



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**UTILIZZO DI SENSORI INDOSSABILI IMU PER IL RICONOSCIMENTO
E CARATTERIZZAZIONE DI ESERCIZI A CORPO LIBERO**

Relatore: Prof.ssa Zimi Sawacha

Laureando: Marco Calore

ANNO ACCADEMICO 2023 – 2024

Data di laurea 15 Luglio 2024

SOMMARIO

ABSTRACT	6
SOMMARIO	7
INTRODUZIONE E SCOPO DELL'ELABORATO.....	8
Capitolo 1 INTRODUZIONE AI SENSORI INERZIALI.....	10
1.1 Introduzione ai sensori inerziali MEMS.....	10
1.2 Accelerometro	12
1.3 Giroscopio	13
1.4 Magnetometro.....	16
Capitolo 2 AZIENDA OSPITANTE.....	18
2.1 L'azienda e i settori di competenza	18
2.2 Progetti e prodotti	19
2.3 Collaborazioni con l'utilizzo di sensori inerziali.....	20
Capitolo 3 MATERIALI E METODI	22
3.1 Set up sperimentale.....	22
3.2 Protocollo di acquisizione dati	24
3.3 Elaborazione dei dati	25
3.4 Analisi dei dati.....	26
3.5 Osservazioni	27
CONCLUSIONI	30
INDICE DELLE FIGURE	33
BIBLIOGRAFIA	34
SITOGRAFIA	36

ABSTRACT

In movement analysis, kinematic data are of fundamental importance. Although measurements taken using markers and cameras are considered the gold standard, their use outside operational environments is almost impossible. IMU sensors based on MEMS technology offer a solution to these issues due to their high precision and compactness. This thesis presents the internship experience carried out at the company 221e, with the aim of developing a program for the recognition of bodyweight exercises, identifying the optimal sensor placement.

The MEMS sensors used in this study include an accelerometer, gyroscope, and magnetometer, which will be described in detail in the first chapter. The exercises chosen for the study are divided into static exercises, such as lunges and squats, and dynamic exercises, such as jumping jacks, burpees, and jumps. Depending on the exercise, the sensor was placed in different areas of the body: knee, ankle, wrist, and pelvis. The data collected were processed using Matlab software to improve measurement quality and used to create an exercise recognition program.

The results were very positive, with a recognition efficiency greater than 90%. Additionally, it was found that the best sensor placement is the pelvis, which allows for more precise data acquisition and is less affected by undesired micro-movements.

SOMMARIO

Nell'analisi del movimento, i dati cinematici sono di fondamentale importanza. Sebbene le misurazioni effettuate attraverso marcatori e telecamere siano considerate il gold standard, il loro utilizzo al di fuori degli ambienti operativi è quasi impossibile. I sensori IMU basati sulla tecnologia MEMS offrono una soluzione a queste problematiche grazie alla loro elevata precisione e compattezza. In questo elaborato verrà presentata l'esperienza di tirocinio svolta presso l'azienda 221e, con l'obiettivo di sviluppare un programma per il riconoscimento di esercizi a corpo libero, identificando il miglior posizionamento del sensore.

I sensori MEMS utilizzati in questo studio includono accelerometro, giroscopio e magnetometro, che verranno descritti dettagliatamente nel primo capitolo. Gli esercizi scelti per lo studio si suddividono in statici, come affondi e squat, e dinamici, come jumping jack, burpees e balzi. In base all'esercizio, il sensore è stato posizionato in diverse aree del corpo: ginocchio, caviglia, polso e bacino. I dati raccolti sono stati elaborati con il software Matlab per migliorare la qualità delle misurazioni e utilizzati per creare un programma di riconoscimento degli esercizi.

I risultati sono stati molto positivi, con un'efficienza di riconoscimento superiore al 90%. Inoltre, si è riscontrato che il miglior posizionamento del sensore è il bacino, che consente un'acquisizione dei dati più precisa e meno influenzata da micro movimenti indesiderati.

INTRODUZIONE E SCOPO DELL'ELABORATO

In ambiente clinico, le apparecchiature per l'analisi del movimento tendono ad essere caratterizzate da un'alta rapidità operativa e da una grande facilità d'uso; tuttavia, spesso non offrono dati cinematici essenziali per una valutazione completa.

D'altra parte, sebbene i dispositivi di localizzazione elettromagnetici e i sistemi optoelettronici siano considerati i gold standard per la misurazione dei movimenti tridimensionali in laboratorio, presentano complessità e costi elevati, oltre a richiedere un ambiente operativo adeguato. I dispositivi elettromagnetici offrono alta precisione nella determinazione della posizione dei sensori e del loro orientamento, ma richiedono una calibrazione complessa. Mentre i sistemi optoelettronici, basati su videocamere e marcatori retroriflettenti, hanno un tempo operativo prolungato per raggiungere una precisione elevata.

Emergono quindi numerose discrepanze tra i dispositivi attualmente disponibili e quelli effettivamente utilizzati in ambito clinico.

Negli ultimi anni una tecnologia derivante dall'ingegneria aerospaziale, industriale e robotica sta sempre più diffondendosi nel campo dell'analisi del movimento, si tratta dei sensori inerziali. Piccoli sensori elettromeccanici a bassa potenza che sfruttano diverse tecnologie come accelerometri, giroscopi e magnetometri per fornire un'ottima analisi dinamica tridimensionale, colmando così la grande differenza tra la strumentazione di laboratorio e i sistemi clinici.

Sfruttando le loro ridotte dimensioni e la portabilità questi sensori si dimostrano efficaci per lo studio dei movimenti umani anche al di fuori degli ambienti operativi. Inoltre, combinando i dati di diverse tipologie di sensori (come accelerometri e giroscopi) si possono ottenere misurazioni più precise.

L'elevata portabilità consente a questi innovativi dispositivi di essere posizionati in molte regioni del corpo, fornendo dati accurati e affidabili per l'analisi dei movimenti da parte del medico o del ricercatore. Oltre a ciò, i sensori possono essere collegati a un

data logger o utilizzati in modalità wireless, offrendo così un'ampia gamma di possibilità di applicazioni, incluso lo studio in tempo reale.

La tesi si articola in tre capitoli, ciascuno dedicato a specifici aspetti della ricerca. Nel primo capitolo verranno presentati i sensori inerziali, con una descrizione del funzionamento dei sensori basati sulla tecnologia MEMS. Il secondo capitolo sarà dedicato all'azienda ospitante, 221e, includendo una panoramica dei loro prodotti hardware e software e una descrizione di due collaborazioni che utilizzano i sensori IMU. Nel terzo e ultimo capitolo verrà illustrato il lavoro di tesi, con una descrizione dettagliata del set up utilizzato, i passaggi di elaborazione e analisi dati svolti con il software Matlab, e una discussione dei risultati ottenuti.

Questo elaborato si pone come obiettivo lo sviluppo di un programma in ambiente operativo Matlab per il riconoscimento di diversi esercizi a corpo libero identificando il migliore posizionamento del sensore per ciascuno di essi.

Capitolo 1

INTRODUZIONE AI SENSORI INERZIALI

In questo capitolo verrà fornita una panoramica sui sensori inerziali IMU, descrivendo brevemente il funzionamento dei loro principali componenti: accelerometro, giroscopio e magnetometro.

1.1 Introduzione ai sensori inerziali MEMS

Le unità di misura inerziali (IMU) sono dispositivi elettromeccanici adibiti al monitoraggio del movimento, della posizione e dell'orientamento del corpo a cui sono applicati. Per stimare queste grandezze, sfruttano una combinazione di sensori inerziali a tre assi: accelerometro, giroscopio e talvolta magnetometro. Tuttavia, possono essere integrati con ulteriori sensori, consentendo l'analisi di variabili aggiuntive quali temperatura, onde sonore, radiazioni e ecc.

