



POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale

In Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

**Instrumented Flexible Glove and Stochastic Filtering Method
for Pathological Tremors Recordings**

Guanto Flessibile Strumentato e Metodo di Filtraggio Stocastico per RegISTRAZIONI di Tremore Patologico

Supervisor:

Prof. Gabriella Olmo

Candidato:

Prof. Dario Farina

Valerio Antonio Arcobelli



**Imperial College
London**

Anno Accademico 2019/20

Abstract – English Version

Parkinson's disease is one of the most spread neurodegenerative diseases. It mostly causes tremor, slowed movement (bradykinesia), rigidity and postural instability. To quantify the level of tremor, clinicians perform evaluation tests, which are subject to inter- and intra rater variability. Therefore, there is the need for automated and consistent evaluations using motion kinematics such as: linear acceleration, angular velocity and angular displacement.

We introduced a novel approach named the instrumented flexible glove (IFG) to measure the hand kinematic data during clinical examinations of tremor – affected motion. The IFG is made of flexible material (silicone rubber) to allow free motion with minor friction. Three 9-axis inertial measurement units (IMUs) are incorporated in the glove to estimate the aforementioned hand kinematic based on a Madgwick filter. As this latter filter is basically a gradient descent method with a single parameter β to be adjusted, it may easily end up with a local optimal solution that may not adapt to different kinematic conditions. To find the optimal filter parameters for tremor recordings, we further proposed a stochastic approach named “beta finding method” (BFM), to iteratively achieve the global optimal solution. The proposed method encompasses of an initial random population optimised by two criterions, which are root mean square error (RMSE) and peak amplitude error (PKAE). Based on these parameters, BFM iteratively finds a neighbourhood composed by better solutions to achieve a global minimum.

The proposed interface and method were tested with data recorded from two types of motion (finger flexion/extension and finger abduction/adduction), different speeds (8, 30, 60 and 120 beats per minute motion, with 200 beats per minute only for flexion/extension), where each combination is repeated five times and each experiment 60 or 90 seconds. Aside from testing the functionality of the proposed interface, we also examined the possibility of using a single filter parameter for all tests, and the resulting estimation error.

The results indicated that our method achieves a data convergence of 35 s for the abduction/adduction task (ABD/ADD), and unquantifiable convergence time for the flexion/extension task (FLE/EXT). Additionally, the proposed method can accurately measure the finger kinematics with a RMSE of 5.59° and 8.45° , and peak amplitude error of 2.55° and 4.93° at ABD/ADD and FLE/EXT conditions respectively. Furthermore, we have found that a single filter parameter can achieve acceptable measurement accuracy with RMSE of 8.75° and peak amplitude error of 4.39° . These findings show that our proposed interface and kinematic estimation method is acceptable to measure the finger motion of a tremor affected patient, and can be used to systematically quantify the ranking of the progress of the disease, using assessment method presented in literature.

Abstract – Versione Italiana

La malattia di Parkinson (PD) è una delle patologie neurodegenerative maggiormente diffusa. Essa principalmente causa tremore, movimenti lenti (bradicinesia), rigidità e instabilità posturale. Per quantificare il livello di tremore, i medici eseguono l'esame obiettivo di valutazione, che sfortunatamente è soggetto all'esperienza pratica dell'esaminatore. È quindi richiesta una valutazione robusta ed automatica tramite i dati della cinematica di movimento, così come: accelerazione lineare, velocità angolare e spostamento angolare.

In questo lavoro è stato introdotto un nuovo approccio chiamato “guanto flessibile strumentato” (IFG) che misura la cinematica della mano durante esaminazioni cliniche del movimento affetto da tremore. IFG è costituito da materiale flessibile (gomma siliconica) che permette movimento libero con minimo attrito. Sono incorporate in IFG tre unità di misurazione inerziale (IMU) a 9 assi di misurazione che stimano la succitata cinematica della mano basandosi sul filtro di Madgwick. Poiché il filtro di Madgwick è fondamentalmente un metodo di discesa gradiente con un singolo parametro β da regolare, e può facilmente fornire una soluzione ottimo locale che potrebbe non adattarsi alle diverse condizioni cinematiche. Per trovare i parametri ottimali del filtro per le misurazioni del tremore, è stato proposto un approccio stocastico chiamato “beta finding method” (BFM) per ottenere iterativamente la soluzione ottimo globale. Il metodo proposto comprende una popolazione iniziale casuale ottimizzata da due criteri, che sono la radice dell'errore quadratico medio (RMSE) e l'errore dell'ampiezza di picco (PKAE). Sulla base di questi parametri, BFM iterativamente cerca un vicinato composto da soluzioni migliori per raggiungere un minimo globale.

L'interfaccia ed il metodo proposti sono stati testati con dati registrati da due tipi di movimento (flessione/estensione del dito e abduzione/adduzione del dito), differenti velocità (8,30,60,120 battiti per minuti, con 200 battiti per minuto solo per flessione/estensione); ciascuna combinazione è stata ripetuta cinque volte e ciascun esperimento per 60 o 90 secondi. Oltre a valutare la funzionalità dell'interfaccia proposta, è stata anche esaminata la possibilità di utilizzare un singolo parametro di filtro per tutti i test e l'errore di stima risultante.

I risultati hanno indicato che tale metodo raggiunge la convergenza dopo 35 secondi per il task di abduzione/adduzione (ABD/ADD), e un tempo di convergenza non quantificabile per flessione/estensione (FLE/EXT). Inoltre, il metodo proposto può misurare accuratamente la cinematica delle dita con un RMSE di 5.59° e 8.45° e un errore di ampiezza di picco di 2.55° e 4.93° rispettivamente per ABD/ADD e FLE/EXT. Inoltre, si è riscontrata la possibilità di usare un singolo parametro di filtro per tutte le condizioni che ha prodotto risultati accettabili con RMSE di 8.75° e ampiezza di picco di 4.39° . Questi risultati hanno concluso che l'interfaccia ed il metodo di stima cinematica proposti sono accettabili per misurare il movimento delle dita di un paziente affetto da tremore e possono essere utilizzati per quantificare sistematicamente il progredire della malattia, usando il metodo di valutazione in letteratura.

Acknowledgement

Initially, I would like to thank Prof.ssa Gabriella Olmo who allowed me to get in touch with Imperial College London, and who assisted me for the duration of my thesis project.

A special thanks to the Neuromechanics and Rehabilitation Technology Lab of Imperial College London, and to Professor Dario Farina who leads it in an excellent way. All the members of this fantastic research group welcomed me in a great way and made my first experience of studying abroad truly fabulous.

Finally a special and heartfelt thanks to Hsien - Yung. I could not have wished for a better daily supervisor, he really gave me a lot of knowledge, he supported me every day during my difficulties with the right word of comfort even in the darkest and most complicated moments of these months. I really have to thank him for giving me the right approach to the questions of the research world, and for this I will never stop being grateful.

Acronomi

ABD/ADD Finger Abduction / Adduction – Abduzione / adduzione del dito

ABS Acrilnitrile-Butadiene-Stirene

AVG_β Averaged _β – Soluzione mediata per ciascun task

BFM Beta Finding Method

BPM Battiti per minuto

CIRCUM Finger Circumduction – Circonduzione del dito

DAQ Schede di acquisizione dati

DC Componente continua

DIP Distal Interphalangeal - Interfalangea distale

DoF Degrees of Freedom – Gradi di libertà

EMG Elettromiografia

FLEX/EXT Finger Flexion / Extension – Flessione / estensione del dito

FT Fingertip – Punta del dito

GUI – Interfaccia grafica

H Livello logico Alto

HD sEMG – EMG superficiale ad alta densità

I²C Inter Integrated Circuit

IFG Instrumented Flexible Glove - Guanto flessibile strumentato

IMU Inertial Measurements Unit – Unità di misurazione inerziale

L Livello logico Basso

LhG Latter half group – valori più alti

LPF Filtro passa - basso

MCP Metacarpophalangeal – Metacarpo

MEMS Micro Electrical Mechanical System

MoCap Motion Capture

OpG Optimal Group

PD Parkinson's disease – Morbo di Parkinson

PKAE Peak Amplitude Error – Errore tra ampiezza di picco

PR_{Sol} Soluzione ottima per la propria velocità

PSD Power Spectral Density – Densità spettrale di potenza

RMS Root Mean Square

RMSE Root Mean Square Error

ROM Range of Motion – Ampiezza di movimento

s.d.r. Sistema di riferimento

UPRDS The Unified Parkinson's Disease Rating Scale

U_Sol Unica soluzione – Soluzione valida per tutti i task

Indice

Lista delle figure	I
Lista delle tabelle	IV
1. Introduzione.....	1
1.1 Il Morbo di Parkinson ed il suo tremore	2
1.2 Dispositivi esistenti.....	5
2. Design e Sviluppo	12
2.1 Instrumented Flexible Glove	12
2.1.1 Panoramica	12
2.1.2 Fabbricazione dei componenti	14
2.1.3 Sensori e componenti elettronici	20
2.1.4 Prototipo completo	25
2.2 Setup dell' esperimento di validazione	33
3. Protocollo ed Esperimenti	37
4. Analisi dei Dati	42
4.1 Pre – processing	42
4.2 Stima del movimento	44
4.3 Beta finding method	51
5. Risultati e discussione.....	62
6. Possibili sviluppi futuri	81
Riferimenti	85

Lista delle figure

Capitolo I

1.1 Anatomia del cervello [59].....	3
1.2 Tremore “pill – rolling” [53].....	3
1.3 Tremore a riposo (a), tremore posturale (b) e tremore d’azione (c) [22]	4
1.4 Uso di MoCap per la validazione del tremore da PD [13].....	5
1.5 Kinesia™ [16].....	7
1.5 Setup del device (a sx) e rappresentazione della frequenza (a dx) [24 .	9

Capitolo II

2.1 Breve panoramica	12
2.2 Posizionamento sensori.....	13
2.3 Anello (b,c) e cappuccio (a,d) modelli Solidworks.....	15
2.4 Camera sottovuoto (a) e materiele nel contenitore (b).....	17
2.5 Modelli Solidworks (b,c) e stampi con materiale (a,d).....	18
2.6 Modello Solidworks per fascia polso.....	19
2.7 SDA e SCL [36].....	21
2.8 Sequenza di comunicazione I ² C.....	22
2.9 Schema IMU.....	22
2.10 Schema I ² C Expander [32].....	24
2.11 Schema elettrico completo.....	24
2.12 Prototipo completo.....	25
2.13 Flowchart Arduino	27
2.14 Test frequenza di campionamento.....	29
2.15 GUI for Kinematics Recording	29
2.16 Effetto calibrazione acc e giro.....	30
2.17 Effetto calibrazione magnetometro.....	31
2.18 Salvataggio o visualizzazione dati nella GUI.....	32

2.19 Dispositivi usati per validazione: Pinout DAQ (a), Encoder Rotatorio (b) e DAQ (c).....	33
2.20 Segnali di output A e B dell'encoder in quadratura [54].....	34
2.21 Flowchart Quadrature Encoding	35
2.22 Interfaccia LabVIEW per quadrature encoding	36

Capitolo III

3.1 Movimenti valutati [27].....	37
3.2 Popup avvio registrazione.....	37
3.3 Strutture 3D per esperimenti	38
3.4 Saturazione giroscopio (a), Distorsione angoli encoder (b), Miscount encoder (c).....	40

Capitolo IV

4.1 Diagramma a blocchi analisi dei dati.....	42
4.2 Maschera del filtro di Chebyshev.....	43
4.3 IMU – MCP movimento non voluto.....	43
4.4 Angoli di Eulero [56].....	44
4.5 Roll, pitch and yaw [57].....	45
4.6 Quaternione [29].....	46
4.7 Dati IMU calibrati e processati per FLE/EXT task a 8 BPM.....	48
4.8 Disposizione IMU e movimento relativo.....	50
4.9 Quaternione FT (a), quaternione MCP (b) e Movimento relativo (c). 50	
4.10 Orientazione β suggerita da Madwick – static condition.....	51
4.11 Stima errata β suggerita da Madwick – dynamic condition.....	52
4.12 Minimo locale e globale [58].....	53
4.13 Esempio PKAE.....	55
4.14 Flowchart BFM.....	57
4.15 Matrix (a) e matrix_tr (b) FLE/EXT a 120 BPM.....	61

