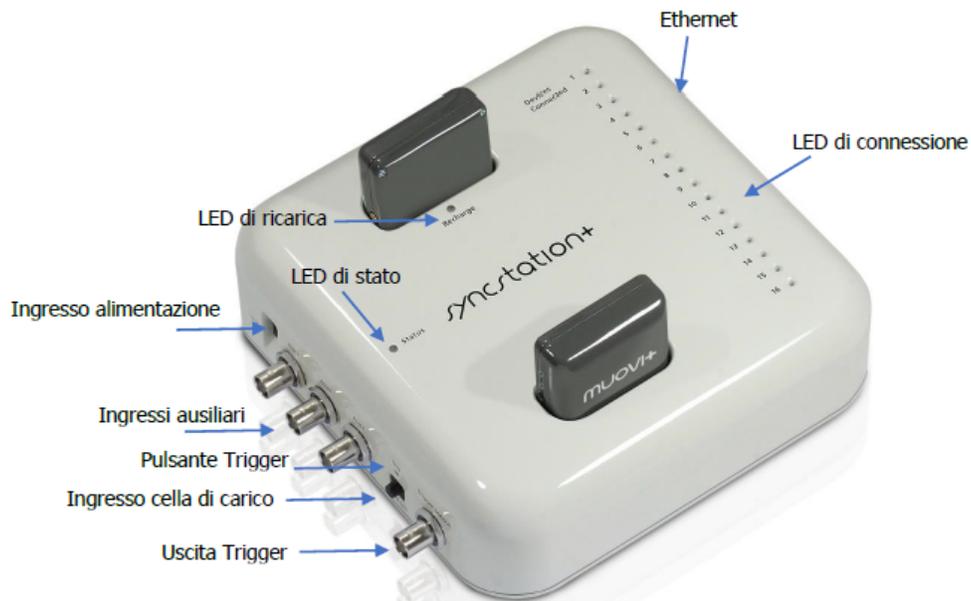


Figura 2.5: *Illustrazione della componentistica hardware della Syncstation+, che include: l'ingresso per l'alimentazione, ingressi ausiliari, ingresso cella di carico, uscita trigger, led di connessione/stato e ricarica, il pulsante di trigger e ingresso ethernet.*

Interfaccia di rete

La SyncStation funge da concentratore di segnali, raccogliendo tutti i dati provenienti dalle sonde connesse tramite un punto di accesso WiFi. Questi segnali vengono aggregati e impacchettati dalla SyncStation+, che li trasmette successivamente al PC tramite un'interfaccia Ethernet. La capacità di connessione della SyncStation+ consente di collegare simultaneamente diversi dispositivi, nello specifico:

- Fino a 4 sonde Muovi.
- Fino a due sonde Muovi+, oppure due sonde Sessantaquattro o Sessantaquattro+.
- Fino a otto sonde Due+.
- Fino a due sonde Quattro+.

Dettagli degli indirizzi IP:

- SyncStation IP: 192.168.14.100 (verso dispositivi wireless), 192.168.76.1 (verso il PC).
- Dispositivi connessi IP: 192.168.14.1 – 192.168.14.16 (fissi), 192.168.76.X (assegnato al PC con DHCP).
- TCP socket: 54321 (server SyncStation verso dispositivi wireless), 54320 (server SyncStation verso il PC) [36].

2.4 IMU (Inertial Measurement Unit)

Un IMU è un dispositivo che consente di rilevare e misurare i movimenti e l'orientamento di un oggetto nello spazio tridimensionale. L'IMU tipicamente integra diversi sensori, tra cui accelerometri, giroscopi e magnetometri, che collaborano per fornire una rappresentazione completa della dinamica dell'oggetto. La fusione dei dati provenienti da questi sensori consente di ottenere informazioni precise su accelerazioni lineari, velocità angolari e campi magnetici, utilizzate per determinare la posizione, l'orientamento e il movimento dell'oggetto stesso.

Struttura e Funzionamento dell'IMU BNO055

Nel contesto di questa tesi, vengono utilizzate le sonde Muovi+, Muovi e Due+, dotate di un sensore inerziale BNO055 della Bosch. Questo sensore è un dispositivo avanzato che integra un accelerometro a tre assi, un giroscopio a tre assi e un magnetometro a tre assi, offrendo così nove gradi di libertà. Il BNO055 è configurato in modalità "Fusion Mode - NDOF" (Nine Degrees of Freedom), che rappresenta una delle configurazioni più avanzate disponibili per questo sensore [37].

La modalità NDOF permette di calcolare l'orientamento assoluto dell'oggetto rispetto al vettore di gravità e al nord magnetico. Questa configurazione sfrutta un algoritmo di fusione dei dati provenienti dai tre sensori per compensare eventuali distorsioni del campo magnetico e garantire una calibrazione rapida e precisa del magnetometro. L'orientazione viene rappresentata attraverso quaternioni, che sono una rappresentazione matematica robusta per descrivere le rotazioni nello spazio tridimensionale senza incorrere nei problemi di gimbal lock associati agli angoli di Eulero.

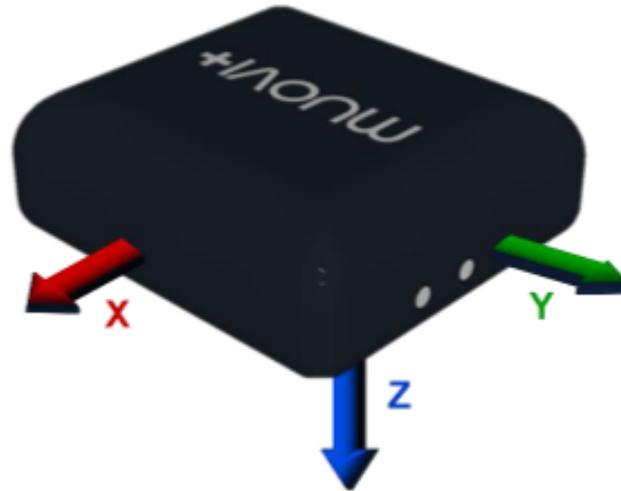


Figura 2.6: Rappresentazione del sensore IMU con la sovrapposizione del sistema di assi coordinati X,Y,Z.

Specifiche Tecniche del BNO055

Il sensore BNO055 offre diverse caratteristiche tecniche avanzate:

- Accelerometro: Misura accelerazioni lineari fino a ± 4 g con una risoluzione di 0.01 g.
- Giroscopio: Misura velocità angolari fino a $\pm 2000^\circ/\text{s}$ con una risoluzione di $0.01^\circ/\text{s}$.
- Magnetometro: Misura i campi magnetici fino a $\pm 1300 \mu\text{T}$ con una risoluzione di $0.1 \mu\text{T}$.
- Quaternioni: La risoluzione dei dati del quaternione è di 14 bit, estesa con segno a 16 o 24 bit a seconda della modalità di acquisizione della sonda Muovi+.

Il BNO055 è in grado di aggiornare i dati di orientamento a una frequenza di 100 Hz, garantendo una risposta rapida e fluida ai cambiamenti di movimento. Ciò significa che i dati dei quaternioni sono aggiornati ogni dieci millisecondi, offrendo una rappresentazione in tempo reale dell'orientamento dell'oggetto.

Nei vari dispositivi, i dati inerziali acquisiti dai primi quattro canali aggiuntivi sono riservati ai quaternioni, corrispondenti rispettivamente alle componenti W, X, Y e Z. Questi dati sono essenziali per applicazioni che richiedono un monitoraggio preciso dell'orientamento e del movimento, come la riabilitazione motoria, il monitoraggio delle prestazioni atletiche e l'analisi biomeccanica.

La modalità NDOF del BNO055 include diverse funzionalità avanzate:

- Calibrazione automatica: La modalità NDOF esegue una calibrazione continua del magnetometro, migliorando la precisione e riducendo l'influenza delle distorsioni magnetiche.
- Compensazione del drift: L'algoritmo di fusione dei sensori compensa il drift del giroscopio, garantendo misurazioni di orientamento stabili nel tempo.
- Orientazione assoluta: Fornisce dati di orientamento rispetto al vettore di gravità e al nord magnetico, rendendo il BNO055 adatto per applicazioni che richiedono un orientamento assoluto nello spazio.

Vantaggi della modalità NDOF

La modalità NDOF del BNO055 offre numerosi vantaggi, tra cui:

- **Alta precisione:** La combinazione dei dati dei tre sensori e l'uso di algoritmi avanzati di fusione dei dati garantiscono misurazioni estremamente precise.
- **Affidabilità:** La calibrazione automatica e la compensazione del drift migliorano l'affidabilità delle misurazioni nel tempo.
- **Versatilità:** La capacità di fornire un orientamento assoluto rende il BNO055 adatto per una vasta gamma di applicazioni, dalla robotica alla navigazione, fino al monitoraggio del movimento umano.

In conclusione, l'integrazione del sensore BNO055 configurato in modalità NDOF nei vari dispositivi permette di acquisire dati di orientamento estremamente precisi e affidabili. Questo rende il sistema ideale per applicazioni che richiedono un monitoraggio dettagliato dei movimenti e dell'orientamento nello spazio tridimensionale, contribuendo a migliorare l'accuratezza e l'efficacia delle analisi effettuate [37].

Capitolo 3

Comunicazione tra i dispositivi

La comunicazione efficace tra i vari dispositivi del sistema è fondamentale per garantire un'acquisizione e un'elaborazione dei dati precisa e continua. Questo sistema comprende sonde, SyncStation+ e PC, ciascuno con ruoli specifici e modalità di connessione distinte. La comunicazione tra questi dispositivi è progettata per ottimizzare la sincronizzazione e la qualità dei dati raccolti, sfruttando tecnologie di rete avanzate e protocolli di trasmissione affidabili.

In questa sezione, esamineremo i dettagli relativi all'interfaccia Wi-Fi delle sonde, la comunicazione tra le sonde e il PC, e il ruolo della SyncStation+ nella gestione e trasferimento dei dati. Analizzeremo anche come la sincronizzazione dei segnali, la gestione dei pacchetti di dati e le modalità di acquisizione influenzano il funzionamento complessivo del sistema. Questa panoramica fornirà una comprensione approfondita di come i dati vengono trasmessi e gestiti tra i diversi componenti, assicurando che l'intero sistema operi in modo coeso ed efficiente.

3.1 Protocollo di comunicazione TCP/IP

Il protocollo TCP/IP (Transmission Control Protocol/Internet Protocol) è uno standard di comunicazione cruciale, ampiamente utilizzato per consentire a dispositivi e programmi applicativi di scambiarsi messaggi su una rete. TCP, uno dei protocolli di base del TCP/IP, è stato progettato per garantire la trasmissione affidabile dei dati su Internet. Questo protocollo organizza i dati in pacchetti e gestisce il processo di trasmissione tra un server e un client, garantendo che i pacchetti vengano inviati e ricevuti correttamente. Prima di trasmettere i dati, il TCP stabilisce una connessione attraverso un processo noto come handshake a tre vie, che coinvolge l'invio di segnali SYN e ACK tra i due dispositivi. Più precisamente, il processo inizia quando il client invia un pacchetto TCP con il flag SYN (Synchronize) attivato, segnalando al server la sua intenzione di avviare una connessione. Una volta ricevuto questo pacchetto, il server risponde con un pacchetto che ha i flag SYN e ACK (Acknowledge) attivati, sincronizzando la propria sequenza con quella del client e confermando la ricezione del pacchetto iniziale. Infine, il client invia un ultimo pacchetto con il flag ACK attivato, confermando la ricezione della risposta del server. A questo punto, la connessione è stabilita e i due dispositivi possono iniziare a scambiarsi dati in modo affidabile. Una volta stabilita la connessione, i dati vengono suddivisi in pacchetti più piccoli, numerati e inviati in sequenza. Il TCP è anche responsabile di gestire la ritrasmissione dei pacchetti mancanti e il controllo del flusso, garantendo che tutti i pacchetti raggiungano la destinazione.

D'altro canto, il protocollo IP si occupa di indirizzare questi pacchetti verso la destinazione corretta, utilizzando gli indirizzi IP univoci assegnati a ciascun dispositivo. L'IP è il protocollo principale del livello Internet e si occupa di determinare il percorso che i pacchetti devono seguire attraverso la rete, anche se ciò significa che i pacchetti potrebbero seguire percorsi diversi per arrivare a destinazione. Il modello TCP/IP, sviluppato originariamente dal Dipartimento della Difesa degli Stati Uniti, è suddiviso in quattro livelli: datalink, Internet, trasporto e applicazione. Ciascuno di questi livelli gestisce aspetti specifici della comunicazione:

- Livello datalink, noto anche come livello di collegamento o di interfaccia di rete, gestisce la trasmissione effettiva dei dati tra dispositivi, definendo come i dati devono essere segnalati dall'hardware, come le schede di rete o i cavi Ethernet, e assicurando che vengano inviati e ricevuti correttamente.
- Livello Internet è responsabile dell'instradamento dei pacchetti di dati attraverso diverse reti, garantendo che questi pacchetti raggiungano la loro destinazione finale. Esso controlla il movimento dei pacchetti lungo il percorso di rete, contribuendo alla corretta gestione del traffico di rete.
- Livello di trasporto assicura la consegna affidabile dei dati, segmentando i dati in pacchetti numerati e sequenziati, e garantendo che vengano trasmessi senza errori e in ordine corretto. Questo livello gestisce la connessione tra il dispositivo di origine e la destinazione, regolando la quantità e la velocità dei dati inviati.
- Livello applicazione rappresenta l'interfaccia con cui gli utenti interagiscono direttamente, come nel caso delle e-mail e dei servizi di messaggistica. Questo livello utilizza i protocolli TCP/IP per facilitare la comunicazione tra applicazioni, unificando i livelli di sessione, presentazione e applicazione del modello ISO.

Il TCP/IP è utilizzato in molte applicazioni di rete, inclusi protocolli come FTP, SSH, Telnet, e per l'invio e la ricezione di e-mail tramite IMAP, POP e SMTP. È anche essenziale per l'accesso web tramite HTTP. Tuttavia, poiché i pacchetti di dati inviati tramite TCP/IP non sono privati, è consigliabile utilizzare meccanismi di crittografia, come una VPN, soprattutto quando si opera su reti Wi-Fi pubbliche, per garantire la sicurezza dei dati trasmessi.

Nel contesto del mio lavoro di tesi, ho utilizzato il protocollo TCP/IP per trasferire i dati raccolti dalle varie sonde collegate singolarmente a un PC tramite Wi-Fi oppure dalla syncstation+ al PC tramite un cavo Ethernet. Questa configurazione ha permesso una trasmissione dati affidabile, suddividendo i messaggi in pacchetti che venivano riassembleati una volta giunti a destinazione. Il TCP ha garantito che ogni pacchetto fosse correttamente numerato, trasmesso e, in caso di necessità, ritrasmesso, mentre l'IP ha gestito il corretto instradamento dei pacchetti attraverso la rete. Questo processo ha assicurato l'integrità dei dati raccolti, essenziale per le analisi successive. La suddivisione delle attività di comunicazione in livelli ha permesso una gestione standardizzata della trasmissione, indipendentemente dall'hardware o dal software utilizzato.

3.2 Comunicazione tra singola sonda e PC

Le sonde possono essere utilizzate in modalità autonoma, collegandosi direttamente al PC. In questa configurazione, è possibile acquisire solo i segnali provenienti dalla singola sonda, senza possibilità di sincronizzazione con altre sonde o dispositivi.

Prima di illustrare come avviare la sonda in questa modalità, è fondamentale discutere del mezzo fisico utilizzato dalla sonda per lo scambio di dati con il PC, ossia la connessione Wi-Fi. La tecnologia Wi-Fi (Wireless Fidelity), introdotta per la prima volta nel 1997, si è evoluta fino a diventare lo standard tecnologico dominante per la connessione wireless, consentendo ai dispositivi di connettersi a una rete e accedere a Internet senza necessità di cavi fisici. Basata sullo standard IEEE 802.11, la tecnologia Wi-Fi permette la trasmissione di dati tramite onde radio, offrendo agli utenti una grande mobilità e flessibilità. Il Wi-Fi utilizza frequenze radio per trasmettere i dati attraverso una rete wireless, con un Access Point (AP) che funge da intermediario tra i dispositivi collegati e la rete.

Il funzionamento del Wi-Fi coinvolge la trasmissione dei dati sotto forma di pacchetti, che vengono gestiti da protocolli come TCP/IP. Il Wi-Fi supporta diverse frequenze di trasmissione, come 2.4 GHz, 5 GHz e, più recentemente, 6 GHz. Queste frequenze offrono un equilibrio tra portata e velocità, con le frequenze più basse che garantiscono una maggiore copertura a velocità inferiori, e le frequenze più alte che forniscono velocità maggiori ma con una portata ridotta.

Il processo di connessione Wi-Fi inizia quando un dispositivo invia una "probe request" per cercare reti disponibili nelle vicinanze. L'Access Point risponde con un "beacon" contenente informazioni sulla rete, come il nome (SSID) e il tipo di crittografia utilizzata. Dopo l'autenticazione e l'associazione, il dispositivo riceve un indirizzo IP e può quindi comunicare attraverso la rete.

Il Wi-Fi è oggi ampiamente utilizzato in applicazioni di rete per trasportare dati gestiti da protocolli come FTP, SSH, Telnet, IMAP, POP, SMTP e HTTP. Sebbene questi protocolli gestiscano la comunicazione dei dati, il Wi-Fi fornisce il mezzo fisico per trasmetterli in modalità wireless. La sicurezza delle comunicazioni Wi-Fi è garantita da moderni standard come WPA3, che proteggono i dati tramite tecniche avanzate di crittografia.