L'utilizzo di questi sensori è cresciuto notevolmente negli ultimi anni grazie alla miniaturizzazione, consentendo la realizzazione di sensori sempre più compatti e versatili, noti come MEMS (Micro-Electro-Mechanical System). Sorprendentemente, molti di questi sensori microlavorati hanno evidenziato precisione e prestazioni superiori rispetto alle loro controparti su macro-scala.

Sfruttando le loro dimensioni ridotte e la portabilità, gli IMU possono essere applicati su diverse regioni del corpo. È importante considerare che il grado di accuratezza e affidabilità può variare significativamente a secondo del sito di collocazione; ad esempio, per movimenti che coinvolgono più articolazioni, come la deambulazione, potrebbe essere necessario utilizzare precauzioni aggiuntive o più sensori contemporaneamente per mantenere alto il livello di affidabilità.

Questa tipologia di sensori può essere collegata a un personal computer, un data logger o utilizzata in modalità wireless, offrendo una vasta gamma di applicazioni in diversi contesti. Ciò offre la possibilità di creare algoritmi per fornire un riscontro in tempo reale all'utente o al ricercatore.

Inoltre, i MEMS sono in grado di funzionare con un range di frequenze di campionamento che consente lo studio sia di movimenti rapidi che delle attività più sedentarie o di lunga durata.

I sensori inerziali MEMS si basano tutti sullo stesso principio di funzionamento, il sistema massa-molla-smorzatore. Questo sistema si compone di una massa di prova (m) collegata ad una molla di costante elastica km , fissata al telaio del sensore; in parallelo si trova anche uno smorzatore con un fattore di smorzamento conosciuto. Quando la massa è soggetta ad una forza si muove lungo l'asse della molla, detta asse di sensibilità, e misurando questo spostamento x si può risalire ai valori dell'accelerazione. Ad esempio, la forza può derivare da un'accelerazione lineare, come nel caso dell'accelerometro, oppure dall'accelerazione di Coriolis causata della rotazione angolare della massa, come nel caso dei giroscopi.

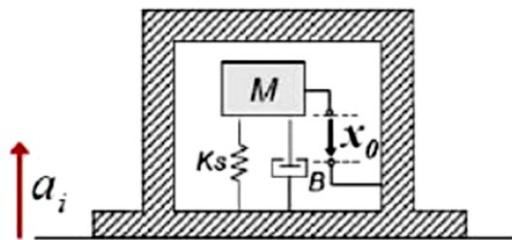


Figura 1.1: Schema fisico sistema massa-molla-smorzatore.

Questo sistema sfrutta il principio della seconda legge di Newton, secondo cui la forza (F) è pari alla massa (M) moltiplicata per l'accelerazione (a_i) applicata al corpo, e la legge di Hooke sull'elasticità, che definisce la variazione di lunghezza della molla rispetto alla condizione di riposo proporzionale alla forza impressa nella molla secondo la costante elastica ks . Eguagliando le forze agenti sulla massa con la forza di inerzia agente sulla molla si ottiene:

$$Ma_i(t) = M \frac{d^2x(t)}{dt^2} + B \frac{dx(t)}{dt} + Kx(t)$$

Dalla quale si può risalire all'accelerazione:

$$\rightarrow a_i(t) = \frac{d^2x(t)}{dt^2} + \frac{B}{M} \frac{dx(t)}{dt} + \frac{K}{M} x(t)$$

Per semplificare le formule non è stata inserita la componente dovuta allo smorzamento, nella realtà la massa è soggetta a forze smorzanti proporzionali alla velocità della massa.

Lo smorzamento deriva dalle forze smorzanti che agiscono sulla massa di prova m , proporzionali alla velocità di quest'ultima. Questo può essere causato da diversi fattori, tuttavia quello più dominante è rappresentato dall'aria. Nei sensori inerziali di maggiore qualità, infatti, è usuale trovare il case sigillato ermeticamente.

1.2 Accelerometro

L'accelerometro è una delle componenti base dei sensori IMU e rilevano l'accelerazione lineare del corpo che può derivare dal movimento, da un urto o anche dalla semplice vibrazione. I dati normalmente vengono misurati in unità di g , dove $1g$ è l'accelerazione dovuta alla forza di gravità terrestre di $9,81 \text{ m/s}^2$.

Ad oggi il sistema massa-molla è stato sostituito da materiali piezoresistivi, piezoelettrici e capacitivi. Nei primi due la massa di prova è ancorata con degli estensimetri, che nel primo caso variano la propria resistività, mentre nel secondo provocano una variazione di tensione se soggetti a deformazione. Grazie a queste variazioni consentono di tradurre cambiamenti meccanici subiti dai supporti della massa con una grandezza elettrica misurabile.

Negli accelerometri capacitivi, invece, la massa è composta da materiale conduttivo e costituisce una delle due armature del condensatore, mentre l'altra è ancorata alla struttura del dispositivo. Un elemento elastico tiene sospesa la massa in modo che le armature del condensatore non possano entrare in contatto. Un apposito circuito rileva la capacità del condensatore convertendola in un segnale elettrico proporzionale alla posizione della massa, permettendo di ricavare l'accelerazione.

Gli accelerometri MEMS capacitivi utilizzano la struttura a "pettine" nella quale diverse armature fisse e mobili sono collegate perpendicolarmente a un'asta. Questa struttura funziona analogamente al condensatore singolo, ma risulta maggiormente sensibile e meno vulnerabile alle interferenze elettromagnetiche.

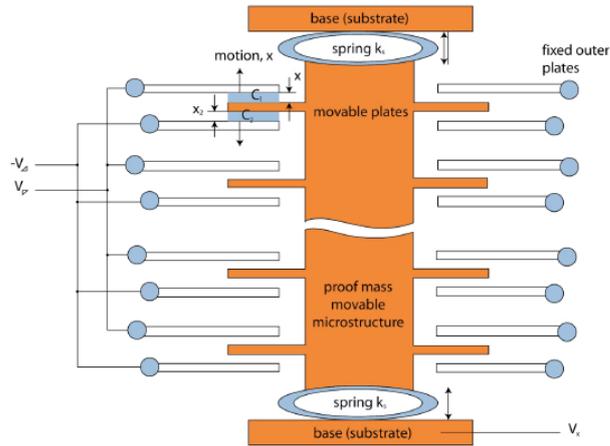


Figura 1.2: Sensore MEMS a "pettine".

Per la misurazione lungo i tre assi tre di queste strutture vengono montate perpendicolarmente tra loro, garantendo il valore dell'accelerazione lungo gli assi: x , y e z .

1.3 Giroscopio

Il giroscopio nei sensori IMU è un dispositivo capace di rilevare una velocità angolare o un angolo di rotazione. Il principio fisico sfruttato da questa tecnologia è la forza di Coriolis: una forza inerziale apparente che agisce su un oggetto in moto quando lo si osserva da un sistema di riferimento rotante rispetto ad un sistema inerziale, derivante dall'interazione tra la velocità dell'oggetto e la velocità angolare del sistema.

Consideriamo una massa di prova m che ruota attorno all'asse z con una velocità angolare Ω_z , rispetto a un sistema di riferimento inerziale e che è in movimento lungo l'asse x con una certa velocità v rispetto al sistema rotante.