Capitolo V

5.1 Distribuzione β per ABD/ADD OpG (a) e matrix_tr (b).....	63
5.2 Distribuzione β per FLE/EXT OpG (a) e matrix_tr (b).....	63

5.3 RMSE per vari dataset considerati – FLE/EXT.....	64
5.4 RMSE per vari dataset considerati – ABD/ADD.....	64
5.5 Confronto RMSE tra LhG e OpG per FLE/EXT (a) e ABD/ADD (b)	65
5.6 Movimento relativo test – set 8 BPM – ABD/ADD	67
5.7 Movimento relativo test – set 30 BPM – ABD/ADD.....	68
5.8 Movimenti relativi Test –Set 60 e 120 BPM –ABD/ADD	68
5.9 RMSE per ABD/ADD su test –set (a) e PKAE per ABD/ADD su test – set (b).....	70/71
5.10 Movimento relativo test –Set 8 BPM –FLE/EXT (a), Movimento relativo test –Set 120 BPM –FLE/EXT (b), Movimento relativo test –Set 200 BPM –FLE/EXT (c).....	72/73
5.11 RMSE per FLE/EXT su test –set (a) PKAE per FLE/EXT su test –set (b).....	74
5.12 U_Sol per FLE/EXT e ABD/ADD a 8 BPM (a) - U_Sol per FLE/EXT e ABD/ADD a 120 BPM (b)	75/76
5.13 Errore tra U_Sol e AVG_β	78

Capitolo VI

6.1 CIRCUM task	81
-----------------------	----

Lista delle tabelle

Tabella 1	Valutazione UPDRS.....	4
Tabella 2	Stampanti 3D usate.....	14
Tabella 3	Materiali siliconici	17
Tabella 4	Principali caratteristiche elettriche IMU.....	23
Tabella 5	Stato di quadratura	35
Tabella 6	Matrix_storage	59
Tabella 7	Valori PR_Sol – β mediati da OpG	66
Tabella 8	AVG_ β mediati da PR_Sol	67
Tabella 9	RMSE e PKAE su test – set ABD/ADD	69
Tabella 10	Tempo di convergenza ABD/ADD	70
Tabella 11	RMSE e PKAE su test – set FLE/EXT	73
Tabella 12	Soluzione per tutti i task U_Sol	75
Tabella 13	Tempo di convergenza ABD/ADD AVG_ β e U_Sol	76
Tabella 14	Errore U_Sol	77
Tabella 15	Differenza errore U_Sol e AVG_ β	78

1. Introduzione

Durante le ultime decadi i ricercatori nel settore biomedico hanno investito molte energie per investigare il Tremore Parkinsoniano e il Tremore Essenziale (ET). Nonostante il tremore abbia molte cause a cui possa essere associato, la sua eziologia ancora non è del tutto chiara, e per questa ragione ci sono molte ricerche ancora attive. Ci sono due principali condizioni neurofisiologiche che possono causare tremore, cioè tremore essenziale e Malattia di Parkinson (PD) con statistiche abbastanza importanti nel 2010 (e con previsione futura nel 2025) di 5.77 milioni (9.14 milioni), di cui 2.32 milioni (4.24 milioni) in Europa [1].

I pazienti affetti da tremore, anche se non con grande magnitudo, riportano serie difficoltà nell'affrontare le attività della quotidianità. Questa parte di popolazione, cioè il 65% di tutti i pazienti parkinsoniani, affrontano quotidianamente delle difficoltà anche in semplici attività come ad esempio mangiare, o vestirsi [2].

I pazienti che seguono percorsi terapeutici subiscono come prima conseguenza l'abbassamento della loro qualità di vita, ed inoltre a causa delle difficoltà che la malattia presenta non è semplice per loro ottenere una posizione lavorativa, o addirittura spesso devono abbandonare quella corrente per l'influenza dei loro indebolimenti [3] [4]. La valutazione del tremore necessita la presenza di medici qualificati che con le loro conoscenze e capacità possono valutare le caratteristiche e gli effetti del sintomo e suggerire i migliori consigli per possibili trattamenti al fine di ridurre o gestire i problemi legati anche alle attività della vita quotidiana. La valutazione del tremore, come è facile intuire, diviene quindi complicata a causa della variabilità inter – operatore, perciò da parte della comunità medico – scientifica è sempre crescente l'interesse in dispositivi che possano quantificare il livello del tremore in modo sistematico per offrire un supporto alla diagnosi. L'elettromiografia (EMG) superficiale ad alta densità (HD – sEMG) è un metodo non invasivo per esaminare i comandi neuronali provenienti dal sistema nervoso centrale e può essere usato per quantificare il livello di contrazione e possibilmente identificare le cause del tremore. Nonostante ci siano già una serie di applicazioni che uniscono le informazioni derivanti dal sistema nervoso centrale, le informazioni muscolari e le misurazioni di cinematica per quantificare in modo robusto il livello di tremore, lo scopo di questo lavoro è presentare un nuovo dispositivo che possa registrare

misurazioni di cinematica anche all'esterno degli ambienti di laboratorio, quindi un dispositivo leggero con facile portabilità e indossabilità. Inoltre, questo lavoro è stato progettato per essere integrabile con le misurazioni di HD – sEMG per future investigazioni unendo informazioni di diversa origine.

Nel Capitolo I verranno presentati più nel dettaglio il tremore da Parkinson ed una serie di dispositivi già presenti in letteratura per la sua valutazione. Nel Capitolo II verrà presentato Instrumented Flexible Glove (IFG), sia per quanto riguarda la sua progettazione meccanica che elettronica con successiva minuziosa descrizione dell'interfaccia Grafica (GUI) implementata per gestire la registrazione di cinematica. Inoltre, verrà presentato anche il setup di validazione dell'IFG. Nel Capitolo III verrà presentato il protocollo e gli esperimenti programmati per validare le prestazioni di IFG. Nel successivo Capitolo IV verrà spiegato come si sono elaborati i dati per la stima del movimento dell'articolazione del metacarpo (MCP joint). In più verrà presentato un nuovo approccio su base metaeuristica, ispirato agli algoritmi della ricerca del minimo globale, per definire in modo ottimale il parametro che controlla la stima del movimento. Negli ultimi Capitoli V e VI seguiranno la presentazione dei risultati, la loro discussione, e i possibili miglioramenti futuri già individuati.

1.1. Il morbo di Parkinson ed il suo tremore

PD è un disturbo progressivo neurodegenerativo multi-sistemico, con sintomi motori e non, che fa parte di una classe di patologie definite "Disordini del Movimento". La totale comprensione riguardo PD è ancora uno dei maggiori argomenti per i medici ed i ricercatori scientifici, poiché ancora tutto il suo scenario non è stato chiarito.

In media l'1% della popolazione anziana soffre di PD, ma tuttavia anche la popolazione più giovane (<50 anni) può soffrire di PD poiché si stima che ricopra fino al 10% del numero totale dei pazienti parkinsoniani. A causa della crescita demografica, ci si aspetta un progressivo aumento dei pazienti di PD nel tempo. [5] [6].

Facendo riferimento all'anatomia del cervello, i sintomi di PD sono fortemente collegati alla morte dei neuroni dopaminergici che sono normalmente presenti in substantia pars nigra compacta (SNpc) (figura 1.1), quindi in altre parole una causa dei tipici movimenti parkinsoniani può essere riscontrato nella mancanza di dopamina [7].

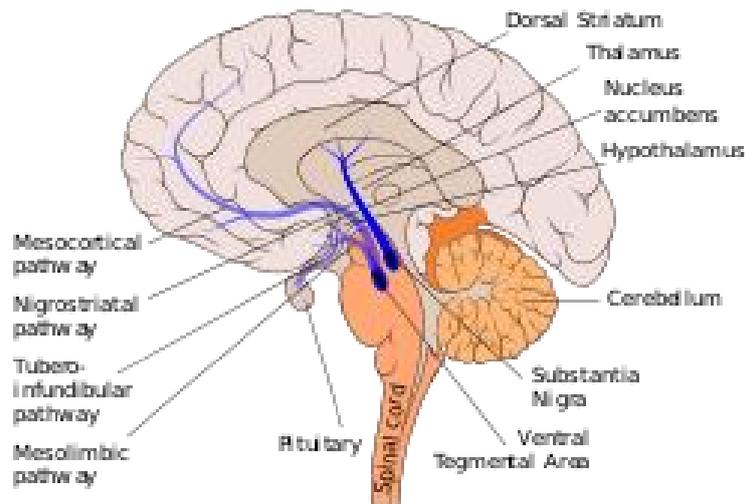


Figura 1.1: Anatomia del cervello [59]

Sarebbe difficile categorizzare tutti i pazienti PD in un unico gruppo, perché essi possono essere affetti da diversi sintomi con differenti effetti nel corpo umano. Dunque, i pazienti PD si possono suddividere in due gruppi principali: tremore – dominanti e non tremore – dominanti. Il primo gruppo è composto da persone che mostrano tremore come sintomo principale (quasi mai unico) [8], ed il secondo coinvolge soggetti con rigidità muscolare, instabilità posturale, ma senza tremore o quasi [7].

Il tremore, ed il movimento che ne viene influenzato, possono essere usati per facilitare l'investigazione e la diagnosi del PD. La valutazione del tremore può essere effettuata su piedi, braccia e in particolare mano. Tra i tipi di tremore, uno dei più comuni è chiamato tremore “pill – rolling” (Figure 1.2), che sarebbe una flessione - estensione delle dita in combinazione con la adduzione del pollice dove la sua frequenza non varia, mentre l'ampiezza può variare.

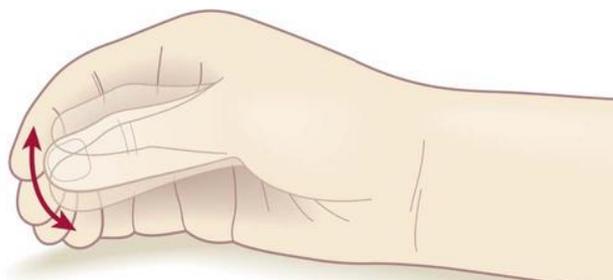


Figura 1.2: Tremore “Pill – Rolling” [53]

Dunque, considerando il tremore come un'oscillazione ritmica ed involontaria di una parte del corpo umano, può essere meglio classificato dal presentarsi in diverse condizioni: tremore a riposo, tremore posturale, e tremore d'azione (o cinematico). Il tremore a riposo è il più caratteristico del PD, e come suggerisce la stessa definizione, esso si presenta quando il paziente mantiene la parte del corpo rilassata. Il tremore posturale si verifica quando la parte del corpo (come le braccia in figura 1.3b) è tenuta lontana dal corpo stesso e contro la gravità. Infine, il tremore d'azione si verifica quando viene compiuta una certa azione volontaria, che coinvolgerà quindi dei muscoli (ad esempio tenere un oggetto nella mano) [9].

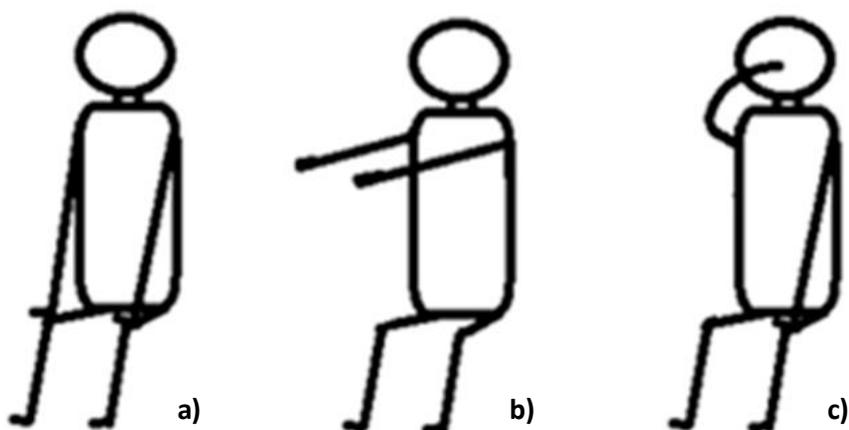


Figura 1.3: Tremore a riposo (a), tremore posturale (b) and tremore d'azione(c) [22]

Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS – Scala Unificata di Valutazione del Morbo di Parkinson) è una scala universale che permette di valutare gli stadi di progresso della PD.