Nel contesto della mia ricerca, ho utilizzato la tecnologia Wi-Fi per trasferire i dati raccolti da una sonda a un PC attraverso una rete wireless. Questa configurazione ha offerto una trasmissione dati flessibile e affidabile. L'uso del Wi-Fi ha offerto la comodità della connessione senza fili, mentre i protocolli TCP/IP hanno assicurato una gestione standardizzata della trasmissione, indipendentemente dall'hardware o dal software utilizzato.

Per attivare la sonda in questa modalità, è necessario tenere premuto il pulsante di accensione per 5 secondi. Durante questo tempo, i LED della sonda lampeggeranno simultaneamente per 5 volte. Una volta rilasciato il pulsante, la sonda creerà una rete Wi-Fi aperta, senza password, a cui è possibile connettersi. La rete Wi-Fi generata avrà il nome "DPXXX-ID", dove "XXX" rappresenta il numero seriale della sonda e "ID" il suo identificativo univoco. In questa modalità, la sonda agisce come server DHCP, assegnando le configurazioni di rete ai dispositivi connessi. Tuttavia, solo un dispositivo alla volta può collegarsi alla rete creata dalla sonda.

Indipendentemente dalla modalità operativa scelta, l'indirizzo IP della sonda è sempre 192.168.14.ID, dove "ID" corrisponde al numero identificativo della sonda. La subnet mask è fissa e impostata su 255.255.255.0. Inserendo l'indirizzo IP in un browser, si accede alla pagina di configurazione interna della sonda. In particolare, la pagina web delle sonde è suddivisa in quattro sezioni principali, ognuna dedicata a specifiche funzionalità e informazioni. La sezione "Informazioni Generali" visualizza dati non modificabili come il numero di serie, l'indirizzo MAC, la versione del firmware e il livello della batteria; per aggiornare il livello della batteria, è necessario aggiornare la pagina web. Nella sezione "Impostazioni Generali", è possibile configurare l'autospegnimento della sonda, con opzioni che vanno da mai a 1 ora, e impostare la modalità di accesso predefinita, permettendo alla sonda di

avviarsi in modalità access point per un collegamento diretto con il PC. Di default, la sonda cerca di collegarsi alla SyncStationBipolar, ma se il pulsante viene tenuto premuto per più di 5 secondi, la sonda creerà una rete WiFi propria, un'opzione che può essere impostata come predefinita. La sezione "Informazioni di Rete" fornisce dettagli sulla rete della sonda che non sono modificabili, mentre la sezione "Aggiornamento Firmware" consente di caricare un file compresso contenente il nuovo firmware. Durante questo processo, una nuova pagina fornisce istruzioni e visualizza lo stato di avanzamento. Il file viene prima caricato nella memoria Flash del dispositivo, estratto, e successivamente la sonda si riavvia con il nuovo firmware. Se l'aggiornamento fallisce, il dispositivo torna al firmware precedente. È cruciale che il livello della batteria sia sufficiente per completare l'aggiornamento.

Ora procederemo con un'analisi dettagliata del protocollo di comunicazione DHCP, impiegato dalla sonda per stabilire una connessione con il PC e consentire lo scambio di dati. Dopo il reset, la sonda cerca un socket TCP sulla porta 54321. Questo deve essere aperto sul PC utilizzato per l'acquisizione dei dati. Nel caso in cui la sonda è il punto di accesso (tenendo premuto l'interruttore ON/OFF per alcuni secondi), ottiene automaticamente l'indirizzo quando il PC si connette alla sua rete.

La sonda è configurabile tramite un byte di controllo, dove ogni bit definisce una specifica modalità operativa. Il byte di controllo si suddivide in diverse componenti:

- il bit 3 seleziona la modalità di lavoro, differenziando tra elettromiografia (EMG) e elettroencefalografia (EEG). In particolare, con il bit impostato a 1 il dispositivo opera in modalità EMG, utilizzando una frequenza di campionamento di 2000 Hz, un filtro passa-alto a 10 Hz per eliminare le componenti a bassa frequenza, e una risoluzione di 16 bit. Quando il bit è impostato a 0, la sonda funziona in modalità EEG, con una frequenza di campionamento di 500 Hz, accoppiamento DC (senza filtro passa-alto), e una risoluzione di 24 bit, ideale per la precisione necessaria nella rilevazione dei segnali cerebrali.
- I bit 2-1 controllano le modalità di rilevamento del segnale. Sono previste quattro diverse configurazioni: 11 per la modalità di test, in cui vengono inviati segnali di prova su tutti i 64 canali più 6 accessori; 10 per il controllo dell'impedenza su tutti i canali e accessori, verificando così la qualità del contatto tra la sonda e il soggetto; 01 per la modalità di rimozione della media, dove viene stimata e sottratta la media dei segnali su tutti i 64 canali per ridurre le interferenze o artefatti dovuti a rumori esterni; e 00, che rappresenta la modalità standard, in cui i 64 segnali bioelettrici e i 6 accessori sono acquisiti rispetto a un riferimento comune.
- Il bit 0 regola l'avvio e l'arresto del trasferimento dei dati. Quando impostato a 1, avvia il trasferimento dei dati tramite un socket TCP, mentre a 0 interrompe la trasmissione e chiude il socket. Questa configurazione del byte di controllo permette di gestire in modo flessibile le operazioni della sonda, adattandola a diversi contesti di acquisizione e diagnostica, garantendo una trasmissione dati sicura e precisa.

0	0	0	0	EMG/EEG	MODE1	MODE0	GO/STOP
---	---	---	---	---------	-------	-------	---------

Tabella 3.1: *Descrizione della configurazione del byte*

Indipendentemente dalla modalità di acquisizione, sia essa diretta o tramite SyncStation+, la sonda bufferizza i dati in pacchetti da 1400 byte, che vengono trasmessi non appena disponibili. Nel caso in cui la connessione Wi-Fi venga interrotta o il PC non sia in grado di ricevere i dati, questi vengono temporaneamente salvati nel buffer della sonda. Tuttavia, se la condizione di normalità non viene rapidamente ristabilita, i dati accumulati nel buffer potrebbero andare persi, compromettendo così la continuità della trasmissione.

3.3 Comunicazione tra Syncstation+ e PC

La comunicazione tra la SyncStation+ e il PC avviene tramite l'apertura di un socket TCP per ciascuna delle interfacce di rete. Questi socket consentono di stabilire connessioni bidirezionali, collegando da un lato le varie sonde alla SyncStation+ e dall'altro il PC. Una volta stabilite le connessioni, il PC invia una stringa di controllo alla SyncStation+ per avviare il processo di smistamento dei compiti alle sonde connesse. Successivamente, la SyncStation+ inizia a ricevere i dati dalle sonde e a trasferirli al PC.

Il trasporto fisico dei dati, in questo caso, avviene tramite cavo Ethernet, una tecnologia ampiamente utilizzata per facilitare la comunicazione tra dispositivi e applicazioni all'interno di una rete locale cablata. Basata sugli standard IEEE 802.3, Ethernet consente la trasmissione di dati attraverso mezzi fisici come cavi in rame o fibra ottica, offrendo una connessione stabile e ad alta velocità. Essa gestisce l'accesso al mezzo trasmissivo, coordinando il modo in cui i dispositivi all'interno della rete locale (LAN) condividono il collegamento e prevenendo collisioni, ovvero interferenze tra segnali inviati contemporaneamente.

Questa configurazione ha garantito una trasmissione dei dati estremamente stabile e affidabile. L'utilizzo dell'Ethernet ha assicurato una connessione veloce e sicura, mentre i protocolli TCP/IP hanno offerto una gestione standardizzata della comunicazione, indipendentemente dall'hardware o dal software impiegato. I dati vengono trasmessi sotto forma di pacchetti, le cui dimensioni variano in base al numero e al tipo di sonde collegate alla SyncStation+ (come descritto nelle tabelle sotto). Per ogni dispositivo connesso, la SyncStation+ alloca una certa quantità di memoria buffer, all'interno della quale vengono temporaneamente memorizzati i dati ricevuti. Ogni sonda ha uno spazio di buffer dedicato che può contenere fino a 32 pacchetti WiFi. Qualora i dati di una sonda non vengano trasmessi entro un intervallo di tempo prestabilito, la SyncStation+ invia comunque il pacchetto al PC, riempiendo gli spazi vuoti con valori nulli (0) per mantenere l'integrità del flusso di dati.

Oltre ai segnali provenienti dalle sonde, la SyncStation gestisce anche quattro canali ausiliari, che riportano i campioni ottenuti dalla conversione analogico/digitale dei corrispondenti ingressi ausiliari. Inoltre, la SyncStation+ include due canali accessori. Il primo canale accessorio è suddiviso in tre sezioni: un bit è dedicato a indicare lo stato del segnale di sincronizzazione, sette bit al codice di trigger e otto bit all'indicazione dell'utilizzo del buffer interno, fornendo così informazioni sullo stato del trigger e del buffer. Il secondo canale accessorio è un contatore di campioni, utilizzato per verificare eventuali perdite di dati durante la trasmissione. Pertanto, ai dati provenienti dalle sonde connesse si aggiungono sei canali ausiliari/accessori, per un totale che dipende dal numero e dal tipo di sonde utilizzate (vedere tabelle 3.2,3.3,3.4,3.5,3.6).

La frequenza di campionamento di questi canali ausiliari/accessori dipende dalla modalità di acquisizione delle sonde EMG o EEG collegate. Se tutte le sonde operano nella stessa modalità, i dati vengono campionati a 500 o 2000 Hz. Nel caso in cui siano presenti sonde con modalità di acquisi-

zione differenti, ad esempio una sonda in modalità EEG e altre in modalità EMG, i dati della sonda EEG vengono replicati tre volte per garantire un allineamento nella frequenza di campionamento, consentendo così una gestione uniforme dei dati acquisiti.

Modalità	Parametro	Valore
-	Numero di canali Sonda Muovi	32 bioelettrici + 4 IMU + 2 Accessori
EMG	Frequenza di campionamento	2000 Hz
	Risoluzione	16 bit
	Dimensione di ogni campione	76 byte
	Numero di campioni in ogni pacchetto WiFi	18
	Dimensione Pacchetto WiFi	1368 byte
	Intervallo di invio dei pacchetti WiFi	9 ms
	Dimensione del buffer nella SyncStation+ per una sonda Muovi	87552 byte
EEG	Frequenza di campionamento	500 Hz
	Risoluzione	24 bit
	Dimensione di ogni campione	114 byte
	Numero di campioni in ogni pacchetto WiFi	12
	Dimensione Pacchetto WiFi	1368 byte
	Intervallo di invio dei pacchetti WiFi	24 ms
	Dimensione del buffer nella SyncStation+ per una sonda Muovi	87552 byte

Tabella 3.2: *Dati tecnici della sonda Muovi in modalità EMG ed EEG*

Modalità	Parametro	Valore
-	Numero di canali Sonda Muovi	64 bioelettrici + 4 IMU + 2 Accessori
EMG	Frequenza di campionamento	2000 Hz
	Risoluzione	16 bit
	Dimensione di ogni campione	140 byte
	Numero di campioni in ogni pacchetto WiFi	10
	Dimensione Pacchetto WiFi	1400 byte
	Intervallo di invio dei pacchetti WiFi	5 ms
	Dimensione del buffer nella SyncStation+ per una sonda Muovi	89600 byte
EEG	Frequenza di campionamento	500 Hz
	Risoluzione	24 bit
	Dimensione di ogni campione	210 byte
	Numero di campioni in ogni pacchetto WiFi	6
	Dimensione Pacchetto WiFi	1260 byte
	Intervallo di invio dei pacchetti WiFi	12 ms
	Dimensione del buffer nella SyncStation+ per una sonda Muovi	80640 byte

Tabella 3.3: *Dati tecnici della sonda Muovi+ in modalità EMG ed EEG*

Modalità	Parametro	Valore
-	Numero di canali Sonda Muovi	2 bioelettrici + 4 IMU + 2 Accessori
EMG	Frequenza di campionamento	2000 Hz
	Risoluzione	16 bit
	Dimensione di ogni campione	16 byte
	Numero di campioni in ogni pacchetto WiFi	54
	Dimensione Pacchetto WiFi	864 byte
	Intervallo di invio dei pacchetti WiFi	27 ms
	Dimensione del buffer nella SyncStation+ per una sonda Muovi	55296 byte

Tabella 3.4: *Dati tecnici della sonda Due+ in modalità EMG*

Modalità	Parametro	Valore
-	Numero di canali Sonda Muovi	4 bioelettrici + 4 IMU + 2 Accessori
EMG	Frequenza di campionamento	2000 Hz
	Risoluzione	16 bit
	Dimensione di ogni campione	16 byte
	Numero di campioni in ogni pacchetto WiFi	43
	Dimensione Pacchetto WiFi	860 byte
	Intervallo di invio dei pacchetti WiFi	21.5 ms
	Dimensione del buffer nella SyncStation+ per una sonda Muovi	55040 byte

Tabella 3.5: *Dati tecnici della sonda Quattro+ in modalità EMG*

Modalità	Parametro	Valore
-	Numero di canali Sonda Muovi	4 AUX + 2 Accessori
EMG	Frequenza di campionamento	2000/500 Hz
	Risoluzione	16 bit
	Dimensione di ogni campione	12 byte

Tabella 3.6: *Dati tecnici relativi ai canali ausiliari ed accessori della SyncStation+. La frequenza di campionamento dei canali nella SyncStation+ è di default pari a 2000 Hz, scende a 500 Hz nel caso in cui tutte le sonde utilizzate siano configurate per l'acquisizione di segnali EEG.*

È opportuno adesso descrivere in dettaglio il protocollo di comunicazione utilizzato per la comunicazione tra la Syncstation+ e il PC.

1. Connessione TCP: Dopo l'inizializzazione, la SyncStation apre una connessione TCP su una porta specifica (54320), accessibile tramite una connessione Ethernet. L'indirizzo IP della SyncStation è fisso e impostato su 192.168.76.1. Una volta stabilita la connessione TCP tra il PC e la SyncStation, è possibile iniziare lo scambio di comandi e dati.
2. Formazione del Messaggio: I comandi inviati dal PC alla SyncStation per avviare la trasmis-

sione dei dati e configurare i dispositivi wireless collegati (muovi, muovi+, due+, quattro+) devono seguire una struttura specifica. La stringa del messaggio include:

- **START BYTE:** Contiene informazioni sulla dimensione della stringa del comando e un bit per avviare o fermare la trasmissione dei dati.
- **CONTROL BYTE:** Ogni byte di controllo configura una specifica sonda wireless, determinando la modalità operativa, la frequenza di campionamento e l'abilitazione del trasferimento dati.
- **CRC8:** Un checksum di 8 bit calcolato sui byte precedenti della stringa del comando, per garantire l'integrità dei dati.

3. START BYTE:

- **Dimensione della stringa:** I bit da 4 a 1 indicano il numero di CONTROL BYTE presenti nel messaggio (fino a 16). Non include il CRC8.
- **GO/STOP:** Il bit 0 determina se la trasmissione dei dati deve essere avviata (1) o fermata (0).

4. CONTROL BYTE:

- **Numero della Sonda:** I bit da 7 a 4 identificano la sonda specifica da configurare.
- **Frequenza di Campionamento:** Il bit 4 seleziona la modalità EMG (2000 Hz) o EEG (500 Hz).
- **Modalità Operativa:** I bit da 3 a 1 definiscono la modalità operativa della sonda (Test, Verifica Impedenza, Rimozione Media, Modalità Standard).
- **Abilitazione Trasferimento Dati:** Il bit 0 abilita (1) o disabilita (0) il trasferimento dei dati dalla sonda alla SyncStation.

Considerazioni tecniche

- **Filtro Passa-Alto:** La modalità EMG applica un filtro passa-alto con una frequenza di taglio di circa 10,5 Hz, ottenuto attraverso una media mobile esponenziale.
- **Scalabilità:** Il protocollo permette di gestire fino a 16 sonde contemporaneamente, configurabili individualmente attraverso i CONTROL BYTE.

Questo protocollo assicura che la SyncStation possa configurare le sonde in modo flessibile e inviare i dati acquisiti al PC in modo strutturato e affidabile. La comunicazione avviene in modo sincronizzato, grazie al controllo integrato fornito dal TCP, e l'integrità dei dati è mantenuta attraverso il CRC8.

La base SyncStation+ dispone di una pagina web interna che consente di visualizzare e configurare alcune impostazioni del dispositivo. Per accedere a questa pagina, è necessario collegare un PC alla SyncStation+ tramite un cavo Ethernet, assicurandosi che l'indirizzo IP e la subnet mask del PC siano compatibili con quelli della SyncStation+, che ha un IP fisso di 192.168.76.1. Una volta stabilita la connessione, la pagina web può essere aperta inserendo l'indirizzo IP della SyncStation+ nella barra degli indirizzi di un browser. La sezione "Informazioni Generali" della pagina web mostra dettagli non modificabili come il numero di serie, l'indirizzo MAC, e la versione del firmware, e

consente di eseguire l'aggiornamento del firmware. Per aggiornare il firmware, è necessario caricare un file contenente il nuovo firmware tramite l'opzione "Sfoglia...", e poi premere "Upload File" per sostituire il firmware esistente. Dopo il caricamento, è necessario riavviare la SyncStation+ per applicare il nuovo firmware. La sezione "Impostazioni di rete" fornisce informazioni statiche sulla rete della SyncStation+ che non possono essere modificate.