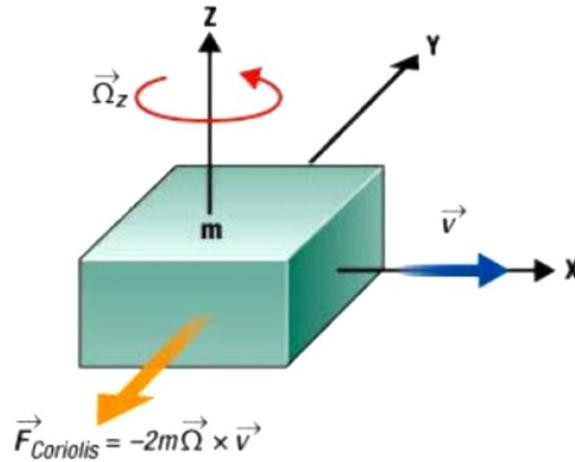


Figura 1.3: Esempio forza di Coriolis

La massa di prova m è soggetta ad una forza lungo y , perpendicolare quindi alla direzione del moto dell'oggetto e alla velocità angolare del sistema di riferimento, definita come:

$$F_c = -2m\Omega_z \times v$$

Si può osservare che la forza di Coriolis F_c è funzione della velocità angolare, che è l'incognita da trovare. Dalla forza, come nel capitolo precedente, si può risalire all'accelerazione:

$$a_c = -2\Omega_z \times v$$

I giroscopi attualmente nel mercato sfruttano diverse tecnologie, ad esempio si trovano quelli meccanici, a fibre ottiche, a quarzo e MEMS.

I giroscopi MEMS utilizzano un elemento elettromagnetico vibrante che consente una miniaturizzazione maggiore. La struttura è composta da una coppia di masse dette *sense* e una di masse *drive* e da alcuni elementi elastici che collegano le masse alla struttura.

Le masse vengono fatte oscillare attorno all'asse di guida da degli attuatori, questo movimento delle componenti genera un momento sulle masse *drive* e una velocità

oscillante delle masse *sense*. La rotazione del sensore attorno ad un asse perpendicolare rispetto all' asse *z* in figura (asse di guida) porta alla formazione di una forza di Coriolis che devia il momento verso l'asse di rilevamento. Dalla deformazione degli elementi elastici, formati da materiale piezoelettrico, derivante da questo movimento verticale si genera una differenza di potenziale che consente di misurare la velocità angolare dell'oggetto.

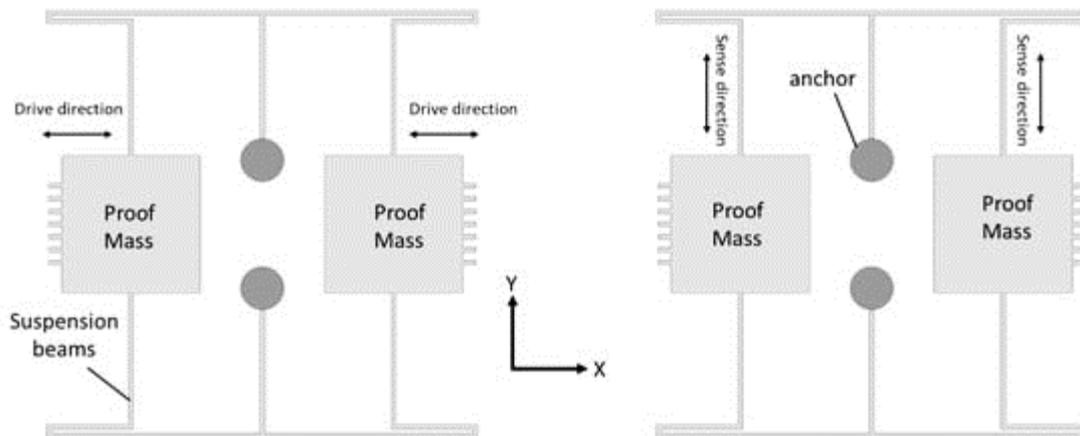


Figura 1.4: Struttura giroscopio.

L'orientamento del corpo nello spazio tridimensionale può essere descritto principalmente utilizzando due metodi: gli angoli di Eulero o i quaternioni. Gli angoli di Eulero, noti anche come angoli cardanici, rappresentano le rotazioni attorno ai tre assi perpendicolari *x*, *y* e *z*, comunemente espressi tramite matrici di rotazione 3×3 . Tuttavia, questo metodo presenta il problema del gimbal lock, che si verifica quando due dei tre assi si allineano.

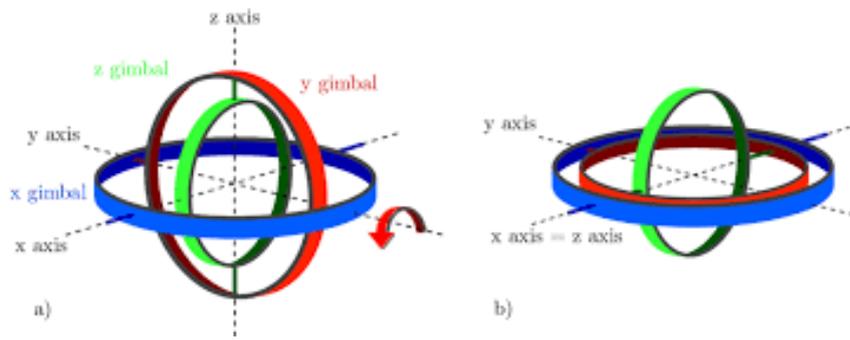


Figura 1.5: Esempio gimbal lock.

Questo fenomeno si verifica quando l'angolo di beccheggio (misura quanto il corpo è inclinato verso l'alto o verso il basso) è a ± 90 gradi e comporta la perdita di un grado di libertà, rendendo impossibile distinguere alcune rotazioni e causando la perdita di informazioni utili.

Per evitare il gimbal lock, si utilizzano i quaternioni, numeri ipercomplessi composti da una componente scalare e tre vettoriali con norma unitaria, espressi nella forma:

$$Q = a + bi + cj + dk$$

dove a è la parte scalare e b , c e d le componenti vettoriali.

I quaternioni non solo risolvono il problema del gimbal lock, ma sono anche preferiti per la loro efficienza e il minor peso computazionale e una maggiore stabilità particolarmente evidente nelle simulazioni fisiche.

1.4 Magnetometro

Il magnetometro è la componente degli IMU sensibile ai campi magnetici e consente di misurare sia l'intensità che la direzione del campo magnetico circostante. Principalmente impiegato per la rilevazione della direzione del nord magnetico, utilizza come unità di misura gauss (G) o i tesla (T).

I sensori maggiormente utilizzati si basano sull'effetto magneto-resistivo o sull'effetto Hall. Nel primo caso, contengono materiali che variano la loro resistenza quando sono sottoposti ad un campo magnetico.

Nel secondo caso, utilizzano effetto Hall che è una diretta conseguenza della forza di Lorentz. Consideriamo un conduttore percorso da corrente immerso in un campo magnetico. Gli elettroni che si muovono all'interno del campo subiscono una forza (forza di Lorentz) che devia la loro traiettoria verso una delle superficie del conduttore. Questo genera un accumulo di carica tra le superfici opposte del conduttore, creando una differenza di potenziale conosciuta come effetto Hall.

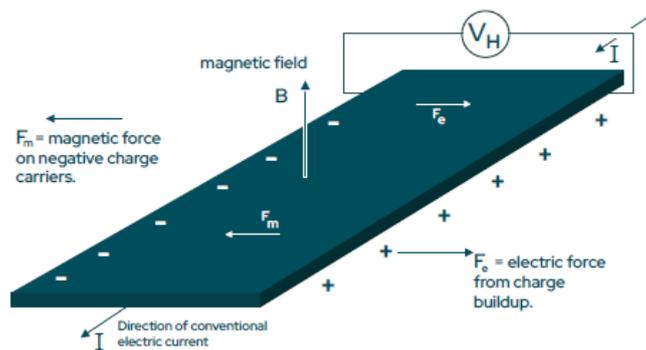


Figura 1.6: Funzionamento magnetometro.