UPDRS

UPDRS – I	Coinvolge gli aspetti non motori della vita quotidiana
UPDRS – II	Coinvolge gli aspetti motori della vita quotidiana
UPDRS – III	Coinvolge attività motorie specifiche della PD: tremore, rigidità e difficoltà di deambulazione
UPDRS – IV	Coinvolge complicazioni motorie

Tabella 1: Valutazione UPDRS

Le attività comunemente richieste dai medici per valutare il livello di tremore da PD sono: toccarsi il naso col dito ed allontanare la mano, stringere la mano opposta con l'altra,

contare con le dita fino ad un numero definito e usare piattaforme per disegnare spirali, ma come è chiaro, e come già precedentemente anticipato questi metodi richiedono una certa esperienza da parte dell'operatore clinico e sono molto affetti da variabilità inter – operatore [10], e per tale motivo è fondamentale il supporto della tecnologia.

1.2. Dispositivi Esistenti

Il tremore da PD è quindi considerabile come un movimento accelerato di una parte del corpo, e nel caso del presente studio verrà approfondito il tremore della mano. Dunque, questa oscillazione ritmica, che produce movimento, è caratterizzata principalmente dall'intensità e dalla frequenza con cui si verifica. È stato identificato che la frequenza del tremore non è fortemente correlata alla sua gravità, pertanto è importante investigare sia l'ampiezza che la frequenza del movimento per avere una chiara e precisa indicazione della severità del tremore [11] [12].

I ricercatori per fornire una risposta al quesito della quantificazione del tremore in modo sistematico, affinché si possa evitare la variabilità inter – operatore, hanno usato differenti dispositivi. I sistemi Motion capture (MoCap) sono stati largamente usati ed è stato dimostrato che le caratteristiche spazio – frequenza che ne derivano sono utili per poter fornire una misurazione quantitativa della gravità del tremore offrendo la possibilità di valutare la progressione della malattia nel tempo [13].

Un autorevole metodo, tramite utilizzo di MoCap, fu l'analisi con le equazioni differenziali di ritardo (DDE), che servì per costruire un classificatore tra pazienti PD e popolazioni di soggetti sani. Il sistema è stato capace di classificare i pazienti in due differenti sottogruppi, cioè coloro che stanno seguendo terapie farmacologiche e coloro che le hanno sospese (parzialmente o definitivamente). I risultati sono stati molto incoraggianti confrontati ai pareri dei medici fornendo errore medio di circa 10% [14].



Figura 1.4: Uso di MoCap per la valutazione del tremore da PD [13].

Gli approcci che utilizzano il sopramenzionato MoCap sono costosi e non portatili. In molti casi testare queste tecniche richiede spazio di laboratorio dedicato e non è quindi adattabile per gli studi quotidiani. In molti casi i soggetti che vogliono liberamente dare un contributo alla ricerca e quindi essere testati non sono capaci di deambulare, conseguentemente hanno numerose difficoltà a lasciare i loro domicili, o le strutture dove vivono per accedere agli spazi di laboratorio. Inoltre, un'altra complicanza che solitamente si presenta usando i MoCap è il posizionamento dei marker ottici in modo accurato e coerente per prove multiple, o con diversi soggetti, in modo da garantire la ripetibilità dei test. Dunque, anche data la loro estrema risoluzione ed affidabilità i MoCap non sono sempre una soluzione ottimale per lo sviluppo di applicazioni sul tema di questo lavoro.

Tuttavia, i MoCap sono un ottimo strumento di validazione vista la succitata accuratezza nelle misurazioni. Infatti, molti lavori utilizzano i MoCap come strumento di validazione per la valutazione delle prestazioni [15] (per questo lavoro non si è potuto utilizzare MoCap a causa delle restrizioni da Covid – 19 che ha strettamente limitato l'accesso alle strutture, e quindi ai laboratori, dell'Imperial College London).

Un ulteriore studio, il cui focus è stato discriminare il tremore dalle volontarie posture di movimento e di valutarne la sua severità durante le attività quotidiane è Kinesia™. Esso è stato usato su una coorte di dieci pazienti. Questo dispositivo integra misurazioni inerziali, e grazie a queste è stato implementato un modello matematico che ha raggiunto ottimi risultati di classificazione della gravità del tremore. I risultati sono stati validati direttamente con le indicazioni dei medici usando la Washington Tremor Rating Scale (wTRS) come scala di misurazione, producendo come coefficiente medio di correlazione $r = 0.80$ [16].



*Figura 1.5: Kinesia™ (Clevemend).
È stato approvato da FDA per il
commercio. [16]*

I quesiti di ricerca, nel corso degli anni, hanno avuto bisogno di utilizzare qualcosa sempre di più portatile, miniaturizzato e meno costoso delle applicazioni di cui sopra. Inoltre, l'investigazione delle attività della vita quotidiana richiede condizioni particolari che non sono sempre raggiungibili nell'ambiente di laboratorio per cui MoCap è sconsigliato.

In questo panorama un ruolo fondamentale viene acquisito dai MEMS (Micro – Electro – Mechanical Systems), e più in particolare delle Inertial Measurements Unit (IMU). L'interesse in questi dispositivi è in costante crescita, dato il loro impatto in termini di dimensioni e portabilità. Sono composti da Giroscopio a 3 assi di misurazione che misura velocità angolare, Accelerometro a 3 assi di misurazione che misura accelerazione lineare ed a volte per particolari applicazioni anche dal Magnetometro a 3 assi di misurazione che misura campo magnetico. L'uso di tali dispositivi è sempre più diffuso per molte applicazioni dell'analisi del movimento e della robotica indossabile dato che le loro dimensioni contenute superano il problema riguardo alle dimensioni dei MoCap o simili [17] [18].

Le IMU sono molto adatte per l'investigazione del tremore, poiché esse forniscono informazioni che sono molto interessanti ed utili per la sua valutazione. I parametri più significativi che forniscono informazioni che possono essere tradotti in valutazione del tremore, sono:

- Power Spectral Density (PSD) di velocità angolare ed accelerazione lineare
- Root Mean Square (RMS) di velocità angolare ed accelerazione lineare
- Root Mean Square (RMS) dello spostamento angolare

Sulla base dei parametri sopramenzionati sono stati sviluppati numerosi modelli di valutazione del tremore. *Giuffrida et al.* ha dimostrato, per il tremore posturale ed a riposo, una robusta ed affidabile correlazione con un ottimo coefficiente ($r^2 = 0.9$) tra l'UPDRS ed il logaritmo della somma del picco di potenza della PSD per entrambi i parametri sopracitati, cioè velocità angolare ed accelerazione lineare. In più, per il tremore d'azione ha dimostrato una buona correlazione tra la sommatoria dell'RMS della velocità angolare ed accelerazione lineare con la scala di valutazione UPDRS con un promettente coefficiente di correlazione ($r^2 = 0.69$) [19] [20].

Uno studio significativo usa una IMU MPU6050 (*IvenSense Inc.*) a 6 assi di misurazione per il tremore del dito a riposo. Il metodo applicato in questo studio estrae la frequenza del picco dominante degli spettri di potenza di velocità angolare ed accelerazione lineare. Data la frequenza caratteristica del tremore a riposo, cioè 3.5 – 7.5 Hz [21], si confronta la frequenza dei picchi dominanti con questo intorno, per verificare se realmente l'origine del tremore sia considerabile da PD. Quindi, in questo caso, la frequenza è considerabile come una feature chiave di giudizio per verificare l'origine del tremore, mentre per quantificare i livelli di vibrazione viene usato l'RMS. Inoltre, in questo studio viene fornita una definizione di stato valido o non valido usando le misurazioni provenienti solo dal giroscopio. Questo controllo ha l'obiettivo di trascurare gli stati non validi per le ulteriori analisi, guadagnandone sia in costo computazionale che in accuratezza, dal momento che gli stati validi vengono valutati stabili sulla base di due criteri:

1. Dominio della frequenza: picco dominante della PSD maggiore del'85% in proporzione
2. Dominio del tempo: deviazione standard (SD) dell'ampiezza picco – picco più grande del 70% della sua media

Dunque, utilizzando il modello Least – square – estimation è stata fornita una valutazione matematica del livello d'appartenenza alla UPRDS, e validata rispetto al parere dei medici con coefficiente di correlazione eccellente $r = 0.98$ [22].

In un ulteriore lavoro che usa delle IMU solo le misurazioni di velocità angolare, è stato sviluppato un modello differente di stima del tremore da PD. In questo studio è stato investigato il movimento della mano dalla registrazione della flessione – estensione del polso. Questo studio si basa su un algoritmo per la stima in real – time composto da due stage principali. Il primo stage separa il tremore ed il movimento volontario, il secondo fornisce una stima del tremore facendo la differenza tra i dati grezzi del movimento ed il movimento volontario estratto nel primo stage. Nel primo stage la tecnica utilizzata che ha presentato risultati migliori è il critically damped filter (CDF), mentre il secondo passaggio è composto da due tecniche a cascata: weighted frequency filters linear utilizzato per stimare la frequenza e collegarla ad un filtro Kalman (KF) per tracciare l'ampiezza [23].

Inoltre, per valutare la magnitudo del tremore da PD e proporla come riferimento per futuri sviluppi di studi sulla soppressione del tremore, è qui introdotto uno studio condotto grazie all'uso delle IMU a 9 assi di misurazione (STEVAL – MKI108V2, STMicroelectronics®) e di un motion tracker elettromagnetico (EM) a 5 gradi di libertà (DoF), investigando su tutti i parametri sopramenzionati. Questo studio usa le IMU, come mostrato in figura 1.6, per investigare il tremore delle dita e del polso.

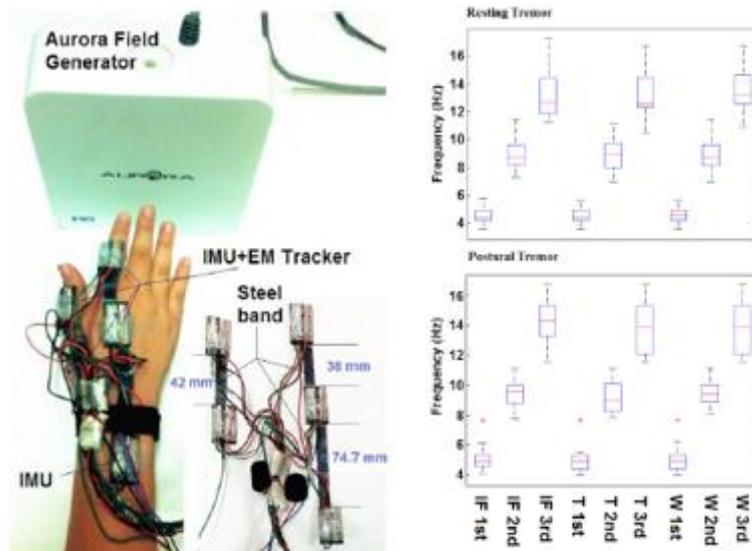


Figura 1.6: Setup del Device (a sinistra) e rappresentazione della frequenza (a destra) [24].

I risultati presentati per indice, pollice e polso (Figura 1.6 a destra) mostrano delle componenti frequenziali comuni per tutte le parti del corpo investigate, con spettri davvero simili e concentrati nella banda di frequenza 3.5 - 8.5 Hz, ma in tutti i casi mostrano delle seconde armoniche tra 10.4 – 17.3 Hz, sia nel caso di tremore a riposo che nel caso di tremore posturale, che non possono essere ignorate [24].

Come è stato mostrato la valutazione del tremore si serve di più parametri tra cui lo spostamento angolare, ma che non è solo utile alla valutazione del tremore bensì è molto usato per scopi riabilitativi, come per esempio per i pazienti post – ictus [25]. I medici, che operano in questo campo hanno bisogno di valutare lo spostamento angolare di un'articolazione, sia per valutarne il Range of Motion (ROM), ossia il massimo spostamento angolare permesso dall'articolazione, ma anche il movimento relativo di quest'ultima. Molto spesso per pazienti che seguono percorsi di riabilitazione per la mano vengono monitorate le sue funzioni tramite goniometri, che attualmente sono considerati da molti studi come “gold – standard”. La comprensione della cinematica della mano è un argomento di estrema complessità [26], e per tale motivo l'utilizzo di dispositivi di supporto alla riabilitazione ricoprono un ruolo fondamentale. Flessione / estensione (FLE/EXT), abduzione / adduzione (ABD/ADD) e circonduzione (CIRCUM) del dito [27] sono solo alcuni dei movimenti che vengono spesso richiesti ai pazienti per valutarne la sua progressione terapeutica. Questo tipo di investigazioni sono raggiungibili usando IMU e applicando degli algoritmi di sensors fusion per combinare le informazioni provenienti dalle IMU e stimare movimenti angolari [25].