3.4 Il segnale: elaborazione e struttura

La sonda Muovi e Muovi+ sono progettate per offrire una risoluzione nativa di 24 bit, ottenuta campionando i segnali tramite un convertitore analogico-digitale (A/D) di tipo sigma-delta. Questa elevata risoluzione consente di catturare i dettagli più fini dei segnali bioelettrici, rendendolo particolarmente adatto per applicazioni che richiedono alta precisione.

I segnali sono acquisiti mantenendo la componente continua (DC), e il dispositivo è dotato di un filtro hardware antialiasing con una frequenza di taglio di 154 kHz. Questo filtro è cruciale per prevenire l'aliasing, un fenomeno che può distorcere i segnali durante il processo di campionamento.

Il convertitore A/D incorpora anche un filtro passa-basso, la cui frequenza di taglio è regolata in base alla frequenza di campionamento, corrispondente approssimativamente a un quarto di quest'ultima. Questo garantisce che solo le frequenze rilevanti siano prese in considerazione, migliorando la qualità del segnale campionato.

Quando si tratta di segnali EEG, il dispositivo sfrutta la piena risoluzione di 24 bit. La frequenza massima di campionamento per questi segnali è di 500 Hz, permettendo un'acquisizione accurata delle sottili variazioni nei segnali cerebrali.

Per la raccolta dei dati EMG, invece, tutte le sonde presentate in precedenza nella sezione hardware, implementano un filtro passa-alto via firmware. Questo filtro è applicato solo ai segnali bioelettrici, escludendo quindi i dati provenienti dall'IMU. Il filtro passa-alto rimuove la componente DC, riallineando la linea di base dei segnali al centro della dinamica del dispositivo. Grazie a questa operazione, è possibile ridurre la risoluzione a 16 bit per i segnali EMG, ottimizzando così la gestione dei dati senza perdere informazioni essenziali. Il formato dei dati acquisiti è big endian sia per i segnali a 24 bit che per quelli a 16 bit, assicurando la compatibilità e l'integrità dei dati durante il trasferimento e la memorizzazione.

Il filtro passa-alto implementato nel firmware utilizza un algoritmo di sottrazione della media mobile esponenziale dai segnali, definito dalla formula:

$$Media_ChX[t] = (1 - \alpha)Media_ChX[t - 1] + \alpha ChX[t]$$

Dove α è uguale a $\frac{1}{25}$. Questo approccio produce un filtro passa-alto con una frequenza di taglio di 10,5 Hz quando i segnali vengono campionati a 2000 Hz. Più in generale, la frequenza di taglio del filtro passa-alto è determinata dalla relazione $F_{\text{samp}}/190$, dove F_{samp} rappresenta la frequenza di campionamento.

I dispositivi Muovi+ e Muovi offrono la possibilità di selezionare tra due diverse frequenze di campionamento, 500 Hz e 2000 Hz, mentre le sonde Due+ e Quattro+ operano esclusivamente alla frequenza di 2000 Hz. Optando per la frequenza di 2000 Hz, il dispositivo imposta automaticamente il filtro passa-alto e riduce la risoluzione a 16 bit, una configurazione ideale per l'acquisizione di

segnali EMG. Al contrario, la frequenza di campionamento di 500 Hz mantiene la risoluzione a 24 bit, adeguata all'acquisizione di segnali EEG, garantendo il campionamento full-DC.

I convertitori A/D del Muovi+ sono dotati di ingressi differenziali, permettendo agli ingressi positivi e negativi di oscillare teoricamente tra ± 2.4 V. Tuttavia, la tensione di alimentazione del dispositivo, che è di 3,3 V, impone un limite pratico a questo range. L'ingresso positivo è alimentato dai segnali provenienti dagli elettrodi, mentre l'ingresso negativo è collegato al riferimento del paziente, tipicamente un punto centrale dell'alimentazione.

Il bit meno significativo (LSB) dei segnali è calcolato utilizzando la formula:

$$LSB = \frac{ADC_{RANGE}}{2^{24}} = 286.1nV$$

Questo risulta in un valore di 286.1 nV, rappresentando la più piccola variazione di tensione che il convertitore A/D può rilevare a una risoluzione di 24 bit. Quando la risoluzione è impostata a 16 bit, solo i 16 bit meno significativi dei dati sono trasferiti, limitando il range del segnale a 18,75 mV picco-picco (mVPP).

Risoluzione	Input Range	LSB	Rumore RMS R.T.I.	Rumore P-P R.T.I.
16 bits,BioSig	18.75 mV	286,1 nV	0.6-1.2 μ	3.6-7.8 μ
16 bits,Ext=2,BioSig	37.5 mV	572.2 nV	0.9-1.8 μ	5.7-12.1 μ
16 bits,Ext=4,BioSig	75 mV	1.144 μ	1.6-3.2 μ	9.8-22.2 μ
16 bits,Ext=8,BioSig	150 mV	2.289 μ	3-6.1 μ	17.9-41.8 μ
32 bits,BioSig	3,3 V	286.1 nV	0.6-1.2 μ	3.6-7.8 μ

Tabella 3.7: *Caratteristiche dei segnali acquisiti con differenti configurazioni. Il range del rumore è correlato alle differenti frequenze di campionamento.*

Risoluzione	Range Ingresso	LSB	Rumore RMS R.T.I.	Rumore P-P R.T.I.
16 bits	18.75 mV	286,1 nV	0.6-1.2 μ	3.6-7.8 μ

Tabella 3.8: *Caratteristiche dei segnali acquisiti.*

Oltre ai canali dedicati ai segnali bioelettrici, le sonde dispongono di ulteriori canali per l'acquisizione dei dati inerziali. In particolare, i primi quattro canali aggiuntivi sono riservati ai dati provenienti dal sensore inerziale integrato nelle sonde. Questi canali sono utilizzati per registrare i quaternioni, che rappresentano l'orientamento nello spazio tridimensionale. I quaternioni sono denotati dalle componenti W, X, Y e Z, ciascuna corrispondente ai rispettivi canali aggiuntivi.

Aux CH	Group	Description
1	IMU Quaternion Data	X
2		Y
3		Z
4		W

Tabella 3.9: *Descrizione dei 4 canali relativi ai dati inerziali e dei due canali accessori.*

La risoluzione reale dei dati del quaternione è di 14 bit. Tuttavia, questi dati possono essere estesi a 16 o 24 bit a seconda della modalità di acquisizione utilizzata dalle sonde Muovi e Muovi+ e a 16 bit nel caso delle sonde Due+ e Quattro+. Questa estensione con segno permette di adattare i dati alla precisione richiesta e alla capacità del sistema di elaborazione.

I quaternioni vengono calcolati internamente dal sensore inerziale BNO055 attraverso algoritmi di fusione dei dati che combinano le letture dell'accelerometro, del giroscopio e del magnetometro. Tali quaternioni vengono aggiornati con una frequenza di 100 Hz, fornendo così nuove informazioni sull'orientamento ogni decimo di secondo. Nel caso in cui la sonda Muovi+ campioni i dati a una frequenza di 2000 Hz, si avrà una situazione in cui ogni set di valori dei quaternioni sarà ripetuto per 20 campioni consecutivi. Questo avviene perché i quaternioni, aggiornati a 100 Hz, rimangono costanti per 20 campioni prima che venga ottenuto un nuovo set di valori. Tale meccanismo di aggiornamento garantisce la coerenza temporale dei dati acquisiti, permettendo un'analisi accurata dell'orientamento e dei movimenti registrati dalla sonda.

Capitolo 4

Algoritmi

All'interno di questo capitolo verranno illustrate le principali teorie relative al calcolo degli angoli articolari, con particolare attenzione ai modelli matematici utilizzati per descrivere i movimenti e l'orientamento dei corpi rigidi nello spazio tridimensionale. Verranno discussi i quaternioni e le matrici di rotazione, che rappresentano le fondamenta teoriche per la stima dell'orientamento, seguiti dagli algoritmi implementati per il calcolo degli angoli di rotazione (roll, pitch, yaw). Infine, verranno presentati i metodi per la gestione degli angoli calcolati in tempo reale, con riferimento ai problemi pratici quali la gestione di rotazioni superiori a 180 gradi e l'evitamento del gimbal lock.

4.1 Teoria dei quaternioni e matrici di rotazione

4.1.1 I quaternioni

La scoperta dei quaternioni è tradizionalmente attribuita a William Rowan Hamilton (1805–1865), il quale ebbe un'illuminazione improvvisa il 16 ottobre 1843, mentre passeggiava con sua moglie a Dublino. Travolto dall'entusiasmo per l'idea di estendere i numeri complessi allo spazio tridimensionale, Hamilton incise una formula fondamentale sul ponte di Broome:

$$i^2 = j^2 = ijk = -1 \quad (4.1)$$

Da questa intuizione nacque il quaternione, definito come:

$$q = q_0 + q_1i + q_2j + q_3k \quad (4.2)$$

dove q_0 , q_1 , q_2 e q_3 sono numeri reali e i , j , k rappresentano le unità immaginarie dei quaternioni.

Il termine "quaternione" deriva dal latino quaternio, che significa "gruppo di quattro". Sebbene alcuni matematici, tra cui Olinde Rodrigues e Leonhard Euler, avessero ipotizzato i quaternioni prima di Hamilton, fu lui a formalizzarne l'algebra.

Con l'avvento dell'informatica e della grafica computerizzata, i quaternioni hanno assunto una rinnovata importanza, trovando applicazione in numerosi campi, tra cui la biomeccanica. In particolare, la descrizione tridimensionale della cinematica del corpo rigido è fondamentale in molti

studi biomeccanici. Una volta raccolti i dati cinematici, è spesso necessario utilizzare tecniche numeriche come l'interpolazione, la mediazione e la differenziazione. Mentre per la cinematica lineare tridimensionale queste operazioni sono relativamente semplici, poiché avvengono nello spazio euclideo, la cinematica angolare tridimensionale è più complessa, essendo definita sulla superficie di un'ipersfera unitaria. In questo contesto, i quaternioni offrono un vantaggio significativo, poiché semplificano molte delle procedure numeriche richieste e superano altri metodi, come l'uso degli angoli di Cardano e di Eulero [38].

I quaternioni possono essere rappresentati in tre modi principali. Il primo consiste nel descriverli come numeri complessi con tre parti immaginarie (Eq. 4.2).

Un secondo metodo di rappresentazione è come un vettore a quattro componenti:

$$q = (q_0, q_1, q_2, q_3) \quad (4.3)$$

Questa forma è nota come rappresentazione a quaterna del quaternione. Infine, i quaternioni possono essere espressi come uno scalare (q_0) e un vettore tridimensionale $\underline{q} = (q_1, q_2, q_3)$

$$q = (q_0, \underline{q}) \quad (4.4)$$

I quaternioni possono essere classificati in base alla loro norma, che si calcola come:

$$|q| = \sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2} \quad (4.5)$$

Tra i principali, troviamo:

- Quaternione puro: $q = (0, q_1, q_2, q_3)$
- Quaternione identità: $q = (1, 0, 0, 0)$
- Quaternione coniugato: $\bar{q} = (q_0, -q_1, -q_2, -q_3)$
- Quaternione inverso: $q^{-1} = \frac{\bar{q}}{|q|^2}$
- Quaternione unitario: $q = (q_0, q_1, q_2, q_3)$, con $|q| = 1$

Per descrivere rotazioni tridimensionali, si utilizzano i quaternioni unitari, poiché le loro proprietà semplificano molti calcoli rispetto ad altre rappresentazioni angolari, come gli angoli di Cardano o di Eulero.

4.1.2 Rappresentazione dell'orientamento dei corpi rigidi

Quando un corpo rigido si muove in tre dimensioni, subendo una traslazione e una rotazione, la nuova posizione di qualsiasi punto sul corpo può essere descritta dall'equazione:

$$y = Rx + \underline{v}; \quad (4.6)$$

dove y rappresenta i punti dopo la rotazione, R è una matrice di rotazione 3×3 che descrive l'orientamento, x sono i punti nella posizione iniziale e \underline{v} è il vettore di traslazione. La matrice di rotazione

appartiene al gruppo speciale ortogonale $SO(3)$, il che implica che il prodotto di due matrici in questo gruppo e il loro inverso appartengono ancora al gruppo, con le seguenti proprietà:

$$R^T = R^{-1}RR^T = R^TR = I \quad (4.7)$$

con $\det(R) = 1$.

Nonostante contenga nove coseni direzionali, questa matrice non rende immediatamente visibile la natura delle rotazioni tridimensionali. Dalle teorie di Cayley, si può ricavare una relazione tra la matrice di rotazione e una matrice antisimmetrica P :

$$R = (I - P)(I + P)^{-1} \quad (4.8)$$

dove I è la matrice identità e P ha la seguente forma:

$$p\{p\} = \begin{bmatrix} 0 & -p_3 & p_2 \\ p_3 & 0 & -p_1 \\ -p_2 & p_1 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

Poiché P contiene solo tre elementi unici, in teoria l'orientamento potrebbe essere descritto con soli tre parametri.

Gli angoli di Cardano e di Eulero sono tra le rappresentazioni più comuni, in cui una sequenza ordinata di rotazioni attorno agli assi coordinati viene utilizzata per descrivere l'orientamento. Per gli angoli di Cardano, una sequenza tipica di rotazioni potrebbe avvenire attorno agli assi X , Y e Z :

$$R_{XYZ} = R_Z(\gamma)R_X(\beta)R_Y(\alpha) \quad (4.10)$$

dove α , β e γ sono gli angoli di rotazione attorno agli assi X , Y e Z . Negli angoli di Eulero, invece, una sequenza comune potrebbe coinvolgere le rotazioni attorno agli assi Z , X e di nuovo Z :

$$R_{ZXZ} = R_Z(\gamma)R_X(\beta)R_Z(\alpha) \quad (4.11)$$

In questa convenzione, le rotazioni terminali avvengono attorno allo stesso asse, ma in teoria quell'asse è già stato ruotato dalla rotazione intermedia nella sequenza; quindi, si trova in una posizione diversa per la seconda rotazione attorno allo stesso asse. Sia per gli angoli di Cardano che per quelli di Eulero esistono sei diverse permutazioni possibili degli assi. Nel caso della sequenza di Eulero Z , X , Z , la matrice di rotazione può essere espressa utilizzando i tre angoli di Eulero (γ, β, α) [38].

$$R_{ZXZ} = \begin{bmatrix} c(\alpha)c(\beta)c(\gamma) - s(\alpha)s(\gamma) & -c(\alpha)c(\beta) - s(\alpha) - s(\alpha)\cos(\gamma) & c(\alpha)s(\beta) \\ s(\alpha)c(\beta)c(\gamma) + c(\alpha)s(\gamma) & -s(\alpha)c(\beta)s(\gamma) + c(\alpha)c(\gamma) & s(\alpha)s(\beta) \\ -s(\beta)c(\gamma) & s(\beta)s(\gamma) & c(\beta) \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

dove $\cos(\alpha)$ nella matrice di rotazione è espresso come $c(\alpha)$ mentre il $\sin(\alpha)$ come $s(\alpha)$ e lo stesso ragionamento vale anche per gli altri angoli.

Si denota, quindi, che dalla matrice di rotazione è possibile andare a ricavare i valori dei singoli angoli.

$$\cos(\beta) = r_{3,3} \quad (4.13)$$

$$\sin(\alpha) = \frac{r_{2,3}}{\sin(\beta)} \quad (4.14)$$

$$\sin(\gamma) = \frac{r_{1,3}}{\sin(\beta)} \quad (4.15)$$

In questo caso, dunque se a cambiare è solamente un angolo rispetto ad un solo asse è facile calcolare l'angolo in questione mediante la rappresentazione Euleriana al contrario diventa più difficile se variano più angoli contemporaneamente [38].

4.1.3 Rotazione implementata mediante quaternioni

Il cambiamento dell'orientamento di un corpo rigido descritto dai quaternioni prevede una variabile in più rispetto agli angoli di Cardano o di Eulero (da tre a quattro). Un quaternione può essere considerato come una rotazione Ω attorno ad un asse definito dal vettore unitario $\underline{e} = (e_1, e_2, e_3)$ e si possono dunque trovare queste relazioni tra i quaternioni e l'angolo di rotazione:

$$q_0 = \pm \cos\left(\frac{\Omega}{2}\right) \quad (4.16)$$

$$q_0 = \pm \cos\left(\frac{\Omega}{2}\right) \quad (4.17)$$

$$\begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} = \pm \underline{e} \sin \frac{\Omega}{2} \quad (4.18)$$

dove l'angolo Ω varia tra 0 e π . Pertanto, un quaternione può essere visualizzato direttamente come una linea direzionata nello spazio attorno alla quale avviene una rotazione. Ad esempio, vedi Fig. 2: se un punto r_0 viene trasformato da una matrice di rotazione nel punto r_1 , questa trasformazione può essere visualizzata come una rotazione (Ω) attorno a una linea (e).

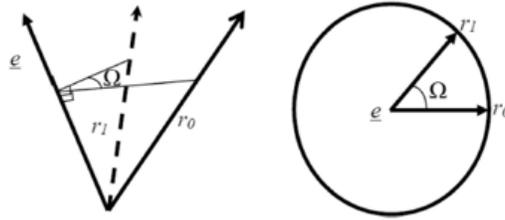


Figura 4.1: Rappresentazione geometrica di una rotazione. A sinistra, la rotazione del vettore r_0 attorno all'asse \underline{e} , con il vettore r_1 come risultato della rotazione di un angolo Ω . A destra, proiezione della rotazione su un piano perpendicolare all'asse \underline{e} , evidenziando l'angolo Ω .