Misurando questa tensione, derivante dalla differenza di potenziale, è possibile determinare l'intensità e la direzione del campo magnetico.

Capitolo 2

AZIENDA OSPITANTE

In questo capitolo viene presentata l'azienda 221e che mi ha gentilmente ospitato per svolgere il tirocinio, accennando ai prodotti e soluzioni che ha sviluppato. Inoltre, verranno presentate delle collaborazioni che includeranno l'applicazione sul campo dei sensori inerziali, i quali verranno utilizzati anche nel progetto esposto nel capitolo finale.

2.1 L'azienda e i settori di competenza

L'azienda 221e è una protagonista nel settore dei sensori intelligenti e a precisione avanzata. Fondata nel 2012, si è rapidamente affermata grazie alle sue tecnologie di fusione dei sensori implementate con l'intelligenza artificiale (AI). Queste tecnologie hanno permesso all'azienda di migliorare significativamente le prestazioni dei dispositivi, rendendoli estremamente accurati e mantenendo al contempo costi contenuti e facilità d'uso, anche per gli utenti meno esperti.

221e sviluppa prodotti e soluzioni che trovano applicazione in diversi ambiti, tra cui:

- dispositivi PPE di protezione: integrati con sensori per garantire sicurezza e monitoraggio in tempo reale;
- Attrezzature sportive: soluzioni per monitorare le prestazioni atletiche;
- Dispositivi industriali: tecnologie per l'automazione e il monitoraggio ambientale in ambito industriale;
- Dispositivi medici: dispositivi per il monitoraggio della salute.

2.2 Progetti e prodotti

L'azienda nel tempo ha sviluppato diversi prodotti sia software che hardware. I sistemi software di maggior interesse sono sicuramente MPE e NeuraSense che possono essere sfruttati per diversi ambiti. Il Motion Processing Engine (MPE) è un software di sensor fusion progettato per migliorare l'accuratezza e le prestazioni dell'orientamento inerziale (IMU) sia a 6 che a 9 assi. Grazie all'implementazione di un filtro di Kalman esteso dinamicamente adattivo, MPE gestisce automaticamente la compensazione degli offset e la calibrazione, fornendo dati affidabili. La sua compatibilità con diverse architetture e sistemi operativi consente l'integrazione in una vasta gamma di prodotti. NeuraSense è un insieme di librerie di rilevamento intelligente per applicazioni consumer, automotive e industriali. Consente l'analisi in tempo reale dei dati dei sensori utilizzando un livello di apprendimento automatico che fornisce il riconoscimento di pattern, rilevamento eventi e classificazione. Il software è implementato in linguaggio C e può essere facilmente personalizzato per diverse esigenze specifiche.

Per quanto riguarda algoritmi di riconoscimento delle attività e per il rilevamento della condizione "uomo a terra", l'azienda ha sviluppato: ACT e MAD. ACT (Activity Tracker) utilizza un singolo IMU posizionato sul piede per rilevare e classificare le attività di camminata, corsa e ciclismo. MAD (Man Down) invece, sfrutta i dati delle accelerazioni lineari e della velocità angolare di un sensore IMU per monitorare gli eventi di allerta "uomo a terra" durante le attività dell'utente.

221e progetta diversi dispositivi hardware multi-sensore wireless miniaturizzati che integrano sia tecnologie per il rilevamento che per l'elaborazione.

L'azienda ha sviluppato diversi prodotti che utilizzano i sensori inerziali IMU. Sicuramente il sensore Muse è il più richiesto per la sua versatilità ed è stato utilizzato in molteplici dispositivi indossabili e IoT (Internet Of Things) creati da imprese e ricercatori dal calibro mondiale. Permette di misurare sia caratteristiche inerziali che ambientali mantenendo comunque dimensioni ridotte e un basso consumo energetico con la possibilità di essere utilizzato in Wireless. È il dispositivo utilizzato nella parte sperimentale del capitolo 3 in cui verrà descritto in maggior dettaglio.

Un altro prodotto molto interessante è il Mitch, che integra tutta la sensoristica del Muse

con i software MPE e NeuraSense. Inoltre, possiede due porte di I/O che permettono il collegamento con altri dispositivi di rilevamento. Ad esempio, una membrana Sensibile alla Forza (FSR), come la soletta Yeti che è dotata di 16 sensori di pressione per poter acquisisce informazioni utili sulla camminata e sulla distribuzione delle pressioni plantari.



Figura 2.1: Da sinistra a destra: Muse, Mitch e Yeti.

2.3 Collaborazioni con l'utilizzo di sensori inerziali

L'azienda ha svolto diverse collaborazioni che prevedevano l'utilizzo dei sensori inerziali IMU in ambito di "analisi del movimento".

Un'importante collaborazione in ambito biomedicale è stata con VIKTOR, produttore di apparecchiature elettromedicali focalizzate sulla riabilitazione di disfunzioni del sistema nervoso centrale e problemi di mobilità legati all'età. Il progetto aveva come obiettivo il monitoraggio dei cicli di movimento dei pazienti per sincronizzare la stimolazione nervosa. 221e ha sviluppato una soluzione integrando i sensori Muse e algoritmi AI rendendo il dispositivo efficiente mantenendo però dimensioni ridotte per poter garantire comfort al paziente. Questa collaborazione ha portato allo sviluppo di un dispositivo medico per monitorare e automatizzare i protocolli di riabilitazione di VIKTOR sincronizzando gli impulsi di elettrostimolazione con i movimenti del paziente.

Un'altra interessante collaborazione è stata con FiberBow, azienda produttrice di riser, impugnature e parti per archi ricurvi olimpici.

La collaborazione è nata con l'intento di sviluppare soluzioni che aiutassero gli arcieri di livello olimpico a migliorare le loro tecniche, considerando che gli studi svolti in passato comprendevano note tecniche e modelli teorici, ma non applicazioni sul campo. Il sistema progettato prevedeva l'utilizzo di una piattaforma Mitch, per poter combinare i sensori IMU con una membrana sensibile alla forza (FSR), che essendo di grandezza ridotta ha permesso di essere incorporato ergonomicamente nell'arco e nelle mani degli atleti senza ostacolare il movimento. I sensori inerziali sono stati posti sull'arco per verificare l'allineamento e l'oscillazione, mentre la FSR è stata posta sulla mano per rilevare la pressione sull'impugnatura.



Figura 2.2: Sensore IMU posizionato sull'arco.

I risultati hanno fornito informazioni sul timing delle diverse fasi del tiro, sulla stabilità dell'arciere e su un profilo di tracciamento del movimento. Questi dati hanno rilevato preziose informazioni biomeccaniche relative alla tecnica di tiro, dimostrando anche il potenziale del sistema nel promuovere un approccio scientifico e oggettivo, per il perfezionamento della già avanzata tecnica degli arcieri olimpici.

Capitolo 3

MATERIALI E METODI

In quest'ultimo capitolo verrà presentato il progetto realizzato presso l'azienda 221e, il cui obiettivo era di sviluppare un codice Matlab per il riconoscimento degli esercizi a corpo libero utilizzando i dati di un sensore IMU Muse. Si è cercato di identificare le migliori posizioni per il dispositivo al fine di ottimizzare il riconoscimento degli esercizi. Inizialmente, verranno descritti il set up sperimentale e il protocollo di acquisizione dati. Successivamente, l'attenzione sarà focalizzata sull'analisi dei dati e sulla creazione del programma.