L'Artrite reumatoide è una patologia che prevede infiammazione delle articolazioni con conseguente deperimento delle stesse. Un complementary filter è stato usato per ottenere le misurazioni angolari usando iSEG – Glove, cioè un potente guanto composto da combinazioni di IMU a 9 assi di misurazione (MPU – 9150, IvenSense Inc.) sorrette da materiale estensibile che permette il libero movimento della mano [28]. Questa patologia influenza i ROM delle articolazioni che sono stati investigati da questo guanto e validate con un goniometro universale generando root mean square error (RMSE) di 5.95° (85.24%).

Uno degli studi più significativi, dei presenti in letteratura di nostra conoscenza, è stato introdotto da *Bor-Shing Lin et al*, i quali hanno usato IMU a 9 assi di misurazione

(LSM9DS0, STMicroelectronics, Geneva, Switzerland), che trasmettono dati tramite un modulo bluetooth al computer [25]. Hanno usato l'algoritmo di Madgwick [29] per la stima degli spostamenti angolari, ma il reale vantaggio di questo studio è la mancanza di ogni tipo di cablaggio grazie al modulo bluetooth e alla PCB. I risultati sono stati eccellenti conseguendo un errore medio $< 2^\circ$.

Ulteriori studi sono stati introdotti usando IMU per la valutazione del tremore e la misurazione cinematica della mano: *Md Nafiul Alam et al* ha introdotto un nuovo approccio basato su machine learning che usa il modello Support Vector Machine (SVM) per la valutazione degli stadi del tremore a riposo e posturale rispettivamente con incoraggianti risultati di circa 88.8% e 80% di accuratezza [30]; *Josien C. Van Den Noort et al* ha presentato PowerGlove e ha spiegato come sia possibile usare IMU e dati di forza per quantificare bradicinesia, tremore e rigidità in pazienti con PD [31].

In generale il Capitolo I ha voluto porre l'attenzione del lettore su come sia possibile usare le IMU per numerose applicazioni riguardo il tremore da PD, ma anche per numerose patologie che generalmente riguardano la riabilitazione motoria. Il tremore delle dita, del polso, e più in generale della mano è un oggetto di studio molto frequente per i succitati motivi e questo studio vuole concentrarsi sullo sviluppo e la validazione di un dispositivo che possa essere utile per misurazioni di cinematica, superando i vincoli dei MoCap, fuori dall'ambiente di laboratorio con un approccio a basso costo.

2. Design and Sviluppo

Lo scopo di questa tesi è lo sviluppo di Instrumented Flexible Glove (IFG), cioè di un dispositivo che sia capace di registrare dati di cinematica e salvarli per analisi off – line. Il progetto ha dovuto rispettare alcuni vincoli, come precedentemente specificato nel Capitolo I, riguardo la vestibilità, l’ingombro, il peso e la portabilità. Per tale ragione si è scelto di utilizzare materiali della famiglia dei siliconi visto le loro invitanti caratteristiche rispetto ai vincoli di progetto sopra menzionati. Nel pensare allo sviluppo di tale dispositivo si è considerato che in futuro dovrà essere integrabile con misurazioni di HD sEMG.

2.1 Instumented Finger Glove (IFG)

2.1.1. Panoramica

IFG è composto da una struttura di tre fasce flessibili prodotte con materiali siliconici usando la tecnica del molding; questa struttura serve per il posizionamento di tre IMU, che come verrà spiegato, servono a registrare dati grezzi per successive analisi off – line in ambiente MATLAB (*R2019a Student Edition MathWorks Inc.*).

Le IMU, utilizzando I²C come protocollo di comunicazione, trasmettono i dati ad un Arduino 0 tramite un Expander I²C.

I dati vengono mandati da Arduino 0 al PC (*Asus, Intel core i5 6200U*) tramite comunicazione seriale, più precisamente a MATLAB, che sarà responsabile di salvare i dati in matrici per l’analisi off – line.

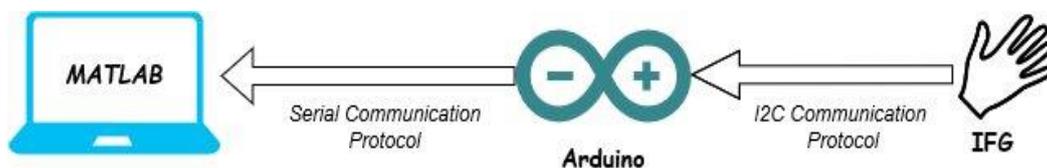


Figure 2.1: Breve Paronamica

La spiegazione del posizionamento dei sensori è sicuramente più facile facendo riferimento alla seguente figura 2.2.

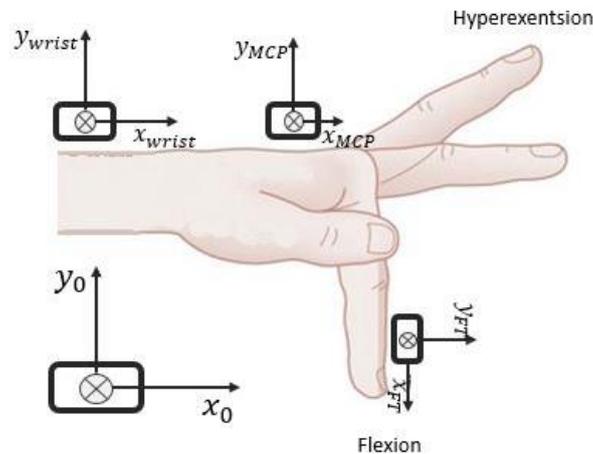


Figura 2.2: Posizionamento sensori.

Il focus principale di questo studio è stato dato all'articolazione del metacarpo (MCP), del dito poiché è l'articolazione fondamentale per l'investigazione del tremore delle dita [25]. Si sono dunque trascurate le altre articolazioni delle dita, prestando maggiore attenzione all'MCP ed al polso, che come illustrato nel precedente Capitolo I sono due joint di principale importanza per le investigazioni sul tremore parkinsoniano.

L'idea di partenza era di realizzare un dispositivo che potesse discriminare il tremore del polso ed il tremore delle dita, poiché essi hanno componenti ed origini neuromuscolari differenti. Quindi facendo riferimento al “pill – rolling”, il tremore delle dita è spesso collegato al tremore del polso ma con origini neuromuscolari ancora del tutto non chiare, e questo integrando HD – sEMG permetterà in futuro di mappare la cinematica e le informazioni muscoli associate al tremore per chiarirne lo scenario.

Dunque, per investigare l'MCP joint si è posizionata un'IMU sulla fingertip (punta del dito - FT) ed un'altra sull'MCP. Le IMU forniscono solo una stima dell'orientazione rispetto ad un sistema di riferimento (s.d.r.) fisso, perciò per avere la ricostruzione del movimento relativo di una determinata articolazione è necessario utilizzare due IMU, in questo caso considerando quella sull'MCP joint come riferimento. Allo stesso modo, per investigare l'articolazione del polso si è posizionata un'IMU poco dopo la sua stessa articolazione che sarà il riferimento di quell'IMU sull'MCP.

2.1.2. Fabbricazione dei componenti

Per garantire libero movimento senza attrito, uno dei vincoli di progetto, è stato l'utilizzo di materiali flessibili, e quelli scelti per questo lavoro fanno parte della famiglia dei cosiddetti siliconici che costituiscono un ottimo compromesso tra resistenza, affidabilità e flessibilità.

Le caratteristiche meccaniche sono molto importanti per questa applicazione, dal momento che la struttura servirà da sostegno per le IMU. L'obiettivo è stato di sviluppare una struttura che limitasse al minimo il movimento non voluto, dato che le IMU sono molto sensibili, perciò, leggeri movimenti possono alterare di tanto le misurazioni. Questo è uno dei principali problemi di IFG che verrà discusso in seguito.

Sostanzialmente IFG è composto da cinque componenti: due prodotti in materiale solido Acrilnitrile-Butadiene-Stirene (ABS), altri due in uretano e l'ultimo in silicone. Dunque, per la progettazione meccanica, il software utilizzato è stato SolidWorks 2019 (*Dassault Systèmes SolidWorks Corporation*), che è largamente utilizzato per queste applicazioni visti i suoi approcci multifunzionali.

Pertanto, così come è chiaro intuire, questo progetto ha avuto bisogno di 3D Printing e le stampanti utilizzate per la progettazione meccanica di IFG sono listate nella seguente tabella:

Stampante	Area di stampa	Spessore Layer	Dimensione filamento
3D			
UP – Mini 2	120 x 120 x 120mm	0.30 / 0.35mm	1.75 mm
Ultimaker S3	230 x 190 x 200 mm	> 0.2 mm	2.85 mm
Ultimaker S5	330 x 240 x 300 mm	> 0.2 mm	2.85 mm

Tabella 2: Stampanti 3D usate

Le parti solide di IFG sono state prodotte utilizzando UP – mini 2 in ABS. Esse sono un cappuccio ed un anello per il dito, ed i modelli solidworks sono presentati in figura 2.3

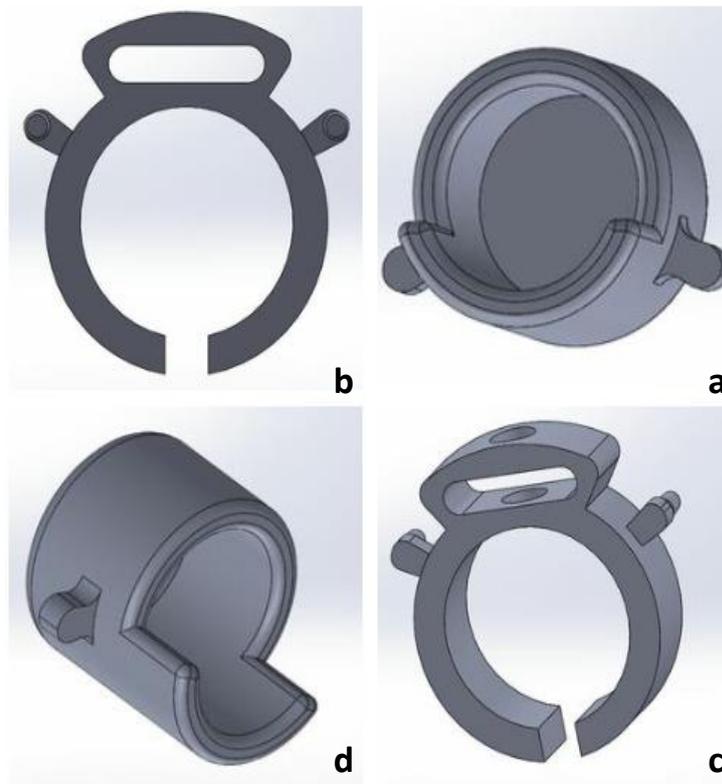


Figura 2.3: Anello (b,c) e Cappuccio (a,d) modelli SOLIDWORKS

Le dimensioni di tali componenti solidi sono state scelte sulla base della dimensione della mano del candidato, e sono stati realizzati dopo numerose prove per assicurarsi di aver raggiunto un ottimo compromesso tra vestibilità e dimensione. L'idea di base è quella di usare una fascia flessibile per il dito sostenuta da entrambi i modelli solidi in ABS, ed usare un'altra fascia flessibile per il palmo sostenuta dall'anello per un'estremità, e da terza fascia per il polso dall'altra estremità. Il modello in figura 2.3 (a,d) ha 18 mm di diametro e presenta due pin laterali che serviranno per fissare la fascia per il dito che poi si andrà a fissare anche dall'altra estremità sfruttando i pin laterali che sono presenti sui modelli in figura 2.3 (b,c). L'anello ha diametro di 24 mm e presenta anche un foro sulla parte superiore (3.5 mm) del modello che servirà ad agganciare la fascia del palmo che poi sarà bloccata dalla fascia del polso.