Quindi, il cambiamento di orientamento di un corpo rigido può essere rappresentato attraverso il quaternione associato. A differenza degli angoli di Cardano o di Eulero, che richiedono la specifica di una sequenza di assi per caratterizzare una rotazione e dove ogni sequenza può comportare un diverso set di angoli per descrivere la stessa orientazione, complicando la visualizzazione (vedi Tab. 4.1), i quaternioni evitano tale ambiguità [38].

Angle sequence	X	Y	Z
X-Y-Z	60.00	5.00	-10.00
X-Z-Y	59.12	5.08	-9.96
Y-Z-X	59.63	11.15	-0.72
Y-X-Z	59.62	9.93	-1.42
Z-X-Y	57.70	21.21	-18.89
Z-Y-X	59.49	11.15	-0.73

Tabella 4.1: L'influenza delle diverse sequenze angolari sulle quantità risultanti di rotazione attorno a ciascun asse per sei diverse sequenze di angoli Cardanici.

Come per gli angoli di Cardano e di Eulero, le rotazioni possono essere combinate utilizzando la moltiplicazione delle matrici di rotazione. Analogamente, i quaternioni possono essere combinati tramite la loro moltiplicazione. Tuttavia, è importante ricordare che la moltiplicazione tra i quaternioni non è commutativa, cioè, in generale, $rq \neq qr$.

Un caso interessante è il paradosso di Codman, che studiando la spalla, ha osservato che combinare le stesse rotazioni in ordini diversi può portare a una posizione finale diversa del braccio, a seconda dell'ordine delle rotazioni. Con gli angoli di Cardano, questo fenomeno è spiegato dal fatto che due rotazioni lungo assi diversi possono influenzare anche la rotazione lungo un terzo asse. Nei quaternioni, questa non commutatività è spiegata dal fatto che, come indicato da Hamilton, $ijk = -1$. Questo significa che durante le rotazioni, che dovrebbero riportare il braccio alla posizione iniziale, può avvenire una rotazione aggiuntiva non prevista, complicando ulteriormente la combinazione delle rotazioni [38].

Per stimare l'orientamento di un corpo rigido nello spazio bisogna calcolare la matrice di rotazione (R). Possono esserci 2 possibili scenari in merito a questo: calcolare l'orientamento di un corpo che nel tempo varia il suo orientamento oppure calcolare l'orientamento di un corpo rispetto ad un

sistema di riferimento fisso. Questo potrebbe trasformarsi in un problema di minimizzare questa equazione:

$$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Rx_i + \underline{v} - y_i)^T (Rx_i + \underline{v} - y_i) \quad (4.19)$$

Dove n è il numero di punti non complanari misurati in entrambi i sistemi di riferimento (con $n \geq 3$), y_i è il punto i -esimo misurato nella posa 2, e x_i è il punto i -esimo misurato nella posa 1.

Quello che adesso si farà è mediante la decomposizione ai valori singolari [39] a partire dalle misurazioni di almeno tre punti non complanari. Questo metodo ruota attorno alla decomposizione della matrice di dispersione incrociata C e arriva dopo vari passaggi alla formulazione mediante i quaternioni della matrice di rotazione R :

$$R(q) = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1q_2 - q_3q_0) & 2(q_1q_3 - q_2q_0) \\ 2(q_1q_2 + q_3q_0) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2q_3 - q_1q_0) \\ 2(q_1q_3 - q_2q_0) & 2(q_2q_3 + q_1q_0) & q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 \end{bmatrix} \quad (4.20)$$

Si nota che la matrice è quadratica rispetto ai quaternioni e, a differenza di altri parametri estratti dalla matrice, non contiene funzioni trascendentali, come ad esempio nell'Equazione 4.12. Questo può essere un vantaggio, ad esempio, quando sono richiesti calcoli veloci [38].

Da questa matrice è possibile estrarre anche al contrario i quaternioni:

$$q_0 = \pm \sqrt{r_{1,1} + r_{2,2} + r_{3,3} + 1} \quad (4.21)$$

$$q_1 = \frac{r_{2,3} - r_{3,2}}{4q_0} \quad (4.22)$$

$$q_2 = \frac{r_{3,1} - r_{1,3}}{4q_0} \quad (4.23)$$

$$q_3 = \frac{r_{1,2} - r_{2,1}}{4q_0} \quad (4.24)$$

4.2 Calcolo degli angoli articolari

Il calcolo degli angoli articolari, necessario per la comprensione dell'orientamento relativo tra due sonde, è stato suddiviso in due funzioni distinte. La prima si occupa di determinare la differenza di orientamento tra le sonde, mentre la seconda gestisce il calcolo degli angoli articolari. Queste funzioni sono state integrate all'interno del codice fornito da OT Bioelettronica s.r.l., che ha sviluppato una piattaforma per la connessione e la lettura dei dati direttamente dalle sonde. Il software originale non solo permette la lettura di quaternioni, ma anche l'acquisizione simultanea di segnali EMG o EEG, rendendolo una soluzione completa per il monitoraggio del movimento e dell'attività muscolare o cerebrale.

Funzione sviluppata per il calcolo degli angoli articolari

Prima di esaminare in dettaglio la funzione sviluppata per il calcolo dell'orientamento tra le due sonde, è essenziale illustrare i passaggi preliminari necessari per accedere correttamente ai quaternioni. Il primo step riguarda la selezione delle sonde da parte del paziente, la quale determina la struttura del pacchetto dati trasmesso. Ogni configurazione di sonde genera un pacchetto di dimensione variabile, come descritto nelle tabelle 3.2-3.5. Una volta definita la scelta del paziente e, di conseguenza, la lunghezza del pacchetto, si procede all'estrazione dei dati relativi ai quaternioni.

Utilizzando la funzione quaternion di MATLAB, si costruiscono i quaternioni in base al numero di sonde selezionate: due o tre, a seconda delle esigenze. Ogni quaternione rappresenta l'orientamento di una sonda specifica. I quaternioni, inizialmente espressi su una scala che varia da -16368 a +16368, devono essere normalizzati per garantire la loro correttezza ed efficacia nel processo di calcolo dell'orientamento. Questa normalizzazione viene effettuata esclusivamente nell'approccio finale. Inizialmente, la normalizzazione era gestita direttamente all'interno della funzione dedicata.

Tutto questo processo deve avvenire in tempo reale. Ciò significa che la sonda è in costante comunicazione con il dispositivo, inviando i dati raccolti in pacchetti continui. Dopo aver accumulato un certo numero di campioni, si procede all'aggiornamento dei dati: i quaternioni vengono ciclicamente ricalcolati, sostituendo quelli precedenti e fornendo all'algoritmo di stima dell'orientamento informazioni aggiornate. Questo meccanismo ciclico garantisce che il sistema lavori con dati sempre freschi e precisi, essenziali per la stima accurata dei movimenti in tempo reale.

```
function [angolo,data]= angolo_art (riferimento,data,NumChan)

r_0=mean(riferimento(NumChan-5,800:end))/16368;
imm1_0= mean(riferimento(NumChan-4,800:end))/16368;
imm2_0= mean(riferimento(NumChan-3,800:end))/16368;
imm3_0= mean(riferimento(NumChan-2,800:end))/16368;

rif = [r_0,imm1_0,imm2_0,imm3_0];

r=mean(data(NumChan-5,:))/16368;
imm1=mean(data(NumChan-4,:))/16368;
imm2= mean(data(NumChan-3,:))/16368;
imm3=mean(data(NumChan-2,:))/16368;

dato = [r,imm1,imm2,imm3];

% Creazione delle matrici di rotazione a partire dai quaternioni
R1 = quat2rotm (dato);
R2 = quat2rotm (rif);

% Rimozione della rotazione attorno all'asse Z
R_final = R2\R1;
```

```

% Creazione delle matrici di rotazione a partire dai quaternioni
R1 = quat2rotm (dato);
R2 = quat2rotm (rif);

% Rimozione della rotazione attorno all'asse Z
R_final = R2\R1;

% Estrai gli angoli di roll, pitch e yaw dalla matrice di rotazione
pitch_y = asin(-R_final(3,1));
yaw_z = atan2(R_final(2,1), R_final(1,1));
roll_x = atan2(R_final(3,2), R_final(3,3));

% Converti gli angoli in gradi se necessario
angolo(1) = rad2deg(roll_x);
angolo(2) = rad2deg(pitch_y);
angolo(3) = rad2deg(yaw_z);

end

```

Figura 4.2: Codice relativo alla funzione per il calcolo degli angoli articolari.

Questa funzione rappresenta una delle due soluzioni che sono state sperimentate per il calcolo degli angoli articolari (roll, pitch, yaw). In questo caso, la funzione implementa manualmente il calcolo degli angoli a partire dai quaternioni delle sonde, passando attraverso la conversione dei quaternioni in matrici di rotazione e la successiva estrazione degli angoli di rotazione.

Questo algoritmo è stato sviluppato in una fase preliminare, quando ancora non era stato testato l'utilizzo di due sonde contemporaneamente. In questa versione, si utilizzano i dati di una singola sonda come riferimento iniziale, e successivamente, i dati in tempo reale vengono aggiornati a partire dalla stessa sonda, elaborando le variazioni di orientamento per il calcolo degli angoli articolari.

Il codice riportato si articola nelle seguenti fasi principali:

1. Acquisizione e Normalizzazione dei Dati:

- Il codice inizia con l'acquisizione dei dati di riferimento e dei dati attuali dalla sonda, che si trovano nelle variabili denominate riferimento e data. Viene calcolata la media di questi dati a partire dall'indice 800 fino alla fine per eliminare eventuali rumori di fondo, quindi vengono normalizzati dividendo per 16368.
- I dati normalizzati vengono memorizzati nei vettori rif e dato, ciascuno dei quali rappresenta un quaternione.

2. Creazione delle Matrici di Rotazione

- I quaternioni vengono convertiti in matrici di rotazione utilizzando la funzione quat2rotm, che genera le matrici R1 e R2, corrispondenti rispettivamente ai dati correnti e a quelli di riferimento.

3. Rimozione della rotazione sull'asse Z

- Per confrontare l'orientamento delle due sonde, viene rimossa la rotazione attorno all'asse Z. Questo perché si è osservato che, inizialmente, le sonde presentavano una rotazione che dipende dall'orientamento della sonda rispetto al vettore magnetico terrestre. Tale rotazione iniziale è dovuta all'allineamento dell'IMU all'interno della sonda con il campo magnetico terrestre. Questo viene fatto tramite l'operazione $R_2 \setminus R_1$, che sottrae l'orientamento di riferimento dal dato attuale.

4. Calcolo degli angoli articolari:

- Una volta ottenuta la matrice finale R_{final} , gli angoli di rotazione attorno agli assi (roll, pitch e yaw) vengono estratti usando le funzioni `asin` e `atan2`.
- Gli angoli vengono convertiti in gradi tramite la funzione `rad2deg` e memorizzati nel vettore `angolo`.

Alla fine, è stata scelta la funzione `quat2angle` di MATLAB per il calcolo degli angoli articolari, in quanto ha dimostrato una maggiore precisione e affidabilità rispetto ad altre soluzioni. Oltre a questi vantaggi, l'utilizzo di una funzione fornita direttamente da MATLAB comporta ulteriori benefici: essa è ottimizzata per le performance e integra efficacemente le librerie matematiche avanzate di MATLAB, garantendo una maggiore efficienza computazionale. Inoltre, essendo ampiamente testata e supportata dalla comunità MATLAB, `quat2angle` offre un'ulteriore garanzia di robustezza e affidabilità nel processamento dei dati.

```
arguments
    q
    S Aero.internal.datatype.Rotation =
end

qin = quatnormalize( q );
[r1,r2,r3] = dcm2angle(quat2dcm(qin), S, 'robust');

end
```

Figura 4.3: Codice relativo alla funzione MATLAB `quat2_angle`.

Questa funzione MATLAB prende in input un quaternion `q` e un parametro opzionale `S` che specifica l'ordine di rotazione, con valore predefinito `'zyx'`, per calcolare gli angoli di rotazione (yaw, pitch e roll). Il quaternion viene prima normalizzato tramite la funzione `quatnormalize` per garantire che abbia una lunghezza unitaria, necessaria per il calcolo corretto dell'orientamento. Successivamente, il quaternion normalizzato viene convertito in una matrice di coseni direttori (DCM) utilizzando `quat2dcm`. La funzione `dcm2angle` converte poi la DCM negli angoli di rotazione secondo l'ordine specificato da `S` (ad esempio, `'zyx'`), e utilizza l'opzione `'robust'` per garantire la stabilità numerica in presenza di situazioni problematiche, come il gimbal lock. Il risultato finale consiste nei tre angoli di rotazione `r1`, `r2`, e `r3`, che rappresentano rispettivamente yaw, pitch e roll. Il blocco `arguments` rende la funzione modulare e flessibile, facilitando la gestione dei parametri di input e l'ordine di rotazione.

Funzione per la gestione degli angoli articolari

L'obiettivo di questa funzione è gestire le situazioni in cui l'angolo di rotazione del sensore attorno a uno dei tre assi supera i 180 gradi. Come precedentemente discusso, la funzione `quat2angle`, utilizzata per calcolare l'orientamento della sonda, restituisce angoli compresi tra -180 e +180 gradi. Tuttavia, per una rappresentazione continua e coerente dell'orientamento, è necessario che, quando l'angolo supera i 180 gradi, continui ad aumentare se il sensore continua a ruotare attorno a quell'asse, evitando che l'angolo collassi a -180 gradi per poi risalire. Allo stesso modo, la funzione deve gestire la transizione oltre i -180 gradi in modo che l'angolo possa continuare a diminuire senza interruzioni.

Questo processo di gestione degli angoli deve essere applicato non solo per ciascuna sonda singolarmente, ma anche quando si calcola la differenza tra gli orientamenti di diverse sonde. Di conseguenza, la funzione restituisce angoli compresi tra -360 e +360 gradi, estendendo così il range degli angoli rispetto ai -180 e +180 gradi forniti inizialmente.

Il problema del gimbal lock si verifica quando si effettuano rotazioni di 90 gradi attorno all'asse Y. Per affrontare questo problema, si posiziona il sensore in modo tale da evitare la possibilità di avvicinarsi a questo angolo critico durante il movimento articolare. Questo approccio previene l'insorgere di instabilità numerica e garantisce una misurazione più precisa e affidabile degli angoli di rotazione.

```
function angolo=gestione_ang(loc,prec)

% Gestione dell'angolo

flag = 1; % Inizializzare il flag

% Controllo se la differenza tra gli angoli supera pi
if abs(loc - prec) > pi
    if sign(loc) ~= sign(prec) % Gli angoli hanno segni diversi
        if loc > 0
            angolo = loc - 2*pi;
        else
            angolo = loc + 2*pi;
        end
    else
        angolo = loc;
    end
else
    angolo = loc;
end
```

Figura 4.4: Codice relativo alla funzione per la gestione degli angoli articolari.

La funzione MATLAB `gestione_ang` è progettata per correggere e gestire angoli quando la differenza tra un angolo corrente e un angolo precedente supera π . Essa opera come segue:

1. Controllo della Differenza di Angolo: La funzione verifica se la differenza assoluta tra gli angoli corrente `loc` e precedente `prec` è maggiore di π . Questo controllo determina se l'angolo corrente ha attraversato il punto di discontinuità di $\pm\pi$.

2. Gestione della Discontinuità: Se la differenza tra gli angoli supera π , la funzione gestisce la correzione dell'angolo corrente per evitare salti bruschi:
 - Se gli angoli hanno segni opposti, ossia uno è positivo e l'altro è negativo, l'angolo corrente viene corretto aggiungendo o sottraendo 2π , a seconda del segno dell'angolo corrente. Questo aggiustamento garantisce che l'angolo continui a crescere o decrescere in modo coerente.
 - Se gli angoli hanno lo stesso segno, l'angolo corrente viene restituito senza modifiche, poiché non è necessario effettuare alcuna correzione.
3. Restituzione dell'Angolo: Se la differenza tra gli angoli non supera π , l'angolo corrente viene restituito così com'è, senza ulteriori modifiche.

Questa funzione è cruciale per garantire una rappresentazione continua e coerente degli angoli, evitando discontinuità e salti improvvisi che possono verificarsi quando l'angolo supera il range di $\pm\pi$.

Capitolo 5

GUI

Nel presente capitolo verrà illustrata la graphic user interface (GUI) sviluppata per la gestione delle sonde utilizzate nel sistema di acquisizione. L'obiettivo principale della GUI è fornire all'utente uno strumento intuitivo, articolato in quattro pagine principali: Home, Start, Probe Connection Management e Calibration. Attraverso queste pagine, l'utente potrà selezionare in tempo reale la tipologia e il numero di sonde da utilizzare, effettuare la calibrazione iniziale, connettere i dispositivi e monitorare in tempo reale l'orientamento di una sonda rispetto a un'altra. Inoltre, la GUI offre la possibilità di ricalibrare le sonde in tempo reale durante l'utilizzo, permettendo all'utente di regolare il posizionamento e ristabilire i parametri di orientamento senza interrompere il processo.

5.1 Home

La pagina Home rappresenta il primo punto di accesso dell'utente non appena la GUI viene avviata. Questa schermata iniziale è fondamentale, poiché funge da hub centrale, offrendo all'utente una panoramica delle opzioni disponibili e consentendogli di navigare facilmente tra le diverse funzionalità dell'applicazione. Attraverso un menu intuitivo, l'utente può selezionare la sezione di lavoro desiderata, facilitando la configurazione iniziale del sistema. La pagina Home rappresenta il primo punto di accesso dell'utente non appena la GUI viene avviata. Questa schermata iniziale è fondamentale, poiché funge da hub centrale, offrendo all'utente una panoramica delle opzioni disponibili e consentendogli di navigare facilmente tra le diverse funzionalità dell'applicazione. Attraverso un menu intuitivo, l'utente può selezionare la sezione di lavoro desiderata, facilitando la configurazione iniziale del sistema.