3.1 Set up sperimentale

Per la rilevazione dei dati di accelerometro e giroscopio è stato utilizzato il sensore indossabile Muse sviluppato dall'azienda 221e, le specifiche sono riportate nella tabella sottostante.

Accelerometro	Full scale: 16g Sensitivity: 0.488 mg
Giroscopio	Full scale: 2000 dps Sensitivity: 70 mdps
Magnetometro	Full scale: 50 G Sensitivity: 1.5 mG
Frequency BLE streaming	25 Hz / 200 Hz
Wired communication	USB 2.0, type C connector
Wireless communication	Bluetooth Low Energy v5.2
Board dimensions	22 W x 22 L x 5.85 H mm
Housing dimensions	58 W x 24 L x 8.2 H mm
Overall Weight	12 gr
Operating Temperature	-20°C / +60°C

Per il controllo del dispositivo è stato utilizzato MuseV3 Viewer, un software BLE (Bluetooth Low Energy) dell'azienda, che consente di avviare o terminare le acquisizioni e variare la frequenza di campionamento. Durante l'acquisizione, è stata utilizzata la modalità "log" che permette di salvare i dati in memoria. In particolare, i dati di accelerometro e giroscopio sono stati acquisiti ad una frequenza di 100 Hz.

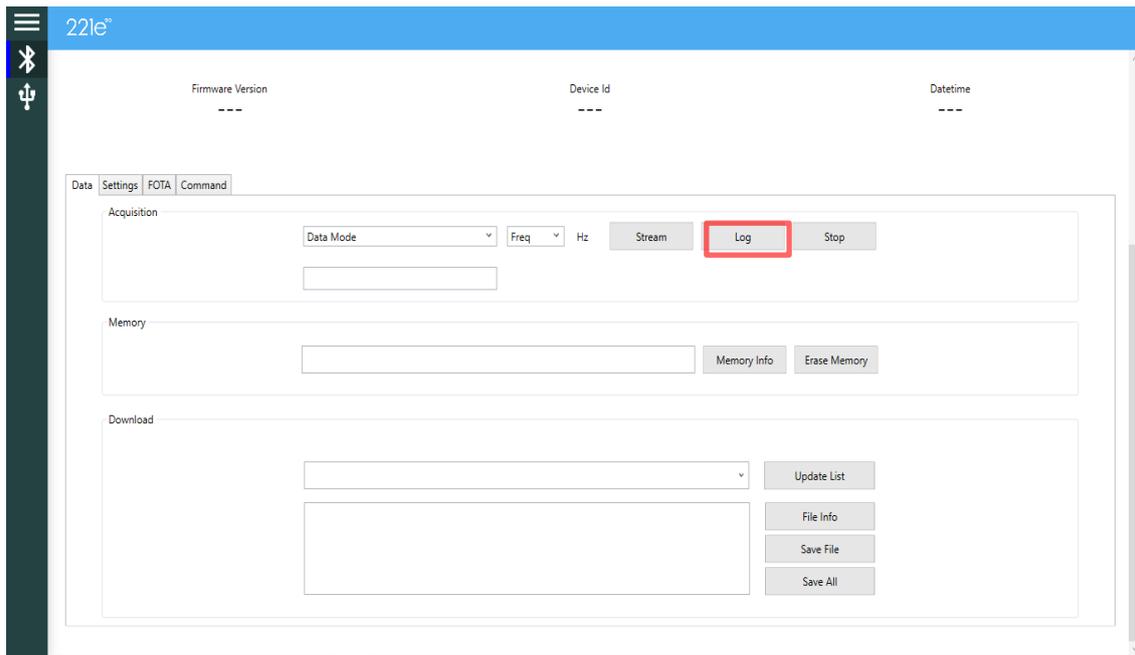


Figura 3.1: Particolare "Log" schermata MuseV3 Viewer.

I dati sono stati scaricati tramite la porta USB, essendo il download più veloce e stabile, e vengono salvati in file di testo come mostrato in figura 3.2.

Le fasi di elaborazione e lo sviluppo di un programma per il riconoscimento degli esercizi sono stati eseguiti utilizzando il software Matlab (R2022a).

05-12-2023 115149 - Blocco note di Windows

File Modifica Formato Visualizza ?

Information

Date 05/12/2023

Time 11:51:49

Firmware Version 1.7.05

Mode GYRO | AXL | MAGN | AHR5 | TIME

Sampling frequency [Hz] 100 Hz

Gyr FS: 2000 dps; Ax1 FS: 16 g; Mag FS: 16 G; Hdr FS: 400 g

Gyr-Z Ax1.X Ax1.Y Ax1.Z Mag.X Mag.Y Mag.Z q.w q.i q.j q.k

Timestamp [ms][dev] Gyr.X Gyr.Y Gyr.Z Ax1.X Ax1.Y Ax1.Z Mag.X Mag.Y Mag.Z q.w q.i q.j q.k