Per fabbricare le bande per dito, palmo e polso è stata usata la tecnica del molding che consiste principalmente di quattro passi:

1. Progettazione stampo negativo: Lo stampo negativo è stato progettato in ambiente Solidworks e quindi stampato in acido poli lattico (PLA). Per stampo negativo (o Mold) si intende la parte opposta di ciò che si vuole realizzare per quindi permettere, come successivamente spiegato, che il materiale versato si possa adattare a tutte le forme che lo costituiscono.
2. Preparazione del Materiale: Sorta – Clear™ 40 (<https://www.smooth-on.com/products/sorta-clear-40/>) e VytaFlex™ 20 (<https://www.smooth-on.com/products/vytaflex-20/>) sono stati scelti per questo lavoro. Entrambi sono commercializzati da Smooth – On (*Smooth-On, Inc.*), i cui prodotti sono largamente usati per queste applicazioni, visto che rappresentano un ottimo compromesso tra costo ed efficienza. Fondamentalmente i due materiali sono composti da due parti (A e B, agente e reagente). Dopo aver selezionato le quantità richieste di parte A e B in un contenitore di miscelazione, vengono miscelate accuratamente per 3 minuti assicurandosi di raschiare i lati e il fondo del contenitore di miscelazione più volte per ottenere il materiale desiderabile da versare nello stampo negativo del punto (1). Una cosa importante da tenere in considerazione è che una volta che le due parti vengono unite inizia ciò che è definito pot-life, ossia il periodo di tempo entro il quale un materiale reattivo bicomponente dovrebbe essere trattato. Se si supera il pot-life, la viscosità del materiale aumenta e quindi il materiale non sarà più trattabile.
3. Fase di Degassing: Viene utilizzata una camera sottovuoto che ospiterà il contenitore del materiale precedentemente preparato per un tempo che dipende dal materiale utilizzato e dalla quantità. Questa è una fase molto delicata perché necessita di molta esperienza in modo da permettere che tutte le bolle d'aria intrappolate nel materiale vengano rimosse. Se questa fase non viene eseguita attentamente comporterà problemi rispetto alle caratteristiche meccaniche del prodotto finito.
4. Deposizione del Materiale: Il materiale viene depositato all'interno dello stampo negativo per un'ulteriore fase di degassing in modo da assicurarsi di rimuovere tutte le bolle intrappolate dal materiale. È di fondamentale importanza che questa

seconda fase di degassing venga fatta all'interno del tempo massimo consentito di pot-life, poiché diversamente il prodotto finale ne sarebbe fortemente influenzato. Infine, lo stampo verrà lasciato riposare in un ambiente a temperatura controllata per un tempo indicato dal produttore definito come cure-time.

Come spiegato, sono stati usati due differenti materiali e questa tabella ne vuole riassumere le principali caratteristiche sulla base delle quali sono stati scelti:

Materiale	Peso specifico	Durezza	Resistenza a trazione	Allungamento a rottura
Vyta – Flex 20	1.00 g/cc	20 A	200 psi	1000 %
Sorta – clear 40	1.08 g/cc	40 A	800 psi	400 %

Tabella 3: Materiali siliconici

Il cure – time dei materiali è lo stesso ed è pari a 16h, mentre ciò che cambia è il pot – time che per il primo materiale è 30 min e per il secondo 60 min. Quindi si evince che per il primo bisogna prestare molta più attenzione ed essere più rapidi, infatti durante questo lavoro le prove sono iniziate da Sorta – Clear 40 per assumere padronanza della tecnica di molding.

Di seguito verranno presentati, tramite l'aiuto di illustrazioni fotografiche, i componenti prodotti con materiali flessibili. La figura 2.4 illustra sulla destra la bilancia e il contenitore di mixaggio utilizzato per la fase di preparazione del materiale e sulla sinistra la camera sottovuoto ed il motore ad essa associato che, come già spiegato gioca un ruolo fondamentale per la rimozione delle bolle d'aria.



Figure 2.4: Camera Sottovuoto (a) e Materiale nel contenitore (b)

I modelli che sono stati utilizzati per la fascia del dito e del palmo hanno una struttura simile, e sono stati stampati con Ultimaker S3. È servita particolare attenzione per i buchi (2.54mm di diametro) poiché la tecnica del molding riscontra particolari difficoltà nelle piccole dimensioni, mentre lo spessore di entrambe le fasce è 3 mm, larghezza di 25 mm e differenti lunghezze di 92 mm per il dito e 175 mm per il palmo.

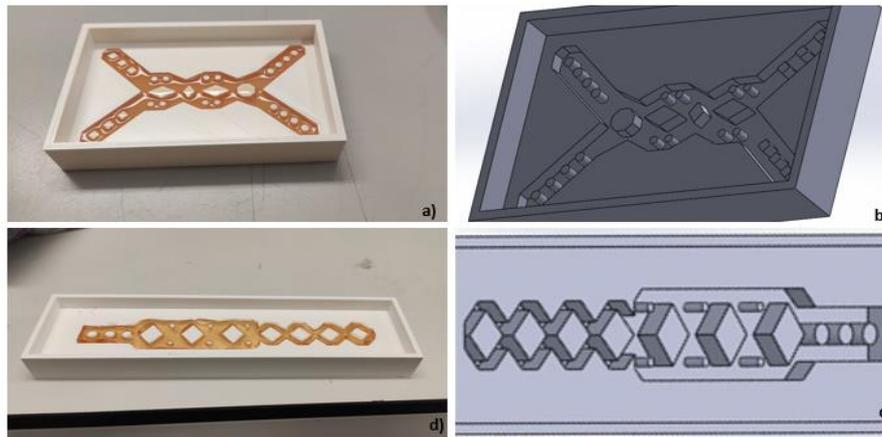


Figura 2.5: Modelli Solidworks (b e c) e Stampi con materiale (a e d)

Entrambi i modelli presentano totale apertura superiore ed il particolare motivo di tale scelta di design risiede nel fatto che la fase di degassing ha bisogno di spazi aperti per permettere alle bolle di fuoriuscire. Può capitare che il materiale, a causa della forza di pressione applicata, possa fuoriuscire dallo stampo e per questa ragione è stato progettato un muro laterale che permette di contenere il materiale all'interno per evitare sprechi. Il materiale utilizzato per le fasce del dito e del palmo è stato il Vyta – Flex 20, cioè un materiale uretanico. È stato scelto questo materiale, a differenza di quello che verrà usato per il polso, perché queste due fasce saranno maggiormente sollecitate a sforzi di taglio e come mostra la tabella 3, questo materiale presenta un fattore di elongazione del 1000% ed accettabile resistenza a trazione di 200 psi. Il peso totale del materiale totale che si è utilizzato per la fascia del dito e del palmo è rispettivamente 7g e 13g. Il calcolo effettivo del materiale da utilizzare viene fuori dalla combinazione del volume del componente che si vuole realizzare e dal peso specifico. Nonostante il calcolo preciso avrebbe condotto come risultati 5.51 e 10.2g, sulla base dell'esperienza maturata durante le numerose prove, si è voluto tener conto di una possibile perdita di materiale sia sullo stampo che sul contenitore del mixaggio, perciò si è preferito aggiungere circa il 20% in più di

materiale per essere certi che il materiale sia sufficiente per ricoprire tutta la profondità dello stampo.

Il modello dello stampo per la fascia del polso, presentato in figura 2.6, è stato stampato con Ultimaker S5 sempre in PLA.



Figura 2.6: Modello Solidworks per Fascia Polso

La fascia del polso è stata prodotta con Sorta – Clear 40 in quanto possiede delle caratteristiche più adatte. Questa fascia non sarà soggetta a tante sollecitazioni meccaniche, ma comunque deve essere ben stretta attorno al polso per permettere che la fascia del palmo sia ben fissata pertanto deve presentare delle favorevoli caratteristiche di resistenza a trazione (800 psi). Il modello è composto da quattro parti bloccate ad incastro e tramite l'utilizzo di viti metalliche. La fascia del polso ha diametro di 65 mm, spessore di 4 mm e larghezza di 4 mm. Si è pensato ad un modello diverso dai precedenti perché utilizzando un approccio simile si sarebbero incontrate numerose difficoltà nell'estrazione del componente dal suo stampo. Per tale motivo, un modello ad incastro facilita di molto l'estrazione. Anche qui è presente uno spazio superiore aperto per facilitare la fase di degassing, ed un muro esterno che permette il controllo del materiale in fuoriuscita. Sulla base della calcolazione usando volume e peso specifico, il materiale necessario sarebbe dovuto essere 28.5g, ma per gestire gli sprechi si è voluto aggiungere anche qui una parte fino ad arrivare a 32.5g.

Nel pensare lo sviluppo di tale struttura meccanica si è voluto porre particolare attenzione a lasciare il più possibile libero il palmo visto che è la parte anatomica dove risiedono parecchi muscoli interessanti da poter investigare, in modo sincrono alle acquisizioni di cinematica, con HD – sEMG.

2.1.3. Sensori e componenti elettronici

Tutte le IMU sono interfacciate tramite un I²C Expander TCA9548A [32] (*Texas Instrument Inc.*) ad un Arduino 0 (© 2020 *Arduino*) [33], che è un microcontrollore basato su ATSAM21G18, 32-Bit ARM Cortex M0+ che è interfacciato al computer tramite comunicazione seriale (cavo micro USB -B).

Arduino 0 è un potente microcontrollore a 32 – bit che ha una lunghezza di 68 mm, larghezza di 53 mm e peso di 12 g. Seppure non sia il più piccolo dei microcontrollori esistenti in commercio, lo spazio destinato al suo posizionamento sarà l'avambraccio che comunque permette di gestire tali dimensioni.

Di seguito le principali caratteristiche tecniche:

- Operating Voltage 3.3V
- Digital I/O pins 20
- Analog Input pins 6, con convertitore ADC a 12 – bit
- Analog Output 1, con convertitore DAC a 10 – bit
- Frequenza di clock 48 MHz
- Corrente DC per I/O pin 7 mA

Esso supporta numerosi protocolli di trasmissione dati, e quello utilizzato in questo studio è stato I²C.

Questo protocollo di comunicazione, abbreviazione di Inter Integrated Circuit, è composto da un dispositivo master e da un dispositivo slave.

Il protocollo richiede l'utilizzo di due linee seriali per poter funzionare:

- SDA (Serial **D**Ata) per i dati
- SCL (Serial **C**Lock) per il clock

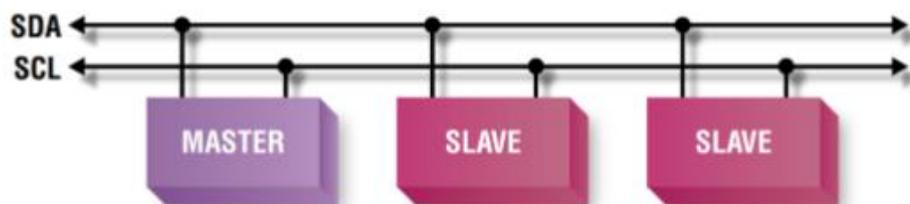


Figure 2.7: SDA e SCL [36]

Diversamente da altri bus, ai quali i dispositivi si connettono con uscite di tipo tri-state, i due conduttori del bus I²C hanno bisogno di essere controllati come linee di uscita di tipo open-collector/open-drain (già integrate in Arduino) e devono essere mantenute a livello alto usando un resistore di pull-up per ciascuna.

L'I²C segue una precisa sequenza di comunicazione che sostanzialmente consta dei seguenti passi:

1. Bit di Start (S) da parte del master: Si dà il via alla comunicazione
2. Invio dell'indirizzo del registro dello slave (ADR): si individua con quale dispositivo si voglia comunicare, dato che ogni dispositivo è definito da un suo univoco indirizzo
3. Bit di read (R) o write (W): si precisa se la comunicazione sarà in scrittura o lettura
4. Attesa/invio del bit di Acknowledge (ACK): Conferma che la trasmissione sia avvenuta in modo corretto
5. Invio/ricezione del byte dei dati (DATA): Trasmissione dei dati in lettura o scrittura
6. Attesa/invio del bit di Acknowledge (ACK): come punto (4)
7. Bit di Stop (P): segnala che la comunicazione sia terminata.