Particolare attenzione è stata data alla scelta dei colori, mantenendo una coerenza visiva con la brand identity dell'azienda OT Bioelettronica s.r.l. I colori aziendali sono stati selezionati per garantire un ambiente visivamente piacevole e riconoscibile, offrendo continuità tra questa GUI e le altre soluzioni software sviluppate dall'azienda. Questa scelta grafica si riflette non solo nella pagina Home, ma anche nelle altre interfacce della GUI, rafforzando l'identità visiva e migliorando l'usabilità grazie alla familiarità con il layout e le tonalità utilizzate.

Inoltre, la disposizione semplice degli elementi e l'organizzazione del menu rendono questa schermata particolarmente adatta sia per utenti esperti, che possono accedere rapidamente alle funzionalità desiderate, sia per nuovi utilizzatori, che troveranno l'interfaccia facile da comprendere e navigare fin dal primo utilizzo.



Figura 5.1: *Interfaccia home dell'applicativo: permette all'utente di spostarsi all'interno delle pagine di Start e Gestione delle sonde.*

5.2 Connessione e gestione sonde

L'interfaccia di gestione delle connessioni delle sonde è progettata per offrire all'utente un controllo completo e personalizzabile della configurazione delle sonde, consentendo la selezione del numero di sonde da utilizzare, fino a un massimo di tre, e la loro gestione individuale. Nella parte superiore della schermata, un menu a tendina permette all'utente di scegliere quante sonde connettere, e in base alla selezione, le relative opzioni di configurazione delle sonde compaiono o scompaiono dinamicamente. Questo consente un'interfaccia pulita e ottimizzata, visualizzando solo i campi pertinenti al numero di sonde effettivamente selezionato.

Nella sezione sottostante, l'utente può assegnare e organizzare le sonde in ordine crescente, specificando un canale numerico per ciascuna di esse. Il sistema supporta la selezione di fino a quattro tipi di dispositivi differenti: muovi, muovi+, due+ e quattro+, che possono essere collegati a porte distinte. L'interfaccia garantisce che non vi sia possibilità di errore, impedendo di collegare più dispositivi alla stessa porta, assicurando che ogni sonda sia associata univocamente a un canale.

Inoltre, l'applicativo impone delle restrizioni sull'uso simultaneo di alcune tipologie di dispositivi. Ad esempio, non è possibile connettere più di due sonde di tipo muovi+ o quattro+ contemporaneamente, poiché il dispositivo SyncStation+ non è in grado di gestire più di due sonde di questa categoria allo stesso tempo. Questo vincolo evita eventuali sovraccarichi o problemi tecnici legati alla limitazione del dispositivo di acquisizione dei dati.

Accanto a ciascuna sonda selezionata, l'interfaccia presenta un pulsante dedicato alla calibrazione individuale, etichettato come "Calibration probe 1", "Calibration probe 2", e così via. Questo

consente all'utente di calibrare ogni sonda separatamente, assicurando che ciascun dispositivo sia correttamente impostato prima dell'avvio delle misurazioni. La calibrazione è un passo essenziale per garantire accuratezza e precisione, e l'interfaccia lo rende immediato e intuitivo, permettendo all'utente di effettuare questa operazione in modo rapido e in tempo reale.

L'interfaccia di gestione delle connessioni delle sonde è quindi cruciale per assicurare una configurazione corretta e personalizzata del sistema, offrendo all'utente un'esperienza di utilizzo ottimizzata e priva di errori nella fase iniziale del processo di misurazione.

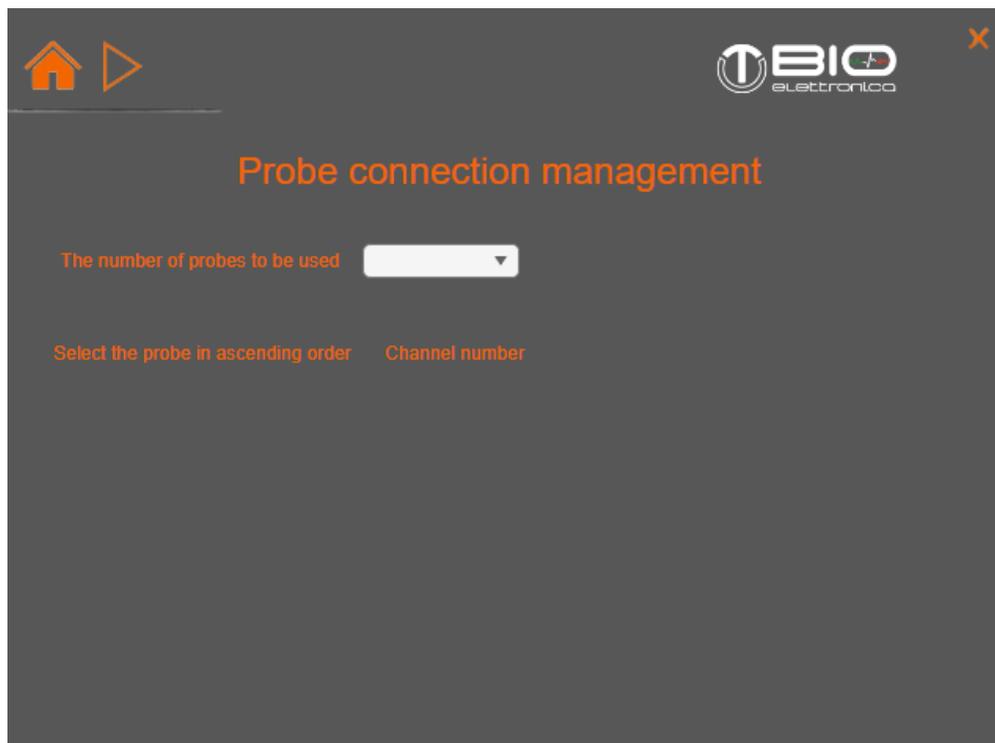


Figura 5.2: Schermata di connessione e gestione delle sonde prima di effettuare la scelta del numero di dispositivi.

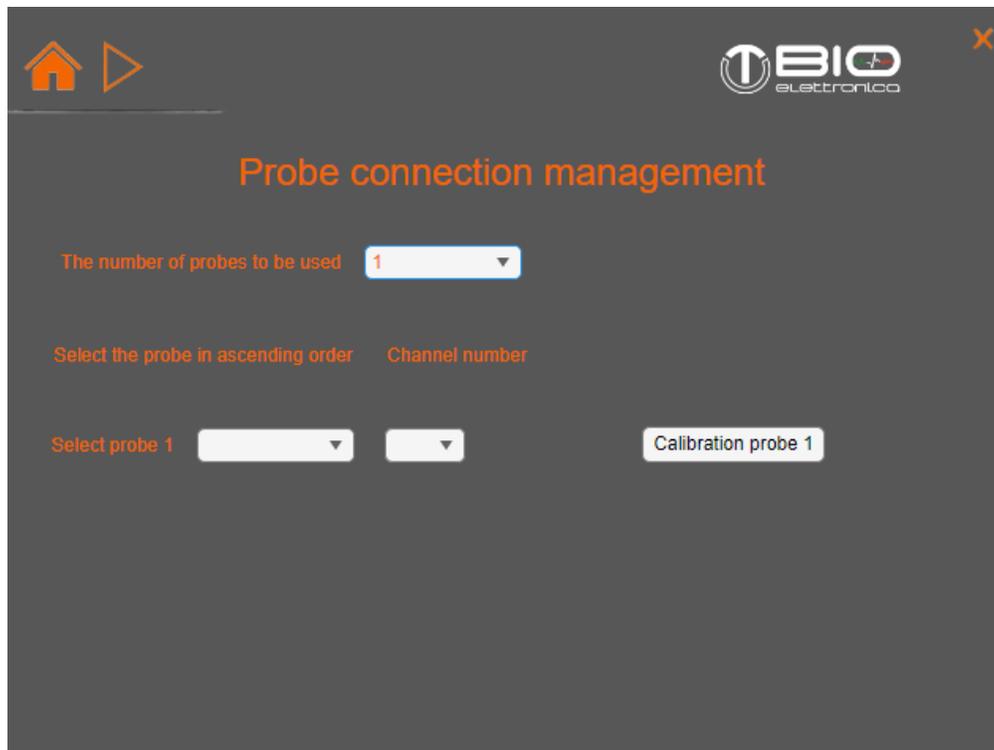


Figura 5.3: *Interfaccia connessione e gestione delle sonde selezionando una sonda.*

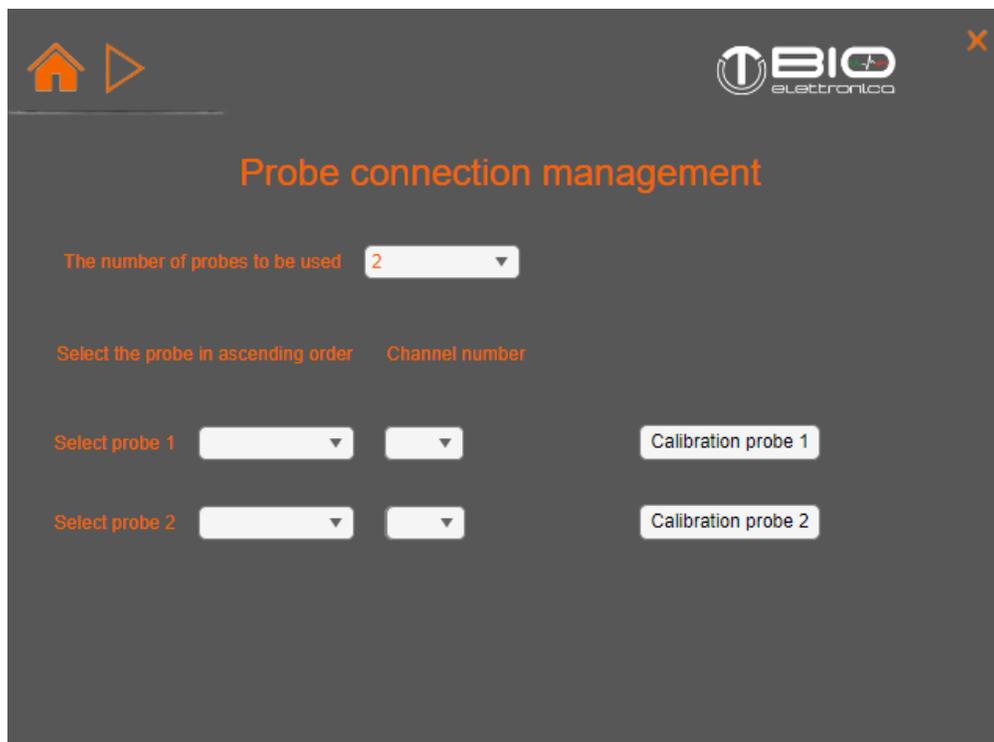


Figura 5.4: *Interfaccia connessione e gestione delle sonde selezionando due sonde.*

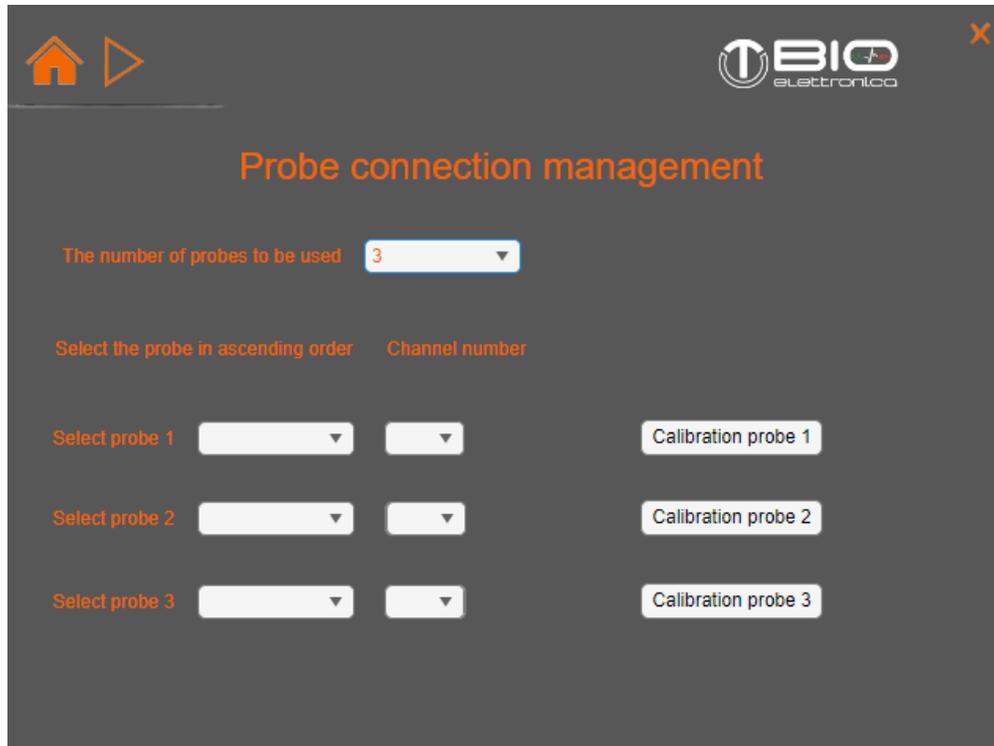


Figura 5.5: *Interfaccia connessione e gestione delle sonde selezionando tre sonde.*

5.3 Start

La schermata di avvio e visualizzazione degli angoli (Start) rappresenta una delle interfacce centrali per l'utente durante l'acquisizione dei dati dalle sonde. In questa schermata, l'utente può attivare e disattivare il flusso di dati in tempo reale tramite un pulsante di accensione "On/Off". Questo controllo è essenziale poiché consente di stabilire la connessione tra le sonde e il sistema SyncStation, permettendo la raccolta e l'elaborazione dei dati per il calcolo degli angoli articolari.

Sulla parte superiore dell'interfaccia, viene fornito un avviso che sottolinea l'importanza della calibrazione delle sonde prima di utilizzarle. La calibrazione garantisce che le misurazioni raccolte siano precise e allineate correttamente con l'orientamento delle sonde nel momento dell'avvio.

Al centro della schermata è presente un pulsante "Calibrate", che consente all'utente di ricalibrare le sonde in qualsiasi momento durante il processo di misurazione. Questo pulsante offre un controllo essenziale, poiché permette di effettuare una nuova calibrazione delle sonde in tempo reale senza dover interrompere la raccolta dei dati. Ad esempio, se l'utente desidera che il paziente assuma una specifica posizione prima di avviare la registrazione, la ricalibrazione può essere eseguita facilmente una volta raggiunta tale posizione.

Nella parte inferiore dell'interfaccia, sono presenti grafici a barre che visualizzano in tempo reale gli angoli calcolati tra le sonde. Questi grafici mostrano l'andamento angolare tra la prima e la seconda sonda, nonché tra la seconda e la terza, fornendo una rappresentazione visiva immediata delle relazioni angolari. La visualizzazione in tempo reale è cruciale per monitorare il corretto funzionamento delle sonde e per rilevare eventuali problemi di posizionamento o calibrazione.

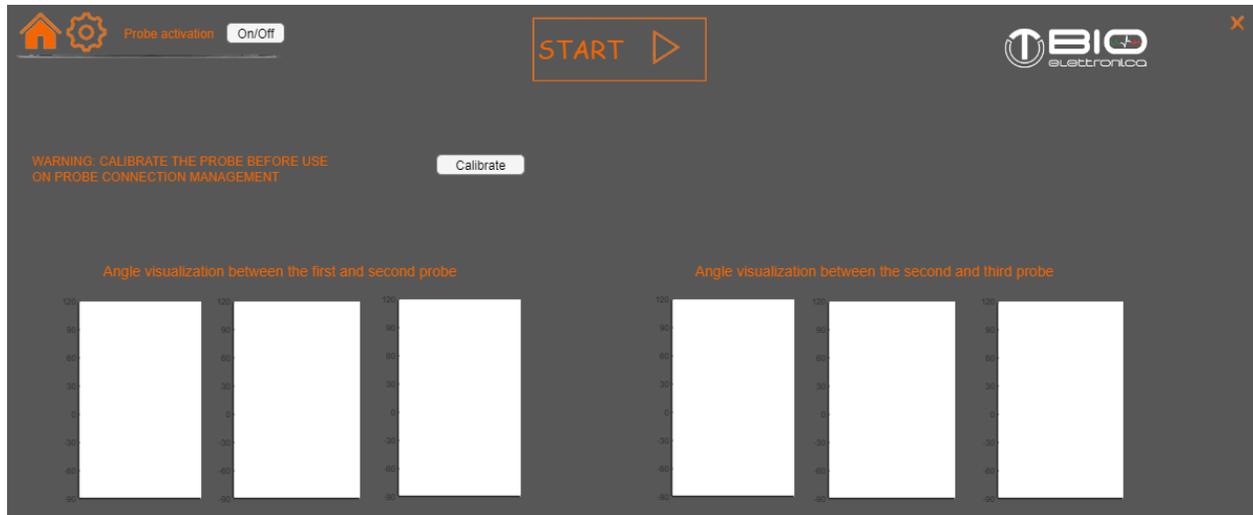


Figura 5.6: *Interfaccia di Start per visualizzare i dati in tempo reale.*

5.4 Calibration

L'immagine rappresenta la schermata dedicata alla calibrazione delle sonde, un passaggio cruciale per garantire la precisione dei dati raccolti durante la misurazione. Il processo di calibrazione è suddiviso in due fasi principali, progettate per massimizzare l'accuratezza della rilevazione degli angoli e dell'orientamento delle sonde.