Timestamp [ms][dev]	Gyr.X	Gyr.Y	Gyr.Z	Ax1.X	Ax1.Y	Ax1.Z	Mag.X	Mag.Y	Mag.Z	q.w	q.i	q.j	q.k
170177109283	0.77	0.28	-2.03	908.984	-151.768	847.556	-381.0637	-687.9018	-1275.862	0.9257398	-0.05215613	-0.3739128	-0.02175
170177109293	2.87	3.99	-4.62	940.864	94.184	403.088	-62.53653	-684.9796	-1275.862	0.9257398	-0.03851436	-0.4279305	-0.02584
170177109304	2.87	3.99	0	929.64	94.672	399.184	-59.61426	-684.9796	-1275.862	0.9257398	-0.02981658	-0.4557939	-0.03365
170177109313	24.57	-0.98	1.96	935.984	101.992	401.624	-61.95207	-681.4728	-1270.602	0.8889475	-0.02307199	-0.4722434	-0.03505
170177109324	30.17	-2.66	3.85	923.784	103.456	406.016	-61.95207	-681.4728	-1270.602	0.8889475	-0.02307199	-0.4722434	-0.03505
170177109333	13.16	-1.75	2.03	930.128	104.92	400.648	-63.12098	-685.564	-1274.693	0.8741969	-0.01837214	-0.4839015	-0.03575
170177109344	2.03	-0.28	0.14	930.616	105.408	407.48	-56.69199	-683.2262	-1274.109	0.869756	-0.01553392	-0.4918668	-0.03674
170177109354	0.14	0.21	-0.28	932.568	101.504	401.136	-60.19871	-684.3951	-1273.524	0.8651809	-0.01394696	-0.4983536	-0.03755
170177109364	0.07	0.42	-0.28	944.28	100.04	406.016	-58.44535	-687.9018	-1270.602	0.8632848	-0.01294829	-0.5039977	-0.03836
170177109374	0.07	0.42	-0.42	946.232	98.576	401.624	-59.61426	-683.8106	-1272.94	0.8608233	-0.01202429	-0.5072787	-0.03881
170177109384	-0.14	0.49	-0.56	949.648	101.992	396.256	-58.44535	-683.8106	-1272.94	0.8586223	-0.01123081	-0.5109714	-0.03936
170177109394	0.07	0.56	-0.49	942.328	97.112	400.16	-60.19871	-683.2262	-1268.849	0.8569162	-0.01074252	-0.5138096	-0.03973
170177109404	0	0.21	-0.56	928.664	96.624	406.016	-60.78316	-686.7329	-1265.926	0.8556581	-0.01031526	-0.5158849	-0.04007
170177109414	-0.07	-0.07	-0.49	933.056	99.004	409.432	-60.78316	-685.564	-1264.757	0.8545762	-0.00987997	-0.517655	-0.04043
170177109424	0.42	0	-0.21	933.544	96.624	409.432	-61.36762	-680.8804	-1272.355	0.8536415	-0.00961333	-0.5191809	-0.04066
170177109434	0.91	0.21	-0.14	938.912	105.408	401.624	-59.61426	-685.564	-1261.835	0.8526068	-0.009063997	-0.5208594	-0.04104
170177109444	1.19	0.63	-0.07	929.152	98.088	403.576	-60.78316	-681.4728	-1265.926	0.851837	-0.008758812	-0.5222186	-0.04115
170177109454	1.4	0.77	-0.07	927.688	95.648	397.72	-62.53653	-683.8106	-1266.511	0.8510466	-0.008514664	-0.5232924	-0.04132
170177109464	1.54	0.91	-0.28	938.424	97.6	412.36	-61.36762	-686.1484	-1267.68	0.8505185	-0.008270516	-0.5242469	-0.04141
170177109474	1.54	0.91	-0.7	946.232	96.136	407.968	-62.53653	-686.1484	-1265.342	0.8498945	-0.008056886	-0.5252541	-0.04156
170177109484	1.4	0.42	-0.98	939.4	104.432	403.576	-60.78316	-687.3173	-1264.173	0.849301	-0.007629627	-0.5262001	-0.04174
170177109494	0.91	0.28	-0.56	931.104	100.528	420.168	-61.36762	-683.2262	-1271.771	0.8490469	-0.007354961	-0.5265969	-0.04196
170177109504	0.49	0.14	-0.49	935.496	107.848	401.624	-65.45879	-685.564	-1266.511	0.8485061	-0.00695822	-0.5274514	-0.04223
170177109514	0.49	0.14	-0.49	928.176	107.848	406.016	-61.95207	-681.4728	-1261.835	0.8480964	-0.006622517	-0.5280923	-0.04251
170177109524	0.42	0.14	-0.49	928.176	104.432	406.016	-60.78316	-683.8106	-1267.095	0.8477261	-0.006378368	-0.5286722	-0.04272
170177109534	0.07	0.07	-0.49	928.664	111.264	406.016	-59.0298	-684.3951	-1271.186	0.8473893	-0.006042665	-0.529291	-0.04303
170177109543	-0.42	0.07	-0.63	915.488	104.432	393.328	-59.0298	-683.8106	-1265.342	0.8469586	-0.005859554	-0.5299623	-0.04327
170177109554	-0.35	0.28	-0.91	926.712	102.968	399.672	-57.27644	-686.1484	-1270.602	0.8466043	-0.00567998	-0.5304117	-0.04346

Figura 3.2: File di testo contenente i dati acquisiti.

3.2 Protocollo di acquisizione dati

Per il progetto sono state scelte due tipologie di esercizi a corpo libero: esercizi *statici* ed esercizi *dinamici*. Il gruppo di esercizi *statici* è composto da affondi frontali, affondi laterali e squat, mentre il gruppo di esercizi *dinamici*, più complessi nei movimenti, include burpees, jumping jack e balzi. Gli esercizi sono stati selezionati in modo tale da avere alcuni movimenti abbastanza simili tra loro e permettendo di effettuare misurazioni in tre posizioni differenti.

Per gli esercizi *statici* il dispositivo Muse è stato posizionato, grazie a dei lacci elastici, sopra la caviglia, sopra al ginocchio e sul bacino. Per gli esercizi *dinamici* è stato posizionato sul polso, sopra la caviglia e sul bacino.

Per ogni esercizio sono state eseguite 10 ripetizioni, senza carichi aggiuntivi. Tra l'avvio dell'acquisizione dei dati e la prima ripetizione, sono stati raccolti dati in posizione statica per 5 secondi. Allo stesso modo, tra l'ultima ripetizione e la fine dell'acquisizione, sono stati ottenuti dati in posizione statica per ulteriori 5 secondi.



Figura 3.3: Set up sperimentale.

3.3 Elaborazione dei dati

I dati, attraverso l'applicazione citata precedentemente, sono stati scaricati via USB in formato di testo. Successivamente sono stati importati nel software Matlab per l'elaborazione e l'analisi.

Per ciascun esercizio, inizialmente, sono stati separati gli istanti statici iniziali e finali dalla parte centrale del segnale contenente le 10 ripetizioni. Questa separazione ha permesso una prima calibrazione, ottenuta sottraendo dai dati inerziali, esclusi i quaternioni, la media del segnale calcolata durante i periodi di staticità iniziale e finale dell'acquisizione.

L'ultima calibrazione è avvenuta utilizzando una funzione sviluppata dall'azienda 221e. Questa funzione non solo limita maggiormente gli artefatti, ma consente anche di uniformare tutti i dati con lo stesso sistema di riferimento grazie all'utilizzo dei dati

dei quaternioni, correggendo le differenze di orientazione dovute alle diverse posizioni del dispositivo Muse durante l'acquisizione.

Una volta ottenuti dati meno rumorosi, i punti di inizio e fine di ogni ripetizione sono stati estrapolati manualmente.

3.4 Analisi dei dati

L'analisi dei dati è iniziata con il calcolo del tempo di esecuzione per ogni singola ripetizione, ottenendo così il tempo medio di svolgimento di una ripetizione per ciascun esercizio.

Successivamente, partendo dai dati delle accelerazioni sui tre assi, sono state ricavate la velocità e lo spazio percorso per ciascuna ripetizione attraverso l'operazione di integrazione, calibrando i risultati in modo che ogni ripetizione inizi e finisca sull'asse x.

Per poter confrontare efficacemente i diversi esercizi, avendo le ripetizioni di lunghezze temporali variabili, che comportano un numero differente di campioni, è stata svolta un'interpolazione lineare. Questo metodo permette di stimare e uniformare ciascuna ripetizione, portandola a un totale di 1024 campioni. In questo modo, si

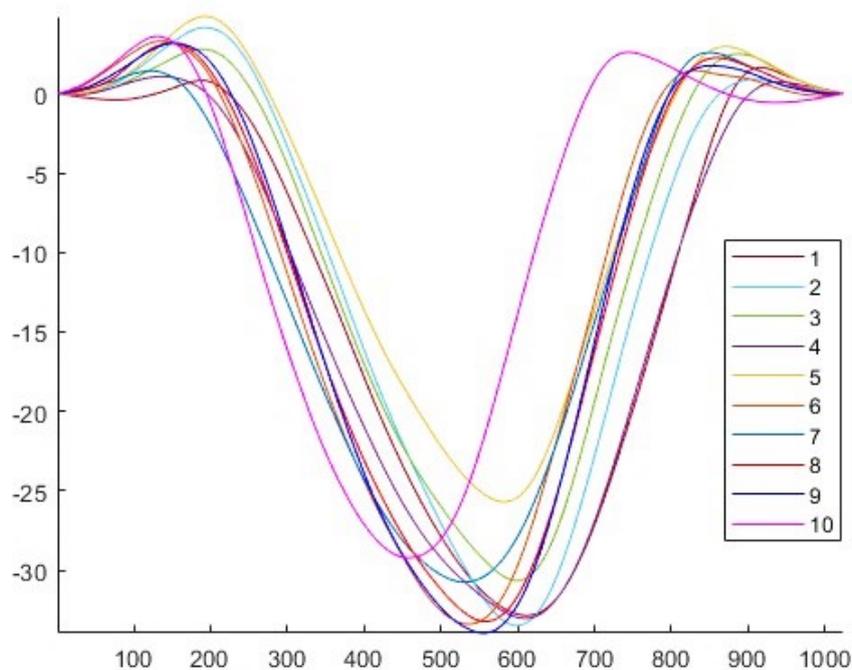


Figura 3.4: Ripetizioni del gesto dello squat con sensore sul bacino dopo l'interpolazione lineare (asse z)

garantisce che tutte le ripetizioni abbiano la stessa dimensione temporale, facilitando così il confronto e l'analisi accurata dei dati raccolti.