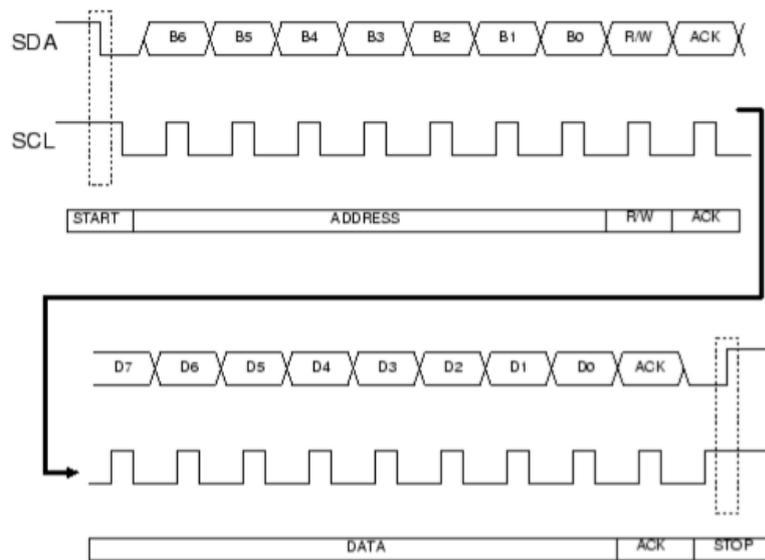


Figura 2.8: Sequenza di comunicazione I2C

La scelta delle IMU per questa applicazione ha tenuto conto di diversi criteri tra cui: dimensioni, peso, costo, affidabilità, full – scale range e sensibilità. Un buon compromesso è stato trovato nel NXP 9-DOF Breakout Board - FXOS8700 + FXAS21002 [34] Questo sensore è composto da un accelerometro e magnetometro a 6 assi di misurazione (FXAS21002), e un giroscopio a 3 assi di misurazione (FXOS8700) in un'unica breakout – board della dimensione molto contenute di 28.3mm x 20.5mm x 3.0mm ed un peso di 2.1g.

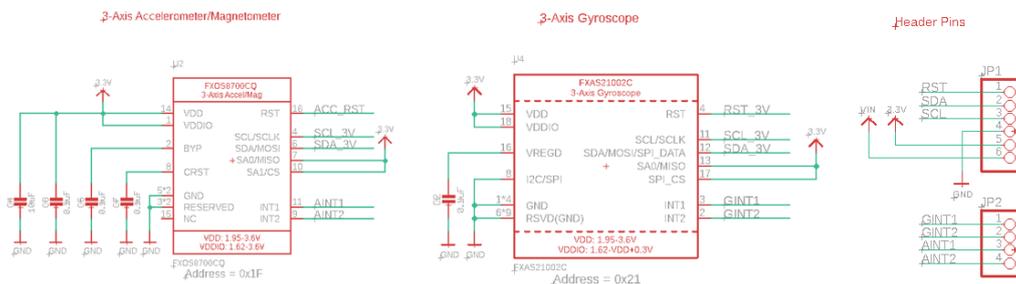


Figura 2.9: Schema IMU

Le caratteristiche elettriche di questo dispositivo sono assolutamente in linea con le specifiche trovate in letteratura per lo studio e l'analisi del tremore, e qui di seguito sono elencati i full range con le relative sensitività:

Sensore	Full – range (Unità)	Sensitività (Unità)	Risoluzione
Accelerometro	± 2 (g)	0.244 (mg/LSB)	14 – bit
	± 4 (g)	0.488 (mg/LSB)	
	± 8 (g)	0.976 (mg/LSB)	
Giroscopio	±2000 (dps)	62.5 (mpds/LSB)	16 – bit
	±1000 (dps)	31.25 (mpds/LSB)	
	±500 (dps)	15.625 (mpds/LSB)	
	±250 (dps)	7.8125 (mpds/LSB)	
Magnetometro	± 1200 (μT)	0.1 (μT/LSB)	16 – bit

Tabella 4: Principali Caratteristiche Elettriche IMU

La scelta di questo sensore è stata compiuta sulla base di un parametro di fondamentale importanza per l'applicazione di questo progetto. Oltre il costo contenuto, come anche le loro dimensioni, il vero vantaggio di questo dispositivo è l'ODR (Output Data Rate) che lo contraddistingue dagli altri dispositivi disponibili in commercio a costo comparabile. L'ODR è un parametro molto importante per le applicazioni real – time, che consiste nel dare informazioni rispetto a quanto tempo impiega il dispositivo per campionare un dato. In altre parole ODR di 100 Hz significa che ogni secondo saranno disponibili 100 campioni. Si è voluto dare importanza a questo parametro che per queste breakout board arriva sino a 800Hz (400Hz per accelerometro e magnetometro) perché questo studio è solo l'avvio di un progetto che sposterà l'attenzione a svolgere operazioni in real -time.

Questi sensori scelti hanno un indirizzo per I²C non intercambiabile: 0x1F, 0x1C per magnetometro; 0x1D, 0x1E per accelerometro e 0x20 e 0x21 per giroscopio; e questo problema comporta uno svantaggio. Tale problematica obbliga l'aggiunta di ulteriore elettronica al dispositivo, che come noto, non è sempre una buona scelta in quanto

contribuisce all'aumento di rumore. Dunque, si è introdotto un I²C Expander che ha permesso di cambiare gli indirizzi dei sensori per poter comunicare correttamente con Arduino tramite I²C. Questo dispositivo permette di espandere sino a otto canali con dei tempi abbastanza incoraggianti nell'ordine delle centinaia di nanosecondi.

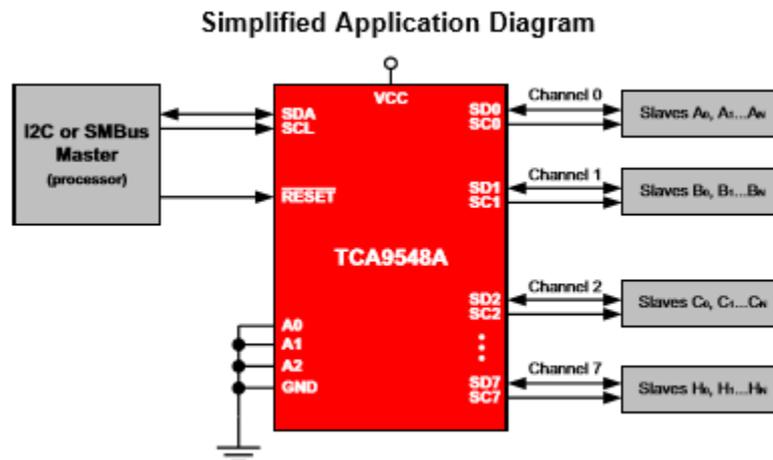


Figura 2.10: Schema I²C Expander [32]

A questo punto di seguito viene presentato lo schema elettrico completo che descrive il dispositivo:

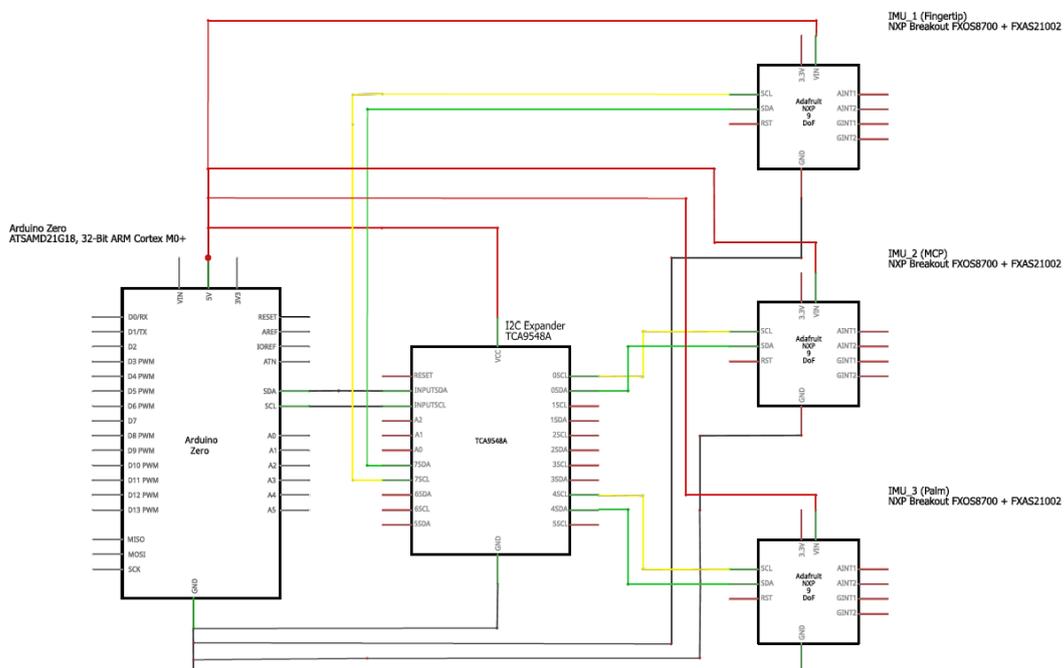


Figura 2.11: Schema elettrico completo.

Arduino è collegato al multiplexer tramite i pin SDA e SCL, che a sua volta si ritrova le IMU collegate alle sue porte come di seguito:

- IMU_1 (FT) collegato alla porta 7
- IMU_2 (MCP) collegato alla porta 0
- IMU_3 (Polso) collegato alla porta 4

Tutti i dispositivi sono alimentati dalla porta USB del PC ad una tensione nominale di 5V (4.79V effettiva) che permette di alimentare tutti i dispositivi in maniera sicura e adeguata entro i vincoli proposti dai produttori. Per rendere il sistema più integrato, i componenti sono stati saldati su una scheda per PCB dei connettori per Arduino e l'Expander, come sarà mostrato nel prossimo sotto – capitolo.

2.1.4. Prototipo completo

Le IMU su FT e MCP sono state fissate tramite l'utilizzo di viti non – conduttive di nylon in modo tale da permettere una buona stabilità e per evitare movimenti non voluti. Invece, l'IMU sul polso è stata fissata tramite l'utilizzo di Velcro (*Velcro*[®]) secondo il principio di “hook and loop” [35]. Questo materiale è stato anche utilizzato per creare una un sistema regolabile di fissaggio al polso del soggetto che utilizzerà IFG, e per temporaneamente fissare la PCB board che sorregge la parte elettronica.

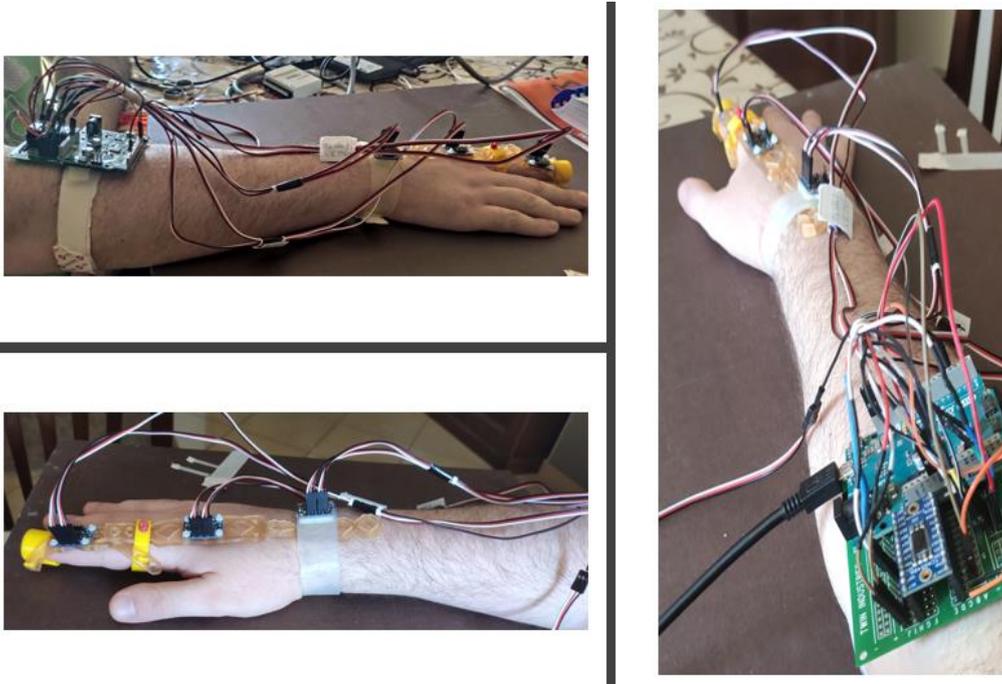


Figura 2.12: Prototipo Completo

IFG è collegato al PC tramite un cavo Micro USB – B, ed una volta collegato inizia ad eseguire le operazioni programmate nel microcontrollore. Come già anticipato nella panoramica generale (Capitolo 2.1.1) Arduino è responsabile di raccogliere i dati binari in forma grezza per poi trasferirli a MATLAB che li salva in matrici per l'analisi off – line. MATLAB è responsabile ad avviare la comunicazione tramite l'utilizzo di un'interfaccia grafica (GUI) per facilitare le operazioni dell'utente, perciò MATLAB può essere considerato come dispositivo master di questo setup.