Nel primo passaggio, l'utente è invitato a ruotare la sonda attorno a un asse fisso. Questo movimento deve essere eseguito mantenendo la sonda in posizioni precise per alcuni secondi, in modo da consentire al sistema di acquisire dati relativi all'orientamento con alta precisione. Il mantenimento delle diverse angolazioni è fondamentale per una corretta calibrazione, poiché garantisce che la sonda sia in grado di interpretare accuratamente i movimenti successivi.

Il secondo passaggio prevede un movimento più complesso: l'utente deve spostare la sonda tracciando una figura a otto nell'aria, muovendola in direzioni diverse. Questo movimento è progettato per migliorare la calibrazione angolare della sonda, assicurando che il dispositivo sia in grado di catturare con precisione le variazioni di orientamento lungo più assi. È una fase importante per stabilire la sensibilità angolare della sonda, permettendo al sistema di gestire correttamente i cambiamenti di posizione durante l'acquisizione dei dati.

Nella parte inferiore della schermata, è presente un timer di 10 secondi che fornisce un riferimento temporale per completare il processo di calibrazione. Questo timer è stato implementato per mantenere un flusso continuo e per garantire che l'utente completi i passaggi necessari entro un periodo di tempo adeguato. La presenza del timer aiuta a evitare ritardi o errori causati da una calibrazione prolungata o incompleta.

L'interfaccia è stata progettata per essere intuitiva e di facile utilizzo, con istruzioni chiare che guidano l'utente attraverso ogni fase del processo. Il layout semplice e visivamente ordinato permette di concentrarsi sui passaggi richiesti, minimizzando la possibilità di errori operativi.

Al termine del processo di calibrazione, l'utente ha la possibilità di tornare alla pagina di gestione e connessione delle sonde tramite una freccia di navigazione posta nella parte superiore della

schermata. Tuttavia, per garantire che la calibrazione sia stata eseguita correttamente, è stato implementato un controllo di sicurezza: prima di tornare alla pagina di gestione, il sistema richiede conferma tramite una domanda pop-up che chiede se la calibrazione è stata completata correttamente. Se l'utente risponde affermativamente, il sistema permette di proseguire alla schermata di gestione delle sonde; in caso contrario, l'interfaccia rimane sulla pagina di calibrazione, consentendo di ripetere il processo. Questo controllo aggiuntivo riduce il rischio di errori dovuti a una calibrazione incompleta, garantendo che l'utente non proceda fino a quando la calibrazione non è stata conclusa con successo.

In sintesi, questa interfaccia di calibrazione è fondamentale per assicurare che le sonde siano correttamente configurate prima dell'uso, offrendo un'esperienza utente chiara e sicura, con il supporto di strumenti visivi e temporali che facilitano il processo.

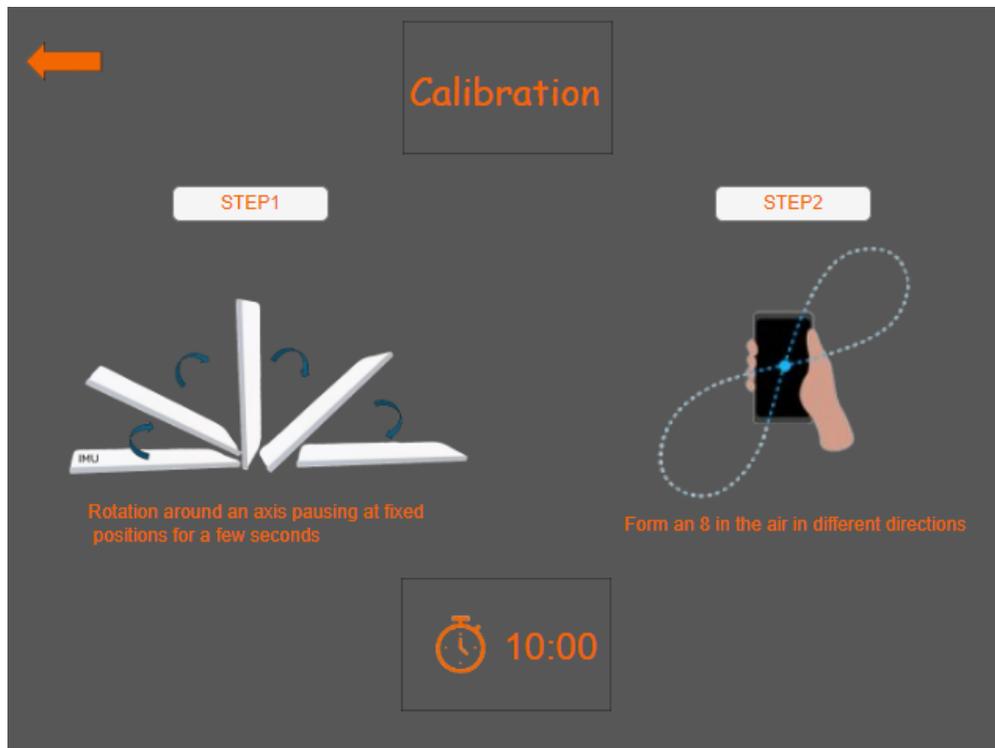


Figura 5.7: *Interfaccia di Calibration: permette all'utente di effettuare tutti i movimenti necessari alla calibrazione.*

Capitolo 6

Validazione e risultati

Il capitolo di validazione rappresenta una fase cruciale nel processo di sviluppo e verifica di qualsiasi sistema tecnologico. In questo capitolo, si illustrano le metodologie e i risultati dei test effettuati per confermare l'affidabilità, la precisione e l'efficacia del sistema descritto nella tesi. La validazione è fondamentale per garantire che le soluzioni proposte non solo soddisfino i requisiti specifici ma funzionino anche correttamente nelle condizioni operative previste.

Il capitolo si suddivide in diverse sezioni che comprendono la descrizione degli obiettivi di validazione, la metodologia adottata per i test e i risultati ottenuti.

6.1 Test

Per verificare l'affidabilità e la precisione del sistema sviluppato, sono stati condotti diversi test sperimentali utilizzando una sonda collegata a un sistema di rotazione controllata. Prima di ogni prova, è stata eseguita la calibrazione accurata del sensore, al fine di ridurre al minimo eventuali errori di misurazione. In particolare, sono state eseguite due prove iniziali utilizzando un sistema realizzato appositamente per questo scopo.

Il sistema consisteva in una tavoletta di legno progettata per funzionare come cerniera, in modo da permettere alla sonda di ruotare con precisione attorno a un asse fisso. Al centro della cerniera, è stato fissato un goniometro, che ha fornito un riferimento visivo per le misurazioni. Questa configurazione ha consentito di assicurare che la sonda partisse e tornasse sempre a una posizione iniziale ben definita dopo ogni rotazione. I test sono stati progettati per valutare la presenza di errori di offset accumulati dal sensore, specialmente dovuti a derive interne dell'IMU (Inertial Measurement Unit) nel tempo.

Prima Prova: Test di Offset Statico

Nel primo test, la sonda è stata sottoposta a rotazioni per un minuto, utilizzando il sistema a cerniera per garantire movimenti controllati e precisi. Successivamente, per un periodo di 20 minuti, sono



Figura 6.1: *Sistema meccanico utilizzato per la validazione composto da una tavola di legno con cerniera e goniometro.*

state registrate le misurazioni della sonda senza alcun movimento, osservando come variavano le letture lungo i tre assi di rotazione (roll, pitch, yaw). Poiché il sistema a cerniera riportava la sonda esattamente nella posizione di partenza, ci si aspettava che le misurazioni rimanessero stabili attorno allo zero su tutti e tre gli assi. L'obiettivo di questa prova era identificare eventuali derive o errori di offset causati da fattori interni della sonda nel corso del tempo.

Seconda Prova: Test di Simulazione in Condizioni Reali

Il secondo test è stato progettato per simulare una situazione di utilizzo reale della sonda, mantenendo comunque un ambiente controllato. Per un periodo complessivo di 20 minuti, sono state eseguite misurazioni a intervalli di un minuto. Durante ogni intervallo, la sonda è stata mossa per i primi 20 secondi e poi mantenuta ferma per i restanti 40 secondi. Le rotazioni sono avvenute esclusivamente attorno all'asse X, utilizzando nuovamente la tavoletta di legno come cerniera. Anche in questo caso, la posizione finale del sensore al termine di ogni ciclo doveva corrispondere esattamente a quella iniziale.

Questa prova ha permesso di osservare l'eventuale insorgenza di errori di accumulo durante le rotazioni controllate, misurando la precisione del sensore in un contesto dinamico e verificando come le letture si stabilizzassero durante i periodi di quiete.

Dopo i primi test volti a verificare la stabilità e l'accuratezza del sensore, sono state eseguite ulteriori prove per valutare il comportamento del dispositivo su diversi range di angoli, sia limitati che più ampi. L'obiettivo di queste prove era quello di analizzare la precisione del sistema in condizioni operative realistiche, misurando con accuratezza gli angoli articolari.

Terza prova: Prova a Range Stretto

La prima serie di misurazioni è stata effettuata su un range di angoli ristretto, ovvero: 0, 2, 4, 6, 8 e 10 gradi. Per ciascuna di queste misurazioni, è stato utilizzato il sistema descritto in precedenza, in cui la sonda era fissata su una tavoletta di legno in grado di ruotare attorno agli assi X e Y. Per la valutazione delle rotazioni attorno all'asse Z, è stato invece impiegato un goniometro articolare

fissato su un piano rigido, con la sonda ancorata per garantire la massima stabilità durante le misurazioni.

Ogni misurazione è stata ripetuta cinque volte per ciascun angolo, in modo da ottenere una serie di dati più ampia e consentire una migliore valutazione statistica dei risultati. Questo approccio ha permesso di ridurre l'influenza di eventuali errori casuali e di fornire una valutazione più robusta dell'affidabilità del dispositivo su range limitati.

Quarta prova: Prova a Range Ampio

Successivamente, lo stesso sistema di misurazione è stato utilizzato per testare il comportamento del dispositivo su un range di angoli più ampio. Gli angoli considerati in questa seconda prova erano: 0, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70 e 80 gradi. Anche in questo caso, le misurazioni sono state ripetute cinque volte per ciascun angolo, utilizzando sia la tavoletta in legno per le rotazioni attorno agli assi X e Y, sia il goniometro articolare per l'asse Z. Questo test ha permesso di valutare l'accuratezza del dispositivo su una gamma più estesa di rotazioni, verificando la capacità del sistema di mantenere precisione anche con angoli di maggiore ampiezza.

Quinta prova: Misurazione degli Angoli Articolari (Gomito e Ginocchio)

Infine, sono stati condotti test per valutare la capacità del sistema di misurare gli angoli articolari del gomito e del ginocchio, utilizzando due sonde. Nel caso del gomito, una sonda è stata posizionata sull'avambraccio e l'altra sul bicipite. Il perno della cerniera utilizzato per la rotazione era rappresentato dall'articolazione del gomito stesso, allineato con il centro del goniometro articolare per garantire una misurazione precisa. Gli angoli misurati durante questa prova erano: 0, 30, 60 e 90 gradi. Anche in questo caso, le misurazioni sono state ripetute cinque volte per ciascun angolo, per assicurare la consistenza e l'affidabilità dei dati.

Una prova simile è stata effettuata per misurare l'angolo articolare del ginocchio. In questo caso, le sonde sono state fissate rispettivamente sul polpaccio e sul quadricipite, con il ginocchio che fungeva da perno di rotazione, sempre allineato al centro del goniometro articolare. Anche per queste misurazioni sono stati considerati angoli di 0, 30, 60 e 90 gradi, e come nel caso del gomito, ogni misurazione è stata ripetuta cinque volte per ottenere dati accurati e affidabili.



Figura 6.2: *Sistema di validazione per il ginocchio composto da 2 sonde IMU e goniometro articolare.*

Considerazioni sull'Offset e Correzione

Un aspetto importante da sottolineare è che, sia nelle prove precedenti sia in quelle per gli angoli articolari, la misurazione dell'angolo di 0 gradi non è stata presa subito dopo la calibrazione del sistema. Questo perché, immediatamente dopo la calibrazione, l'angolo di partenza risulterebbe sempre uguale a zero, rendendo impossibile valutare l'eventuale offset accumulato. Pertanto, la misura di 0 gradi è stata sempre registrata come ultima, in modo da poter valutare l'offset dovuto ai movimenti effettuati durante le prove e correggere eventuali derive nel sistema di misurazione.

6.2 Risultati

In questo capitolo vengono illustrati tutti i risultati relativi alle prove di test descritte nel paragrafo precedente 6.1. Le prove sono state condotte al fine di validare il sistema di rilevazione delle rotazioni articolari e di verificarne l'affidabilità e la precisione. Ogni test ha prodotto dati relativi alle rotazioni attorno agli assi X, Y e Z, che verranno analizzati e confrontati con i dati prelevati da goniometri articolari per valutare la coerenza delle misurazioni ottenute. I risultati qui riportati forniscono una base per l'interpretazione del comportamento della sonda in diverse condizioni e per individuare eventuali limiti del sistema.

Tempo	Rotazione attorno ad x	Rotazione attorno ad y	Rotazione attorno ad z
00:00	0	0	0
01:00	0.79	0.27	0.82
02:00	0.79	0.27	0.82
03:00	0.8	0.27	0.81
03:00	0.8	0.27	0.81
04:00	0.79	0.27	1.22
05:00	0.79	0.27	0.23
06:00	0.79	0.27	0.62
07:00	0.79	0.27	0.62
08:00	0.79	0.27	0.62
09:00	0.79	0.27	0.62
10:00	0.79	0.27	0.62
11:00	0.56	0.33	0.61
12:00	0.56	0.33	0.61
13:00	0.56	0.33	0.61
14:00	0.56	0.33	0.61
15:00	0.56	0.33	0.61
16:00	0.56	0.33	0.61
17:00	0.56	0.33	0.61
18:00	0.56	0.33	0.61
19:00	0.56	0.35	0.07
20:00	0.56	0.35	0.07

Tabella 6.1: *Risultati delle misurazioni del primo test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno agli assi X, Y e Z nel corso di un intervallo temporale di 20 minuti.*

Durante il test, non sono emerse variazioni significative nei valori di rotazione per ciascun asse. In particolare, sull'asse X le oscillazioni si sono mantenute entro un intervallo compreso tra 0.56 e 0.80 gradi, indicando una stabilità generale. Anche l'asse Y ha mostrato fluttuazioni trascurabili, con una variazione massima di 0.33 gradi. L'asse Z, invece, ha presentato un comportamento diverso: nelle fasi iniziali si sono registrate rotazioni più ampie, raggiungendo un picco di 1.22 gradi, per poi ridursi gradualmente fino a stabilizzarsi su valori di 0.07 gradi verso la fine del test.

Nella Tabella 6.2 sono riportati i risultati del secondo test, il quale simula una situazione più realistica in cui la sonda viene sottoposta a movimenti ripetuti. In questo test, i movimenti non

sono limitati solo alle fasi preliminari delle misurazioni, ma vengono effettuati ogni minuto per riflettere condizioni operative più vicine alla realtà.

Tempo	Rotazione attorno ad x	Rotazione attorno ad y	Rotazione attorno ad z
00:00	0	0	0
01:00	0.15	-0.4	-1.47
02:00	-0.76	-0.51	0.76
03:00	-0.81	0.78	0.11
04:00	-0.52	0.91	0.36
05:00	-0.38	0.4	-1.34
06:00	-0.9	0.17	0.56
07:00	-0.91	-0.03	0.63
08:00	-0.91	0.24	0.44
09:00	-0.75	0.53	-1.36
10:00	-0.56	0.36	-1.33
11:00	-0.88	0.3	-0.56
12:00	0.73	-0.15	-1.94
13:00	0.09	0.09	-1.91
14:00	1.09	0.31	-1.99
15:00	0.79	-0.02	-3.53
16:00	0.9	0.3	-3.65
17:00	-0.34	-0.08	-3.53
18:00	-0.93	-0.61	-4.88
19:00	-0.3	-0.01	-4.83
20:00	-0.74	-0.38	-4.56

Tabella 6.2: Risultati delle misurazioni del secondo test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno agli assi X, Y e Z nel corso di un intervallo temporale di 20 minuti.

Nel corso del test, si osservano variazioni significative nei valori di rotazione per l'asse Z. Per quanto riguarda l'asse X, si registrano oscillazioni tra un minimo di -0.93 gradi e un massimo di 1.09 gradi. Per l'asse Y, i valori mostrano variazioni più contenute, con un'oscillazione massima di 0.91 gradi e un andamento prevalentemente positivo nelle prime fasi. L'asse Z, invece, presenta un comportamento differente, con rotazioni più ampie che raggiungono valori fino a -4.88 gradi verso la fine del test. Questo indica che sicuramente la rotazione attorno all'asse z è più affetta a quello che è l'errore di offset molto probabilmente perché più influenzato da disturbi elettromagnetici.