Utilizzando i dati dello spazio ottenuti, sono state calcolate la variazione spaziale massima e minima rispetto alla posizione di equilibrio, oltre al range massimo del movimento per ciascun esercizio.

Il programma di riconoscimento degli esercizi creato si basa sulla distanza euclidea. Le features dei dati dell'esercizio da riconoscere vengono confrontate con quelle calcolate da tutti gli esercizi, individuando quello più simile. Le features considerate per il confronto includono: il tempo medio di una ripetizione, il range spaziale massimo, il minimo e massimo spazio percorso durante la ripetizione.

3.5 Osservazioni

Il programma creato ha dato ottimi risultati con un'elevata efficacia nel riconoscere gli esercizi circa al 95%, infatti su dieci ripetizioni per i 18 esercizi considerati non è stato riconosciuto l'esercizio solo 9 volte.

La maggior parte degli errori sono avvenuti nel riconoscimento delle prime due ripetizioni, probabilmente dovuti ad una esecuzione peggiore rispetto a quelle centrali

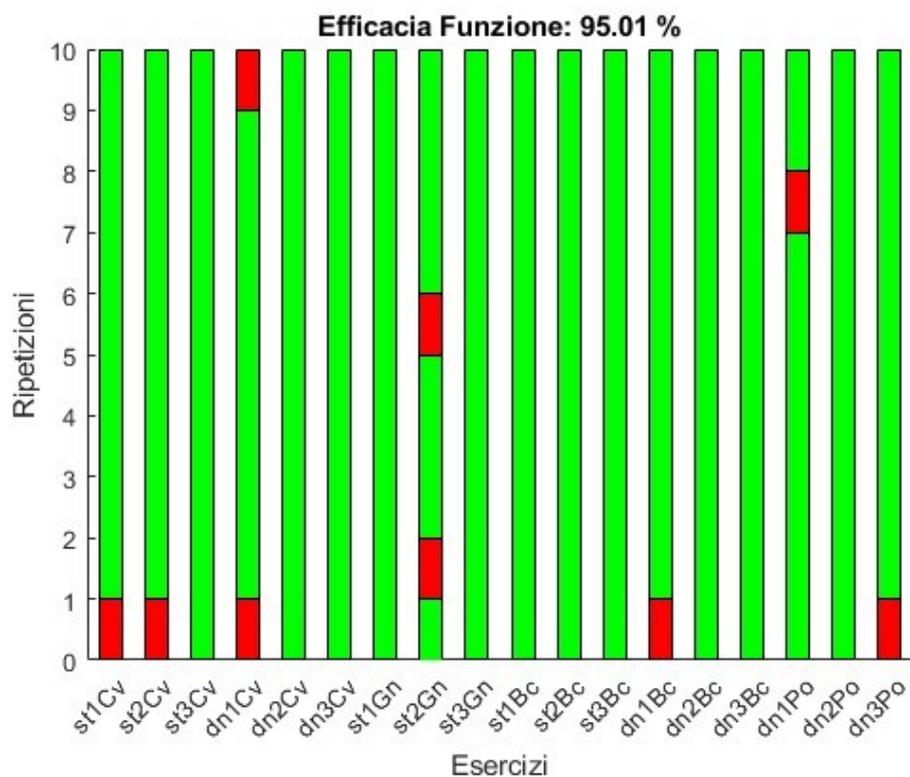


Figura 3.5: Grafico sull'efficacia della funzione

considerando l'adattamento del corpo da un punto di vista neuromuscolare e della postura nelle prime ripetute.

La posizione migliore del sensore nell'analisi degli esercizi sia *statici* che *dinamici* risulta essere il bacino; infatti, il programma non riconosce l'esercizio solamente una volta considerando le ripetute di tutti e sei gli esercizi (98,3% di accuratezza). Inoltre, considerando i grafici del movimento, con relativa deviazione standard, di tutte le ripetute per ogni esercizio, si può notare come, con il sensore posizionato sul bacino, il movimento risulti più lineare e meno disturbato da micromovimenti indesiderati. Questo consente un'acquisizione dei dati più pulita e uno studio più preciso del movimento.

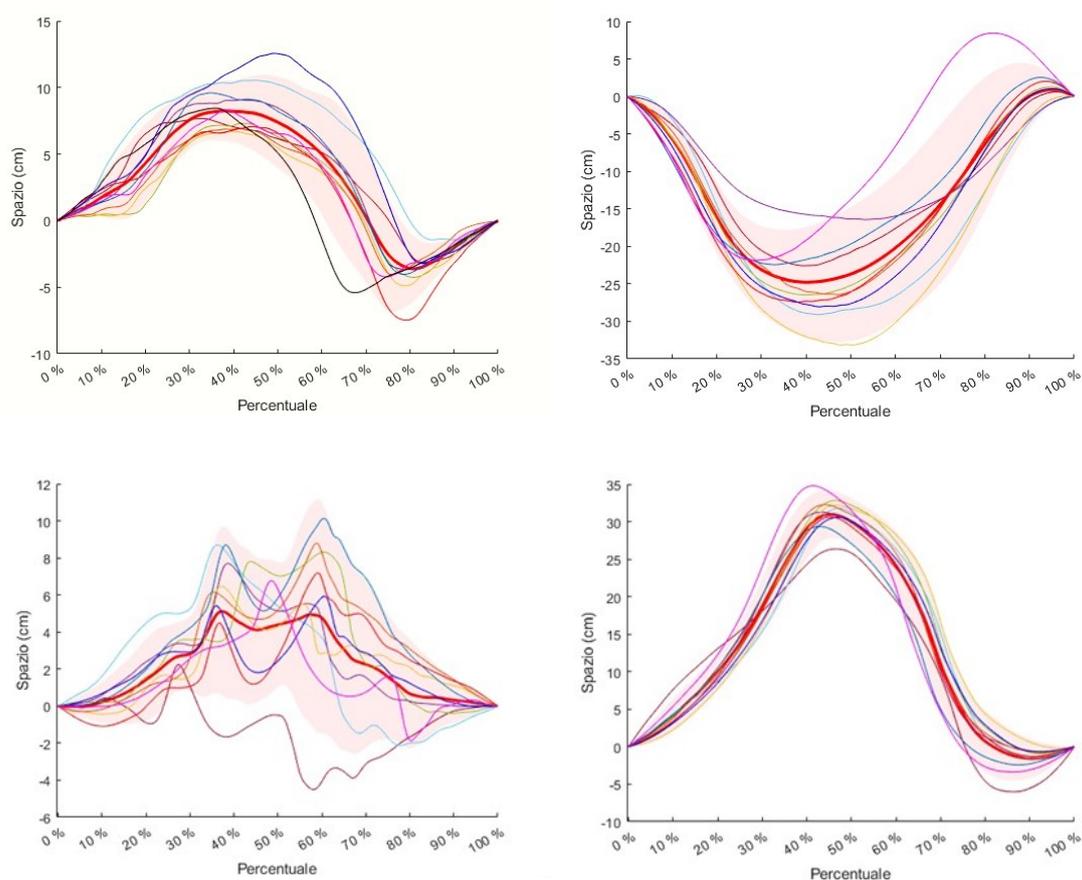


Figura 3.6: Grafico contenente tutte le ripetizioni con media (linea rossa) e deviazione standard (rosso soffuso) degli squat (sopra) con sensore posto (da sx a dx) sul ginocchio e sul bacino. Grafico relativo ai balzi (sotto) con media e deviazione standard con sensore posto su caviglia e bacino

CONCLUSIONI

Nel campo dell'analisi del movimento, l'utilizzo dei sensori inerziali (IMU) basati su tecnologia MEMS sta crescendo di anno in anno. Questi dispositivi, grazie alla loro compattezza, economicità e alta portabilità, consentono uno studio accurato del movimento sul "campo", mantenendo un'elevata precisione. I sensori inerziali offrono la possibilità di monitorare e analizzare una vasta gamma di attività fisiche, senza necessità di attrezzature ingombranti e costose.