Sostanzialmente Arduino è responsabile della comunicazione con le IMU con il protocollo di comunicazione spiegato nella sezione 2.1.3, e per tale motivo è stato programmato tramite Arduino IDE in C++. Di seguito è presentato il flowchart delle operazioni principali che svolge il microcontrollore.

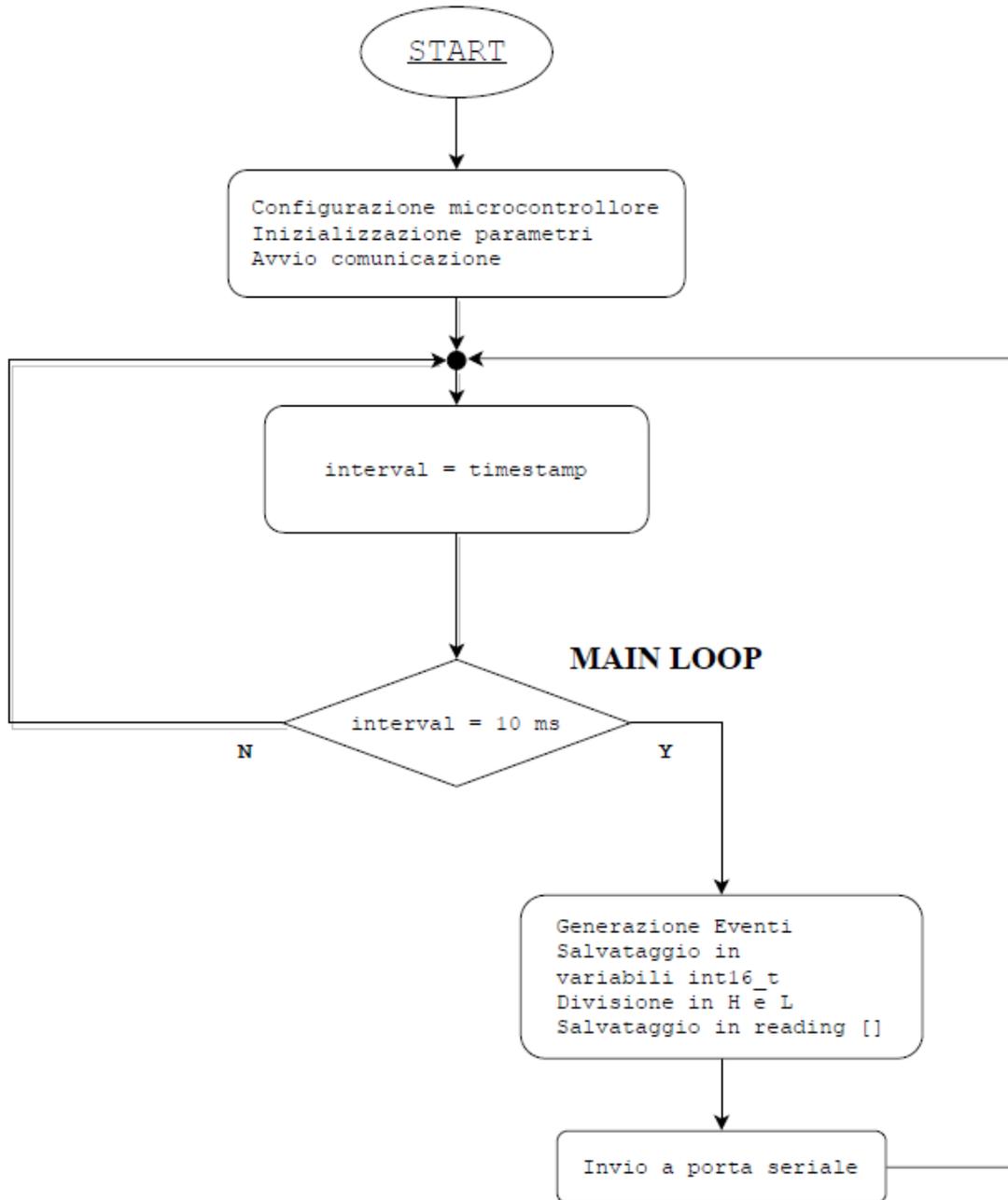


Figura 2.13: Flowchart Arduino

Al momento dell'avvio, la prima operazione che viene svolta è la configurazione dei parametri del microcontrollore. I²C ha due modalità di lavoro: la normal mode e la fast mode [36], e quella scelta per tale progetto è la normal mode essendo sufficientemente veloce ed allo stesso tempo sicuramente più affidabile.

Dunque, viene inizializzata la comunicazione I²C in normal mode (100 KHz), viene inizializzata la comunicazione seriale con un baud rate di 115200 (bit per secondo), e vengono inizializzati tutte le IMU con il full – range che si intende utilizzare.

Successivamente una variabile *interval* viene iterativamente aggiornata con il time – stamp corrente utilizzando la funzione *millis()* [37] della libreria di Arduino per poter effettuare un controllo di questa variabile con l'intervallo temporale prefissato.

Sulla base della ricerca bibliografica e sulla base di quanto suggerito da Magdwick, la frequenza di campionamento viene fissata a 100 Hz in quanto risulta abbondantemente sufficiente per campionare il tremore da PD, ma più in generale tutti i movimenti della mano.

Dunque, ogni 10 ms il microcontrollore esegue le operazioni programmate, quindi la generazione degli eventi con conseguente salvataggio in variabili di tipo *int16_t*. Come precedentemente anticipato Arduino comunica con MATLAB tramite comunicazione seriale utilizzando la libreria *Serial* che permette di utilizzare due funzioni per trasmettere dati con il PC: *Serial.print* e *Serial.write*. La seconda funzione permette di ottimizzare i tempi di comunicazione e quindi è preferibile rispetto alla prima, ma questo comporta un ulteriore passaggio in arduino cioè la divisione della variabile in due registri rispettando la codifica del Complemento a due [38] perché *Serial.Write* supporta trasmissione di pacchetti di 1 byte per volta.

Infine, i nove assi di misurazione per ogni sensore e la loro divisione in HIGH e LOW vengono allocati in un vettore tipo *byte* di dimensione 54 che viene trasmesso a MATLAB insieme al vettore contenente il timestamp per tenere traccia dell'informazione temporale, che come verrà discusso rappresenta un parametro fondamentale per i successivi step di analisi.

La consistenza della frequenza di campionamento è un parametro di fondamentale importanza per l'algoritmo di stima del movimento che verrà utilizzato, e per tale motivo risulta necessario verificarne la sua affidabilità nel tempo. Per tale scopo si è effettuata

una registrazione della durata di 32 minuti ed il risultato è stato eccellente come dimostra la figura di seguito:

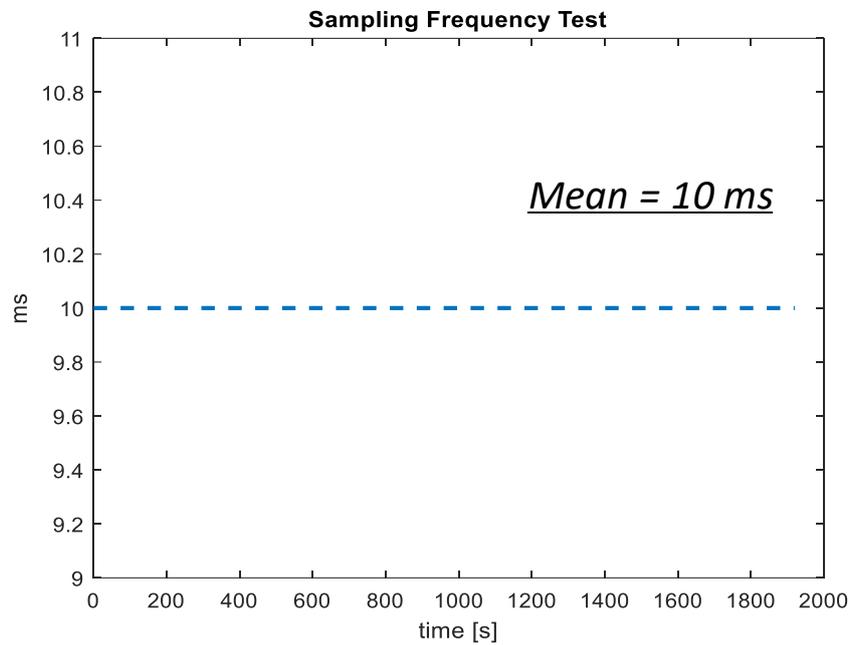


Figura 2.14: Test Frequenza di Campionamento

Le registrazioni di IFG sono controllate da un'interfaccia grafica (GUI) sviluppata in ambiente MATLAB che permette di controllare complesse operazioni tramite semplici comandi per permettere l'utilizzo a chiunque.

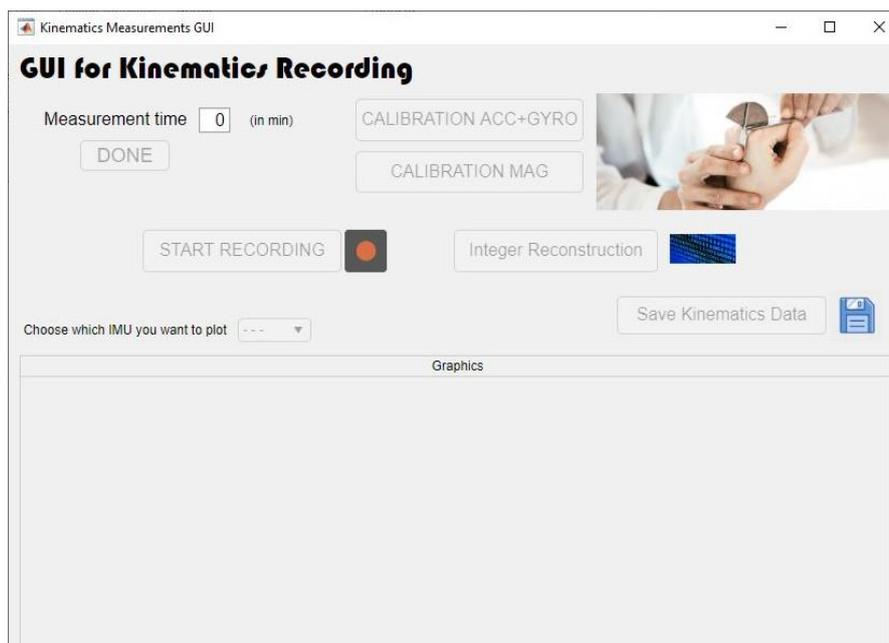


Figura 2.15: GUI for Kinematics Recording

La figura 2.15 presenta la pagina principale della GUI sviluppata, e come è possibile notare i bottoni implementati hanno denominazioni molto intuitive, nonostante comunque l'operatore sarà guidato nella gestione della GUI tramite l'abilitarsi a catena dei bottoni secondo l'ordine in cui devono essere utilizzati.

Il primo campo da modificare è *Measurement Time* che permette di scegliere quanto deve durare l'acquisizione (in minuti). Successivamente cliccando sul bottone *DONE* si confermerà il tempo scelto e si attiverà la possibilità di premere sul bottone successivo.