Rotazione attorno ad x (range stretto)	N. misurazione	Valore reale	Valore misurato	Differenza
1	0	0	0.24	0.24
	2	2	2.29	0.29
	4	4	4.09	0.09
	6	6	6.35	0.35
	8	8	8.36	0.36
	10	10	10.31	0.31
2	0	0	-0.55	-0.55
	2	2	1.6	-0.4
	4	4	4.16	0.16
	6	6	6.22	0.22
	8	8	8.19	0.19
	10	10	10.51	0.51
3	0	0	-0.25	-0.25
	2	2	2.25	0.25
	4	4	4.05	0.05
	6	6	6.48	0.48
	8	8	8.38	0.38
	10	10	10.45	0.45
4	0	0	0.23	0.23
	2	2	1.95	-0.05
	4	4	4.07	0.07
	6	6	5.84	-0.16
	8	8	8.25	0.25
	10	10	10.03	0.03
5	0	0	-0.21	-0.21
	2	2	2.16	0.16
	4	4	4.38	0.38
	6	6	5.75	-0.25
	8	8	7.64	-0.36
	10	10	9.9	-0.1

Tabella 6.3: Risultati delle misurazioni del terzo test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'asse X per un range stretto di angoli.

Nelle Tabelle 6.3,6.4 e 6.5 sono riportati i risultati del terzo test, volto a valutare l'affidabilità delle misurazioni in un intervallo ristretto da 0 a 10 gradi. I test hanno rivelato che, in tutte e cinque le prove effettuate, sono emerse piccole discrepanze tra gli angoli misurati dal goniometro articolare, considerato il gold standard, e quelli misurati dal sistema in esame. La differenza massima registrata per l'asse X è stata di 0.55 gradi, riscontrata durante la seconda misurazione dell'angolo di 0 gradi. Per l'asse Y, la differenza massima è stata di 0.67 gradi, osservata durante l'ultima misurazione dell'angolo di 2 gradi. Infine, per l'asse Z, la differenza massima è stata di 1.67 gradi, rilevata durante la quarta misurazione dell'angolo di 8 gradi. Questi risultati confermano quanto osservato in precedenza: l'asse Z è quello maggiormente soggetto a errori di misura.

Rotazione attorno ad z (range stretto)	N. misurazione	Valore reale	Valore misurato	Differenza
1	0	0	0	0
	2	1.95	1.95	-0.05
	4	3.76	3.76	-0.24
	6	6.07	6.07	0.07
	8	8.02	8.02	0.02
	10	9.86	9.86	-0.14
2	0	0	-0.18	-0.18
	2	1.94	1.94	-0.06
	4	3.2	3.2	-0.8
	6	6.1	6.1	0.1
	8	8.1	8.1	0.1
	10	10.4	10.4	0.4
3	0	0	-0.55	-0.55
	2	1.84	1.84	-0.16
	4	3.5	3.5	-0.5
	6	5.52	5.52	-0.48
	8	7.4	7.4	-0.6
	10	9.5	9.5	-0.5
4	0	0	-1.82	-1.82
	2	1.71	1.71	-0.29
	4	2.48	2.48	-1.52
	6	4.5	4.5	-1.5
	8	6.33	6.33	-1.67
	10	8.75	8.75	-1.25
5	0	0	-0.44	-0.44
	2	1.82	1.82	-0.18
	4	3.18	3.18	-0.82
	6	5.15	5.15	-0.85
	8	7.31	7.31	-0.69
	10	9.4	9.4	-0.6

Tabella 6.4: Risultati delle misurazioni del terzo test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'asse Z per un range stretto di angoli.

Rotazione attorno ad y (range stretto)	N. misurazione	Valore reale	Valore misurato	Differenza
1	0		0.43	0.43
	2		1.74	-0.26
	4		3.61	-0.39
	6		5.52	-0.48
	8		7.55	-0.45
	10		10.29	0.29
2	0		0.07	0.07
	2		1.88	-0.12
	4		3.81	-0.19
	6		5.67	-0.33
	8		7.78	-0.22
	10		9.92	-0.08
3	0		0.14	0.14
	2		1.87	-0.13
	4		3.92	-0.08
	6		5.84	-0.16
	8		7.57	-0.43
	10		9.97	-0.03
4	0		-0.48	-0.48
	2		2.35	0.35
	4		3.39	-0.61
	6		5.44	-0.56
	8		7.51	-0.49
	10		9.69	-0.31
5	0		-0.14	-0.14
	2		2.67	0.67
	4		3.9	-0.1
	6		5.83	-0.17
	8		7.92	-0.08
	10		9.94	-0.06

Tabella 6.5: Risultati delle misurazioni del terzo test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'asse Y per un range stretto di angoli.

Nelle Tabelle 6.6,6.7 e 6.8 sono riportati i risultati del quarto test, mirato a valutare l'accuratezza delle misurazioni su un intervallo più ampio. Durante questo test, sono state effettuate cinque prove, e sono state rilevate lievi differenze tra gli angoli misurati utilizzando il goniometro articolare, considerato il gold standard, e quelli registrati dal sistema testato. La differenza massima osservata per l'asse X è stata di 1.25 gradi, riscontrata durante la prima misurazione dell'angolo 0. Per l'asse Y, la differenza massima è stata di 1.33 gradi, registrata durante la prima misurazione dei 50 gradi. Infine, per l'asse Z, la differenza massima è stata di 2.87 gradi, rilevata durante la rilevazione dei 50 gradi nella quarta misurazione. Questi risultati confermano ulteriormente che l'asse Z è quello maggiormente influenzato da errori di misura.

Rotazione attorno ad x (range ampio)	N. misurazione	Valore reale	Valore misurato	Differenza
	1	0	-1.25	-1.25
		10	10.06	0.06
		20	20.44	0.44
		30	30.52	0.52
		40	39.75	-0.25
		50	49.58	-0.42
		60	60.54	0.54
		70	70.65	0.65
		80	81.2	1.2
	2	0	0.82	0.82
		10	9.85	-0.15
		20	19.85	-0.15
		30	29.22	-0.78
		40	39.55	-0.45
		50	49.79	-0.21
		60	60.33	0.33
		70	70.69	0.69
		80	79.88	-0.12
	3	0	-0.67	-0.67
		10	9.67	-0.33
		20	19.42	-0.58
		30	29.31	-0.69
		40	39.52	-0.48
		50	49.32	-0.68
		60	59.44	-0.56
		70	69.59	-0.41
		80	80.58	0.58

Rotazione attorno ad x (range ampio)	N. misurazione	Valore reale	Valore misurato	Differenza
	4	0	0.7	0.7
		10	10.57	0.57
		20	20.32	0.32
		30	30.32	0.32
		40	39.93	-0.07
		50	49.77	-0.23
		60	60.42	0.42
		70	70.51	0.51
		80	80.6	0.6
	5	0	0.55	0.55
		10	10.59	0.59
		20	20.21	0.21
		30	30.14	0.14
		40	39.92	-0.08
		50	49.75	-0.25
		60	60.23	0.23
		70	70.33	0.33
		80	80.85	0.85

Tabella 6.6: Risultati delle misurazioni del quarto test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'asse X per un range ampio di angoli.

Rotazione attorno ad z (range ampio)	N. misurazione	Valore reale	Valore misurato	Differenza
	1	0	-1.72	-1.72
		10	9.36	-0.64
		20	19.2	-0.8
		30	29.2	-0.8
		40	39	-1
		50	49.05	-0.95
		60	58.62	-1.38
		70	68.73	-1.27
		80	78.4	-1.6
	2	0	-0.42	-0.42
		10	11.66	1.66
		20	20.98	0.98
		30	31.08	1.08
		40	40.76	0.76
		50	51.28	1.28
		60	61.07	1.07
		70	69.58	-0.42
		80	79.51	-0.49

Rotazione attorno ad z (range ampio)	N. misurazione	Valore reale	Valore misurato	Differenza
	3	0	0.65	0.65
		10	10.36	0.36
		20	19.65	-0.35
		30	29.25	-0.75
		40	39.35	-0.65
		50	49.44	-0.56
		60	59.45	-0.55
		70	69.11	-0.89
		80	78.85	-1.15
	4	0	0.01	0.01
		10	9.57	-0.43
		20	19.38	-0.62
		30	29.79	-0.21
		40	40.04	0.04
		50	47.13	-2.87
		60	60.01	0.01
		70	69.72	-0.28
		80	77.52	-2.48
	5	0	-0.53	-0.53
		10	9.45	-0.55
		20	19.75	-0.25
		30	29.79	-0.21
		40	39.49	-0.51
		50	49.72	-0.28
		60	59.78	-0.22
		70	69.96	-0.04
		80	79.71	-0.29

Tabella 6.7: Risultati delle misurazioni del quarto test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'asse Z per un range ampio di angoli.

Rotazione attorno ad y (range ampio)	N. misurazione	Valore reale	Valore misurato	Differenza
	1	0	0.45	0.45
		10	9.81	-0.19
		20	19.62	-0.38
		30	29.24	-0.76
		40	39.28	-0.72
		50	48.67	-1.33
		60	59.83	-0.17
		70	70.52	0.52
		80	80.63	0.63

Rotazione attorno ad y (range ampio)	N. misurazione	Valore reale	Valore misurato	Differenza
2	0	0	-0.25	-0.25
	10	10	9.71	-0.29
	20	20	19.25	-0.75
	30	30	30.68	0.68
	40	40	39.33	-0.67
	50	50	49.23	-0.77
	60	60	59.64	-0.36
	70	70	69.82	-0.18
	80	80	79.81	-0.19
3	0	0	-0.37	-0.37
	10	10	9.91	-0.09
	20	20	19.83	-0.17
	30	30	29.55	-0.45
	40	40	39.87	-0.13
	50	50	49.32	-0.68
	60	60	60.44	0.44
	70	70	69.12	-0.88
	80	80	79.49	-0.51
4	0	0	-0.51	-0.51
	10	10	9.67	-0.33
	20	20	19.61	-0.39
	30	30	29.87	-0.13
	40	40	38.95	-1.05
	50	50	49.34	-0.66
	60	60	59.66	-0.34
	70	70	70.57	0.57
	80	80	79.59	-0.41
5	0	0	0.23	0.23
	10	10	9.78	-0.22
	20	20	20.44	0.44
	30	30	30.78	0.78
	40	40	40.11	0.11
	50	50	49.87	-0.13
	60	60	60.43	0.43
	70	70	70.88	0.88
	80	80	80.71	0.71

Tabella 6.8: Risultati delle misurazioni del quarto test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'asse Y per un range ampio di angoli.

Infine, i risultati degli ultimi due test, condotti con i sensori indossati direttamente da un soggetto, anziché fissati su supporti meccanici, sono riportati di seguito. In questi test, sono state analizzate le articolazioni del ginocchio e del gomito. I dati mostrano che, rispetto alle applicazioni su un sistema meccanico, le differenze tra il gold standard e il sistema di misurazione risultano più significative. Per il ginocchio, è stata rilevata una differenza massima di 3.32 gradi durante la seconda misurazione dell'angolo di 0 gradi, mentre per il gomito la differenza massima è stata di 2.33 gradi, riscontrata durante l'ultima misurazione dell'angolo di 90 gradi.

Rotazione articolazione del gomito	N. misurazione	Valore reale	Valore misurato	Differenza
	1	0	0.88	0.88
		30	31.78	1.78
		60	59.11	-0.89
		90	91.1	1.1
	2	0	1.15	1.15
		30	31.58	1.58
		60	60.5	0.5
		90	91.45	1.45
	3	0	0.11	0.11
		30	30.51	0.51
		60	61.15	1.15
		90	89.91	-0.09
	4	0	-0.23	-0.23
		30	29.76	-0.24
		60	60.82	0.82
		90	89.55	-0.45
	5	0	1.78	1.78
		30	31.24	1.24
		60	61.35	1.35
		90	92.33	2.33

Tabella 6.9: Risultati delle misurazioni del quinto test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'articolazione del gomito.

Rotazione articolazione del ginocchio	N. misurazione	Valore reale	Valore misurato	Differenza
	1	0	2.35	2.35
		30	33.13	3.13
		60	62.88	2.88
		90	93.22	3.22
	2	0	3.32	3.32
		30	31.43	1.43
		60	61.88	1.88
		90	92.88	2.88
	3	0	1.65	1.65
		30	30.66	0.66
		60	61.47	1.47
		90	92.08	2.08
	4	0	3.12	3.12
		30	31.58	1.58
		60	62.13	2.13
		90	92.54	2.54
	5	0	1.77	1.77
		30	30.23	0.23
		60	61.39	1.39
		90	92.02	2.02

Tabella 6.10: Risultati delle misurazioni del quinto test condotto, in cui sono state valutate le rotazioni intorno all'articolazione del ginocchio.

6.3 Metriche e analisi dei risultati

Per valutare i risultati ottenuti dal sistema sviluppato per la stima degli angoli articolari, sono state utilizzate quattro metriche principali: l'errore medio, Root Mean Square Error (RMSE), l'errore relativo e la deviazione standard. Queste metriche permettono una valutazione completa della precisione e dell'affidabilità del sistema.

L'errore medio fornisce una stima complessiva della differenza tra i valori misurati dal sistema e quelli di riferimento, permettendo di identificare eventuali tendenze sistematiche. Se l'errore medio è positivo o negativo, indica rispettivamente una sovrastima o una sottostima rispetto al riferimento. L'RMSE misura la grandezza complessiva dell'errore, combinando gli scostamenti in positivo e negativo in un unico valore, senza annullarli. Questa metrica è particolarmente utile per identificare la precisione complessiva delle misurazioni. L'errore relativo, espresso in percentuale, rapporta l'errore medio al valore di riferimento, permettendo una valutazione proporzionale delle prestazioni del sistema. Infine, la deviazione standard quantifica la dispersione delle misure attorno al valore medio, offrendo una stima della variabilità e della ripetibilità del sistema.

Test 3: Range stretto di angoli su un sistema meccanico

Nel terzo test, condotto su un range ristretto di angoli, i risultati hanno mostrato un errore medio di -0,50 gradi per la rotazione attorno all'asse Z, un RMSE di 0,76, una deviazione standard di 0,58 e un errore relativo medio del 10,06 %. Sebbene l'errore medio sia piuttosto contenuto, l'errore relativo del 10,06% indica una certa variabilità del sistema quando opera su un range ristretto di angoli. Per l'asse X, l'errore medio di 0,10 gradi, un RMSE di 0,29 e una deviazione standard di 0,28 indicano una migliore accuratezza rispetto all'asse Z, con un errore relativo del 5,53%. Infine, per l'asse Y, i risultati mostrano un errore medio di -0,15 gradi, un RMSE di 0,33, una deviazione standard di 0,30 e un errore relativo del 6,70%.

Un'analisi più approfondita di questi dati rivela che l'errore lungo l'asse Z è più marcato rispetto a quelli lungo gli assi X e Y, soprattutto in termini di errore medio. Sebbene la deviazione standard rimanga simile per tutte e tre le rotazioni, l'errore di offset lungo l'asse Z risulta significativamente più elevato (come evidenziano i risultati ottenuti per il primo e il secondo test). Questo suggerisce che il sistema soffre di un problema di offset più accentuato nella rotazione attorno all'asse Z, con una tendenza a sottostimare la rotazione in modo sistematico, piuttosto che essere affetto da una maggiore variabilità nelle misurazioni.

Test 4: Range ampio di angoli su un sistema meccanico

Il quarto test ha analizzato le prestazioni del sistema su un range più ampio di angoli. I risultati per la rotazione attorno all'asse Z hanno mostrato un errore medio di -0,46 gradi, un RMSE di 1,11, una deviazione standard di 1,02 e un errore relativo medio del 2,4%. Anche in questo caso, si osserva un errore di offset più elevato rispetto agli altri assi, confermando che la rotazione attorno all'asse Z presenta un comportamento meno preciso. Tuttavia, l'errore relativo complessivo risulta significativamente più basso rispetto al test a range stretto, suggerendo che il sistema è più accurato quando opera su un range più ampio di angoli.

Per la rotazione attorno all'asse X, l'errore medio di 0,15 gradi, un RMSE di 0,59 e una deviazione standard di 0,57 indicano un buon livello di precisione, con un errore relativo medio dell'1,25%. Allo stesso modo, i risultati per l'asse Y, con un errore medio di -0,17 gradi, un RMSE di 0,55 e una deviazione standard di 0,53, mostrano una notevole accuratezza, con un errore relativo dell'1,38%. Anche in questo caso, l'offset sull'asse Z rimane il principale fattore di errore.

Test 5: Angoli articolari su soggetto umano

Nel quinto e ultimo test, il sistema è stato testato su un soggetto umano per valutare gli angoli articolari del gomito e del ginocchio. Per la rotazione del gomito, l'errore medio era di 0,79 gradi, con un RMSE di 1,15, una deviazione standard di 0,86 e un errore relativo medio del 2,11%. Per la rotazione del ginocchio, l'errore medio era di 2,08 gradi, l'RMSE di 2,24, la deviazione standard di 0,85 e l'errore relativo medio del 3,60%.

Questi risultati mostrano che il sistema funziona in modo soddisfacente anche in condizioni di utilizzo su un soggetto umano. L'errore relativo risulta leggermente più elevato rispetto al test su sistema meccanico, in particolare per il ginocchio, probabilmente a causa della variabilità fisiologica dei movimenti umani e della complessità delle articolazioni coinvolte. Tuttavia, il sistema rimane preciso, con un errore medio contenuto e una deviazione standard accettabile per entrambi i test articolari.

Capitolo 7

Potenziati applicazioni del sistema

Le applicazioni del sistema basate su IMU per il calcolo degli angoli articolari si estendono a diversi ambiti, sia sportivi che medici. Nella sezione precedente sono state descritte le caratteristiche di questo sistema e i risultati ottenuti in diversi studi, evidenziando la sua versatilità e la precisione con cui può essere utilizzato per monitorare le articolazioni durante il movimento. In questa sezione, vengono discusse le applicazioni pratiche del sistema, con particolare attenzione ai settori dello sport e della riabilitazione.