In questo elaborato, sfruttando i sensori forniti dall'azienda 221e, è stata testata l'efficacia dei sensori inerziali per il riconoscimento dei movimenti in un ambiente non operativo. Lo studio ha esaminato una varietà di esercizi a corpo libero, che spaziano dai meno complessi, come gli squat e gli affondi, fino a quelli più articolati, come jumping jack e burpees. Il dispositivo utilizzato, il Muse, è stato posizionato in varie zone del corpo (ginocchio, caviglia, bacino e polso) a seconda del tipo di esercizio, per determinare il miglior posizionamento.

I risultati ottenuti sono stati molto positivi: il programma di riconoscimento degli esercizi, sviluppato in ambiente Matlab, ha un'efficacia del 95%. Lo studio ha suggerito diverse strategie per migliorare ulteriormente l'efficacia del riconoscimento. È emerso che il posizionamento ideale per il sensore risulta essere il bacino e che la precisione del riconoscimento, considerando una serie di ripetute, aumenta se si inizia a considerare la seconda o terza ripetizione dell'esercizio.

Questo elaborato rappresenta un punto di partenza per lo sviluppo di un'applicazione dedicata al riconoscimento degli esercizi. In questo caso l'identificazione dipende dal movimento soggettivo dell'individuo utilizzato per il test, ma con l'implementazione di algoritmi di deeplearning, potrebbe diventare oggettiva. Infatti, i modelli, possono migliorare la capacità del sistema di riconoscere i movimenti in modo indipendente dalle variazioni individuali. Un ulteriore sviluppo potrebbe includere l'analisi della correttezza dell'esecuzione tramite uno studio 2D o 3D del movimento.

Questo permetterebbe non solo di riconoscere quale esercizio viene eseguito, ma anche di valutare la qualità dell'esecuzione, offrendo feedback correttivi in tempo reale. Grazie alla portabilità e alla semplicità di utilizzo dei sensori, queste applicazioni possono essere impiegate in vari contesti: dall'allenamento in ambiente domestico, alla integrazione negli attrezzi da palestra per monitorare gli allenamenti, fino all'uso in fisioterapia e riabilitazione.

INDICE DELLE FIGURE

Capitolo 1

FIGURA 1.1: SCHEMA FISICO SISTEMA MASSA-MOLLA-SMORZATORE.....	11
FIGURA 1.2: SENSORE MEMS A "PETTINE".....	13
FIGURA 1.3: ESEMPIO FORZA DI CORIOLIS	14
FIGURA 1.4: STRUTTURA GIROSCOPIO.....	15
FIGURA 1.5: ESEMPIO GIMBAL LOCK.....	16
FIGURA 1.6: FUNZIONAMENTO MAGNETOMETRO.....	17

Capitolo 2

FIGURA 2.1: DA SINISTRA A DESTRA: MUSE, MITCH E YETI.....	20
FIGURA 2.2: SENSORE IMU POSIZIONATO SULL'ARCO.....	21

Capitolo 3

FIGURA 3.1: PARTICOLARE "LOG" SCHERMATA MUSEV3 VIEWER.....	23
FIGURA 3.2: FILE DI TESTO CONTENENTE I DATI ACQUISITI.....	24
FIGURA 3.3: SET UP SPERIMENTALE.....	25
FIGURA 3.4: RIPETIZIONE DEL GESTO DELLO SQUAT CON SENSORE SUL BACINO DOPO L'INTERPOLAZIONE LINEARE (ASSE Z).....	26
FIGURA 3.5: GRAFICO SULL'EFFICACIA DELLA FUNZIONE.....	27
FIGURA 3.6: GRAFICO CONTENENTE TUTTE LE RIPETIZIONI CON MEDIA (LINEA ROSSA) E DEVIAZIONE STANDARD (ROSSO SOFFUSO) DEGLI SQUAT(SOPRA) CON SENSORE POSTO (DA SX A DX) SUL GINOCCHIO E SUL BACINO. GRAFICO RELATIVO AI BALZI (SOTTO) CON MEDIA E DEVIAZIONE STANDARD CON SENSORE POSTO SU CAVIGLIA E BACINO	28

BIBLIOGRAFIA

Antonio I Cuesta-Vargas, Alejandro Galán-Mercant & Jonathan M Williams

(2010) The use of inertial sensors system for human motion analysis, *Physical Therapy Reviews*, 15:6, 462-473, DOI: 10.1179/1743288X11Y.0000000006 (intro)

Gill, W.A.; Howard, I.; Mazhar, I.; McKee, K. A Review of MEMS Vibrating Gyroscopes and Their Reliability Issues in Harsh Environments. *Sensors* 2022, 22, 7405. <https://doi.org/10.3390/s22197405> (giroscopio)

Solà, Joan. "Quaternion Kinematics for the Error-State Kalman Filter." 12 Oct. 2017

Manon Kok, Jeroen D. Hol and Thomas B. Schon (2017), "Using Inertial Sensors for Position and Orientation Estimation", *Foundations and Trends in Signal Processing: Vol. 11: No. 1-2*, pp 1-153. <http://dx.doi.org/10.1561/20000000094>

Bortoletto, R., Mattiello, L., Barzon, G., Fazio, L., Comotti, D., Signorelli, M., & Motta, M. (2024). Tracking of the hand “pressure point” on the grip of a recurve bow: A wearable solution. 221e Ltd., Italian Archery Federation.

Chirciu, A. S. (2016). *Analisi della tecnologia e delle principali applicazioni MEMS in ambito sensing* (Tesi di laurea triennale, Università degli Studi di Padova, Dipartimento di Tecnica e Gestione dei Sistemi Industriali).

Farshad Ghazalian, Ph.D, Hojat-Allah Nikbakht, Ph.D, Seyed Hossein Alavi, Msc, Alireza Barari, Ph.D, Jabbar Bashiri, Ph.D: Neuromuscular Adaptation During Resistance Training In Untrained Men (2011)

Veena, S., Rai, N., Suresh, H.L., & Nagaraja, V.S. (2021). Design, Modelling, and Simulation analysis of a Single Axis MEMS-based Capacitive Accelerometer. *International Journal of Engineering Trends and Technology*, 69(10), 82-88.

Belash, E. (2022). Know Your Sensors: An Introduction to Inertial Sensors. 221e Ltd.

03b1Av3x_MUSE_Datasheet, 221e Ltd.

SITOGRAFIA

What is MEMS technology? (<http://www.mems-exchange.org/MEMS/what-is.html>)

<https://www.vectornav.com/resources/inertial-navigation-primer/theory-of-operation/>

<https://www.221e.com/>