Una delle applicazioni più immediate di questo sistema riguarda il miglioramento delle performance sportive. Ad esempio, nell'ambito del calcio, è possibile utilizzare le IMU per analizzare la cinematica del corpo inferiore durante l'allenamento e le partite, contribuendo a ottimizzare il carico fisico degli atleti e prevenire infortuni. Lo studio discusso in precedenza ha mostrato che la tecnologia è sufficientemente precisa per misurare con un margine d'errore molto ridotto gli angoli di flessione/estensione delle ginocchia e delle anche durante movimenti specifici del calcio a diverse intensità [40]. Un'applicazione simile è stata esplorata nel ciclismo, dove le IMU sono state utilizzate per analizzare la cinematica del ginocchio durante la pedalata, migliorando le tecniche di allenamento e riducendo il rischio di infortuni [41]. Altri sport come il nuoto e il tennis potrebbero beneficiare di queste misurazioni per analizzare i movimenti e le rotazioni degli arti superiori e inferiori, migliorando l'efficienza delle tecniche atletiche [42] [43].

Le IMU, grazie alla loro portabilità e alla facilità di utilizzo al di fuori dei laboratori, stanno diventando uno strumento indispensabile non solo per migliorare le prestazioni, ma anche per prevenire infortuni. L'analisi degli angoli di rotazione attorno agli assi x , y e z permette di identificare movimenti scorretti che potrebbero causare stress eccessivo sulle articolazioni, come accade frequentemente in molti sport. Le tecnologie indossabili offrono l'opportunità di monitorare gli atleti durante l'allenamento in tempo reale, consentendo una correzione immediata della tecnica e riducendo significativamente il rischio di infortuni a lungo termine. Nella review [44], viene infatti sottolineata l'importanza delle tecnologie indossabili per l'analisi delle performance e la prevenzione degli infortuni.

Un'altra applicazione cruciale delle IMU è nel campo della riabilitazione motoria, soprattutto per pazienti affetti da patologie come l'ictus, che necessitano di un recupero post-ictale mirato. Numerosi studi hanno dimostrato come l'uso delle IMU possa facilitare l'analisi del movimento dell'arto superiore, fornendo dati utili per monitorare il recupero del paziente e permettendo ai terapeuti di intervenire in maniera più precisa e mirata. In uno studio, i pazienti post-ictus hanno indossato

tute con sensori IMU per valutare la cinematica del braccio in tre momenti diversi durante il percorso di riabilitazione, evidenziando progressi significativi durante il periodo di terapia in clinica. Tuttavia, lo studio ha anche rivelato un peggioramento delle condizioni dopo quattro settimane dalla dimissione, confermando la necessità di un monitoraggio continuo per garantire un recupero stabile. Questo esempio dimostra l'utilità delle IMU nel tenere traccia del recupero dei pazienti, migliorando l'intervento riabilitativo [45].

Infine, la teleriabilitazione sta diventando un campo di crescente interesse, poiché le IMU permettono di monitorare i pazienti a distanza, riducendo i costi legati al trattamento in clinica. Un esempio interessante di teleriabilitazione è uno studio in cui le IMU sono state utilizzate per analizzare gli angoli della colonna vertebrale in pazienti con degenerazione spinale. I risultati hanno dimostrato che i dati ottenuti dalle IMU erano sufficientemente accurati per essere utilizzati anche a distanza, consentendo ai pazienti di eseguire gli esercizi riabilitativi da casa sotto la supervisione di un medico [46].

In sintesi, le applicazioni delle IMU nel calcolo degli angoli articolari spaziano dal miglioramento delle performance sportive alla riabilitazione post-ictale, offrendo uno strumento versatile ed efficace per monitorare e migliorare la salute articolare in una varietà di contesti.

Capitolo 8

Conclusioni

Il lavoro svolto in questa tesi ha portato alla realizzazione di un sistema innovativo per la stima degli angoli articolari, utilizzando sonde inerziali IMU e algoritmi basati sui quaternioni per il calcolo delle rotazioni nello spazio tridimensionale. L'obiettivo principale era quello di sviluppare un sistema versatile, facilmente utilizzabile in ambito clinico e sportivo, per monitorare il movimento articolare e fornire dati precisi e affidabili in tempo reale.

Le prove sperimentali condotte su dispositivi meccanici e soggetti umani hanno dimostrato la buona precisione del sistema, con risultati coerenti rispetto ai valori di riferimento forniti dal goniometro articolare, utilizzato come standard per la validazione. Tuttavia, alcune limitazioni sono emerse durante l'analisi dei dati. L'errore lungo l'asse Z, dovuto a un offset più marcato rispetto agli altri assi, e il fenomeno del gimbal lock durante movimenti rotatori estremi, hanno evidenziato la necessità di ulteriori ottimizzazioni. Per superare questo limite, si potrebbe implementare un algoritmo basato su tecniche di interpolazione sferica, come lo Slerp (Spherical Linear Interpolation), che offre una maggiore stabilità nella transizione delle rotazioni [47].

Il goniometro articolare, sebbene utile per la validazione iniziale, non rappresenta il gold standard assoluto nel campo della biomeccanica. Il test del sistema con l'utilizzo di tecnologie di optoelettronica, considerate il riferimento ideale per l'analisi del movimento, rappresenta uno sviluppo futuro cruciale. Questi sistemi, dotati di telecamere e marker ottici, offrono una precisione significativamente superiore e permetterebbero una validazione più accurata delle prestazioni del sistema sviluppato [15].

Nonostante queste criticità, il sistema si è dimostrato efficace nel fornire una misurazione accurata degli angoli articolari, specialmente su assi meno soggetti a errori di offset. I risultati ottenuti indicano che, con ulteriori sviluppi e ottimizzazioni, il sistema potrebbe diventare una soluzione avanzata per il monitoraggio del movimento umano, contribuendo a migliorare sia l'efficacia dei programmi riabilitativi che le prestazioni sportive.

Le prospettive future includono l'integrazione di algoritmi di machine learning o deep learning per affinare l'interpretazione dei dati raccolti. L'utilizzo di reti neurali permetterebbe di riconoscere schemi nei movimenti, identificando in tempo reale eventuali anomalie o segnali di rischio, con un impatto diretto sulla prevenzione degli infortuni o sull'ottimizzazione delle prestazioni [48]. Inoltre, si potrebbe implementare la possibilità di variare la frequenza di aggiornamento dei quaternioni per adattarsi alle diverse esigenze di misurazione. Mentre, l'estensione del sistema a più sonde per

l'analisi di combinazioni articolari più complesse aprirebbe nuove opportunità di applicazione in ambito clinico e sportivo.

In conclusione, la ricerca condotta ha fornito una solida base per lo sviluppo di un sistema di analisi del movimento articolare efficace e versatile. Le ottimizzazioni previste e la validazione attraverso tecnologie avanzate come l'opto-elettronica ne aumenteranno ulteriormente l'accuratezza e l'affidabilità, rendendolo un potenziale strumento di riferimento per clinici, ricercatori e professionisti dello sport.

Bibliografía

- [1] Iñaki Díaz, Jorge Juan Gil, and Emilio Sánchez. Lower-limb robotic rehabilitation: Literature review and challenges. *Journal of Robotics*, 2011(1):759764, 2011.
- [2] Karina Lebel, Patrick Boissy, Mathieu Hamel, and Christian Duval. Inertial measures of motion for clinical biomechanics: comparative assessment of accuracy under controlled conditions-effect of velocity. *PloS one*, 8(11):e79945, 2013.
- [3] Yuta Makino, Nobutaka Tsujiuchi, Akihito Ito, Takayuki Koizumi, Shota Nakamura, Yasushi Matsuda, Youtaro Tsuchiya, and Yuichiro Hayashi. Quantitative evaluation of unrestrained human gait on change in walking velocity. In *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 2521–2524. IEEE, 2014.
- [4] Daniel Roetenberg, Henk Luinge, Per Slycke, et al. Xsens mvn: Full 6dof human motion tracking using miniature inertial sensors. *Xsens Motion Technologies BV, Tech. Rep*, 1(2009):1–7, 2009.
- [5] Carolin Jakob, Patrick Kugler, Felix Hebenstreit, Samuel Reinfelder, Ulf Jensen, Dominik Schuldhuis, Matthias Lochmann, and Bjoern M Eskofier. Estimation of the knee flexion-extension angle during dynamic sport motions using body-worn inertial sensors. In *Proceedings of the 8th International Conference on Body Area Networks*, pages 289–295, 2013.
- [6] David Antón, Alfredo Goni, and Arantza Illarramendi. Exercise recognition for kinect-based telerehabilitation. *Methods of information in medicine*, 54(02):145–155, 2015.
- [7] Minxiang Ye, Cheng Yang, Vladimir Stankovic, Lina Stankovic, and Andrew Kerr. A depth camera motion analysis framework for tele-rehabilitation: Motion capture and person-centric kinematics analysis. *IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing*, 10(5):877–887, 2016.
- [8] Asraf Ali, Kenneth Sundaraj, Badlishah Ahmad, Nizam Ahamed, and Anamul Islam. Gait disorder rehabilitation using vision and non-vision based sensors: a systematic review. *Bosnian journal of basic medical sciences*, 12(3):193, 2012.
- [9] Fabián Narváez, Diana M Marín-Castrillón, Ma Cisne Cuenca, and Ma Augusta Latta. Development and implementation of technologies for physical telerehabilitation in latin america: a systematic review of literature, programs and projects. *TecnoLógicas*, 20(40):155–176, 2017.
- [10] Mrn P Kadaba, HK Ramakrishnan, and ME Wootten. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic research*, 8(3):383–392, 1990.
- [11] Páll Sigurgeir Jónasson. *High-load injuries in the adolescent athlete’s hip; clinical and experimental studies and outcome measures*. 2015.

- [12] Hanwen Wang, Ziyang Xie, Lu Lu, Li Li, and Xu Xu. A computer-vision method to estimate joint angles and l5/s1 moments during lifting tasks through a single camera. *Journal of biomechanics*, 129:110860, 2021.
- [13] Lijin Zhu. Computer vision-driven evaluation system for assisted decision-making in sports training. *Wireless Communications and Mobile Computing*, 2021(1):1865538, 2021.
- [14] Thomas Hellsten, Jonny Karlsson, Muhammed Shamsuzzaman, and Göran Pulkkis. The potential of computer vision-based marker-less human motion analysis for rehabilitation. *Rehabilitation Process and Outcome*, 10:11795727211022330, 2021.
- [15] Mirel Ajdaroski, Ruchika Tadakala, Lorraine Nichols, and Amanda Esquivel. Validation of a device to measure knee joint angles for a dynamic movement. *Sensors*, 20(6):1747, 2020.
- [16] Julien Favre, Brigitte M Jolles, Rachid Aissaoui, and Kamiar Aminian. Ambulatory measurement of 3d knee joint angle. *Journal of biomechanics*, 41(5):1029–1035, 2008.
- [17] J Favre, F Luthi, BM Jolles, O Siegrist, B Najafi, and K Aminian. A new ambulatory system for comparative evaluation of the three-dimensional knee kinematics, applied to anterior cruciate ligament injuries. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14:592–604, 2006.
- [18] A Brennan, J Zhang, K Deluzio, and Q Li. Quantification of inertial sensor-based 3d joint angle measurement accuracy using an instrumented gimbal. *Gait & posture*, 34(3):320–323, 2011.
- [19] M Jacquelin Perry. Gait analysis: normal and pathological function. *New Jersey: SLACK*, 2010.
- [20] Dan K Ramsey and Per F Wretenberg. Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. *Clinical biomechanics*, 14(9):595–611, 1999.
- [21] Rita Stagni, Silvia Fantozzi, Angelo Cappello, and Alberto Leardini. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3d fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. *Clinical biomechanics*, 20(3):320–329, 2005.
- [22] Kun Liu, Tao Liu, Kyoko Shibata, and Yoshio Inoue. Ambulatory measurement and analysis of the lower limb 3d posture using wearable sensor system. In *2009 International Conference on Mechatronics and Automation*, pages 3065–3069. IEEE, 2009.
- [23] Ryo Takeda, Shigeru Tadano, Akiko Natorigawa, Masahiro Todoh, and Satoshi Yoshinari. Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors. *Journal of biomechanics*, 42(15):2486–2494, 2009.
- [24] Glen Cooper, Ian Sheret, Louise McMillian, Konstantinos Siliverdis, Ning Sha, Diana Hodgins, Laurence Kenney, and David Howard. Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *Journal of biomechanics*, 42(16):2678–2685, 2009.
- [25] Andrea Giovanni Cutti, Alberto Ferrari, Pietro Garofalo, Michele Raggi, Angelo Cappello, and Adriano Ferrari. ‘outwalk’: a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical & biological engineering & computing*, 48:17–25, 2010.
- [26] Alberto Ferrari, Andrea Giovanni Cutti, Pietro Garofalo, Michele Raggi, Monique Heijboer, Angelo Cappello, and Angelo Davalli. First in vivo assessment of “outwalk”: a novel protocol

- for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical & biological engineering & computing*, 48:1–15, 2010.
- [27] Daniel Roetenberg, Linda Schipper, Pietro Garofalo, AG Cutti, and HJ Luinge. Joint angles and segment length estimation using inertial sensors. In *3DMA-10 Meeting of the Technical Group on*, 2010.
- [28] Jun-Tian Zhang, Alison C Novak, Brenda Brouwer, and Qingguo Li. Concurrent validation of xsens mvn measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiological measurement*, 34(8):N63, 2013.
- [29] John H Challis. Quaternions as a solution to determining the angular kinematics of human movement. *BMC Biomedical Engineering*, 2(1):5, 2020.
- [30] Chandra Prakash, Kanika Gupta, Anshul Mittal, Rajesh Kumar, and Vijay Laxmi. Passive marker based optical system for gait kinematics for lower extremity. *Procedia Computer Science*, 45:176–185, 2015.
- [31] Umile Giuseppe Longo, Sergio De Salvatore, Arianna Carnevale, Salvatore Maria Tecce, Benedetta Bandini, Alberto Lalli, Emiliano Schena, and Vincenzo Denaro. Optical motion capture systems for 3d kinematic analysis in patients with shoulder disorders. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(19):12033, 2022.
- [32] OT Bioelettronica s.r.l. *Muovi+Lite Manuale Utente v.1.0*, 2023. Documento interno.
- [33] OT Bioelettronica s.r.l. *MuoviLite Manuale Utente v.1.0*, 2023. Documento interno.
- [34] OT Bioelettronica s.r.l. *DueLite Manuale Utente*, 2023. Documento interno.
- [35] OT Bioelettronica s.r.l. *QuattroLite Manuale Utente*, 2023. Documento interno.
- [36] OT Bioelettronica s.r.l. *Muovi+Pro Manuale Utente v.3.0*, 2023. Documento interno.
- [37] Bosch Sensortec. *Muovi+Lite Manuale Utente v.1.0*, 2021. Data in this document are subject to change without notice. Products photos and pictures are for illustration purposes only and may differ from the real product’s appearance.
- [38] John H Challis. Quaternions as a solution to determining the angular kinematics of human movement. *BMC Biomedical Engineering*, 2(1):5, 2020.
- [39] Gene H Golub and Christian Reinsch. Singular value decomposition and least squares solutions. In *Handbook for Automatic Computation: Volume II: Linear Algebra*, pages 134–151. Springer, 1971.
- [40] Erik Wilmes, Cornelis J de Ruiter, Bram JC Bastiaansen, Jasper FJA van Zon, Riemer JK Vegter, Michel S Brink, Edwin A Goedhart, Koen APM Lemmink, and Geert JP Savelsbergh. Inertial sensor-based motion tracking in football with movement intensity quantification. *Sensors*, 20(9):2527, 2020.
- [41] Sébastien Cordillet, Nicolas Bideau, Benoit Bideau, and Guillaume Nicolas. Estimation of 3d knee joint angles during cycling using inertial sensors: Accuracy of a novel sensor-to-segment calibration procedure based on pedaling motion. *Sensors*, 19(11):2474, 2019.

- [42] Mahdi Hamidi Rad, Kamiar Aminian, Vincent Gremeaux, Fabien Massé, and Farzin Dada-shi. Swimming phase-based performance evaluation using a single imu in main swimming techniques. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 9:793302, 2021.
- [43] Jian Li, Xiaolong Zhang, and Guobing Yang. The biomechanical analysis on the tennis batting angle selection under deep learning. *IEEE Access*, 11:97758–97768, 2023.
- [44] Ahmet Çağdaş Seçkin, Bahar Ateş, and Mine Seçkin. Review on wearable technology in sports: Concepts, challenges and opportunities. *Applied Sciences*, 13(18):10399, 2023.
- [45] Jeremia PO Held, Bart Klaassen, Albert Eenhoorn, Bert-Jan F van Beijnum, Jaap H Buurke, Peter H Veltink, and Andreas R Luft. Inertial sensor measurements of upper-limb kinematics in stroke patients in clinic and home environment. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 6:27, 2018.
- [46] Huiming Pan, Hong Wang, Dongxuan Li, Kezhe Zhu, Yuxiang Gao, Ruiqing Yin, and Peter B Shull. Automated, imu-based spine angle estimation and imu location identification for telerehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 21(1):1–15, 2024.
- [47] Jin Su Ahn, Won Jee Chung, and Su Seong Park. Application of quaternion interpolation (slerp) to the orientation control of 6-axis articulated robot using labview® and recurdyn®. In *Proceedings of the International Conference on Scientific Computing (CSC)*, page 1. Citeseer, 2011.
- [48] Victor CH Chan, Gwyneth B Ross, Allison L Clouthier, Steven L Fischer, and Ryan B Graham. The role of machine learning in the primary prevention of work-related musculoskeletal disorders: A scoping review. *Applied Ergonomics*, 98:103574, 2022.