Il prossimo bottone da cliccare sarà *CALIBRATION ACC + GYRO*. Da qui inizia una fase molto delicata che riguarda la calibrazione del dispositivo. Uno dei problemi principali dei sensori IMU è la loro calibrazione vista la loro elevata sensibilità. Per calibrare accelerometro e giroscopio si chiede al soggetto di tenere a riposo per un periodo di 60 secondi (cioè 6000 campioni) il braccio su una superficie planare. In questo modo verranno calcolati gli offset per ogni asse di misurazione in modo da essere sottratti alle misurazioni grezze [25], e la figura 2.16 ne mostra il risultato:

$$acc_k = acc_k - mean(acc_{cal_k}) \quad (1)$$

con $k = x, y \text{ e } z$

$$gyro_k = gyro_k - mean(gyro_{cal_k}) \quad (2)$$

L'unica particolarità è per l'asse z dell'accelerometro che terrà conto del valore dell'accelerazione di gravità ($9.8065 \frac{m}{s^2}$).

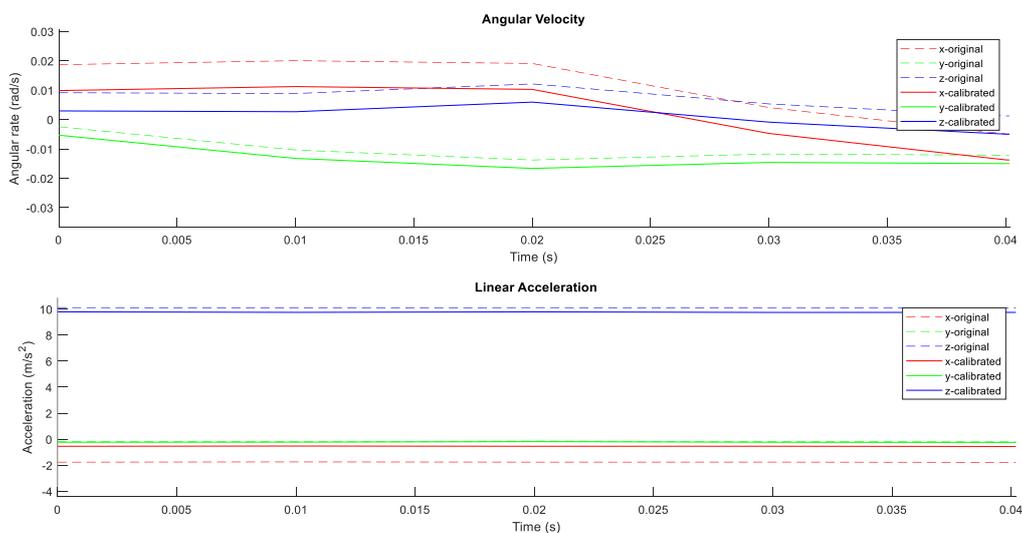


Figura 2.16: Effetto Calibrazione Acc e Gyro

Il successivo bottone che si attiverà e che l'utente è invitato a cliccare è *CALIBRATION MAG*. Tale bottone attiva un popup che chiede al soggetto di fare un movimento ondulatorio formando virtualmente con la mano un 8 per 120 secondi. Tale movimento, definito 8 – shape motion, permetterà di registrare dati in tutti gli assi di misurazione per poter procedere ad un'appropriata calibrazione del magnetometro. Il metodo di calibrazione usato [25] è basato sull'assunzione che il magnetometro può essere affetto da due disturbi: hard – iron effects e soft – iron effects. I primi sono prodotti da materiali che generano un campo magnetico additivo e quindi creano un offset sulle misurazioni; mentre i secondi sono prodotti da materiali che creano una distorsione sulle misurazioni di campo magnetico. Idealmente una misurazione in più assi (come 8 – shape) di campo magnetico dovrebbe generare una sfera con il centro nell'origine, questo non succede nella realtà per i motivi succitati e quindi una precisa calibrazione è necessaria per ottenere dei valori affidabili. Si è utilizzata la funzione *magcal* [39] di MATLAB che fornisce i parametri A e b che servono per ricostruire la sfera ideale filtrata dagli effetti sopramenzionati. La figura successiva ne mostra il risultato.

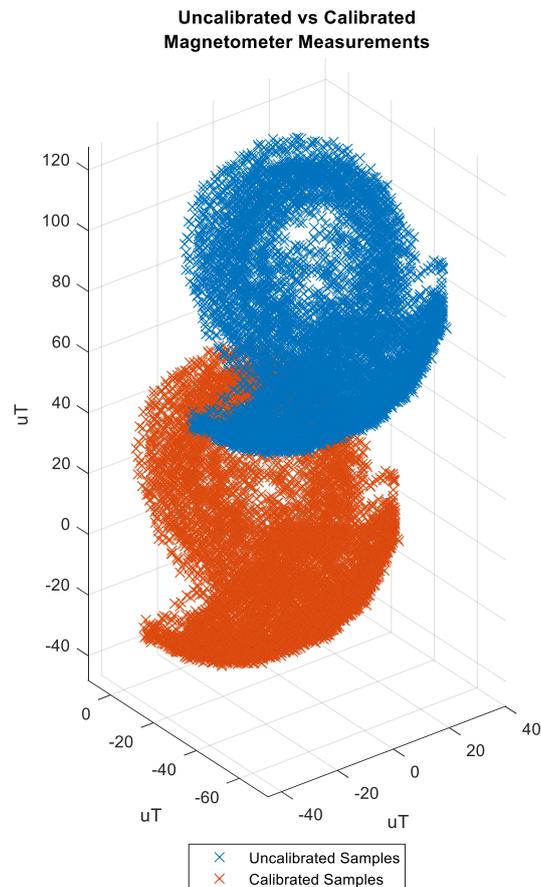


Figura 2.17: Effetto calibrazione Magnetometro

Successivamente alla conclusione della fase di calibrazione sarà possibile avviare la registrazione. Il bottone *START RECORDING* darà l'avvio all'apertura della comunicazione seriale ad Arduino il quale inizierà a mandare dati sino al trascorrere del tempo prefissato per la registrazione.

I dati sono salvati in una matrice ma sono in formato binario ed inoltre, come precedentemente spiegato, sono divisi in HIGH e LOW e devono essere riconvertiti. Il bottone *INTEGER RECOSTRUCTION* richiama una funzione implementata su MATLAB che permette la ricostruzione da valori binari a decimali, l'applicazione della corretta sensitività (che sarà selezionata sulla base del full – range scelto) e in uscita fornisce tre matrici con nove colonne e k righe (con k il numero dei campioni, per 30 secondi di registrazione saranno 3000).

A questo punto sarà possibile salvare i dati, o direttamente visualizzare le informazioni sulla GUI.

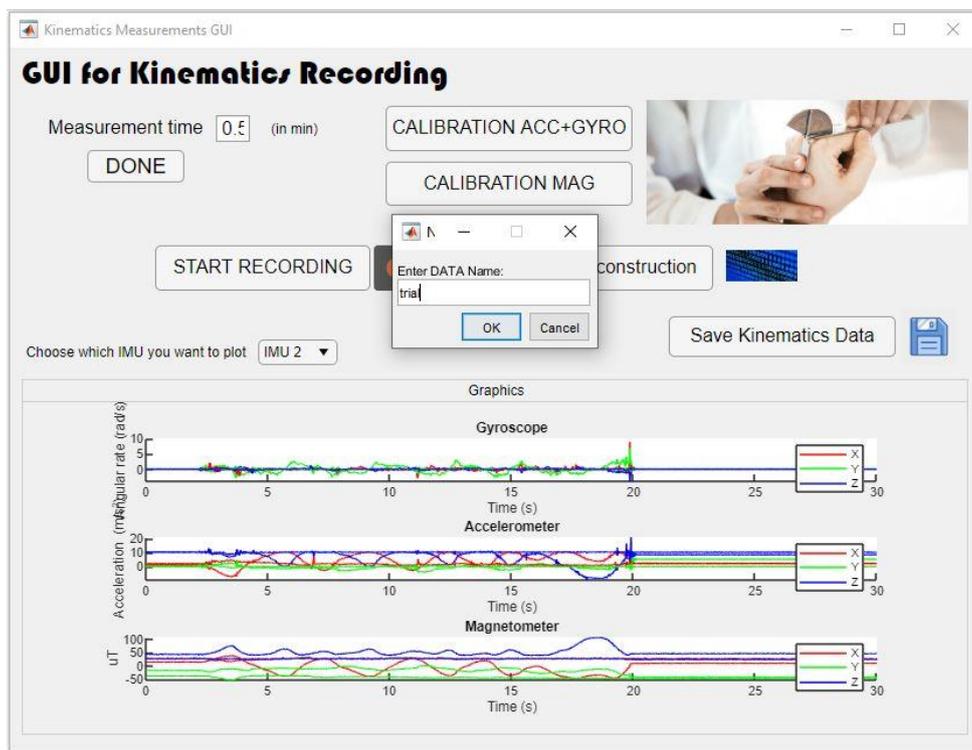


Figura 2.18: Salvataggio o visualizzazione dati nella GUI

Salvare i dati direttamente dalla GUI è una caratteristica fondamentale dell'interfaccia per chi vuole condurre, come nel caso di questo studio, un'investigazione off – line.

2.2 Setup dell'esperimento di validazione

I sensori inerziali necessitano di essere validati visto che le informazioni derivanti vengono combinate da algoritmi per fornire una stima della misurazione. Per questo lavoro si sarebbe dovuto usare MoCap, ma a causa dell'emergenza da Covid -19 non è stato più possibile accedere ai laboratori dell'Imperial College London, quindi si è dovuto scegliere un dispositivo diverso per la validazione dell'IFG. Dunque, da questo punto in poi le attività sono state svolte in modalità “smart – working”. Il dispositivo scelto per la validazione della cinematica di IFG è stato un Encoder Rotatorio Incrementale [40] che è stato interfacciato al PC tramite NI – USB – 6009 [41], cioè una scheda di acquisizione dati (DAQ) prodotta da National Instruments. Il software scelto per salvare i dati è stato LABView (© 2020 NI).

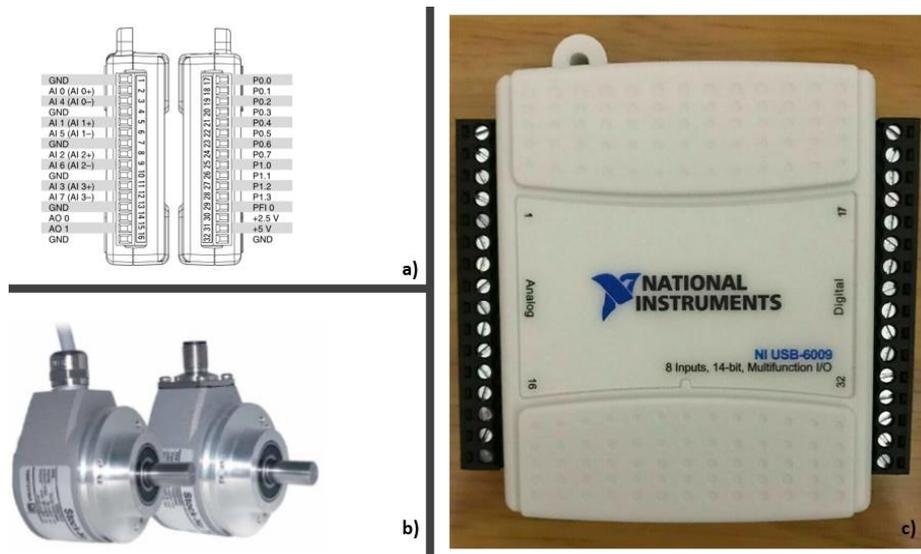


Figura 2.19: Dispositivi usati per Validazione: Pinout DAQ (a), Encoder Rotatorio (b) e DAQ (c).

La figura 2.19 mostra graficamente i dispositivi usati per validare le misurazioni di IFG, e di seguito ne vengono elencate le principali caratteristiche:

NI – USB – 6009:

- 13 Digital I/O
- 8 Analog Input (14 bit, 48 kS/s)
- 2 Analog Output (150 Hz)
- Alimentazione da porta USB

Encoder Rotatorio Incrementale:

- Impulsi per rivoluzione (PPR): 500
- Giri Massimi: 8000rpm
- Tensione richiesta: 5 → 30V dc
- Frequenza di commutazione: 200 KHz

L'encoder rotatorio incrementale è un dispositivo elettromeccanico che converte la posizione angolare o il movimento di un albero in un output digitale riportando immediatamente i cambiamenti di posizione non tenendo traccia della posizione assoluta (a differenza dell'encoder rotatorio assoluto). Questo dispositivo sfrutta dei sensori ottici, un disco ed una matrice di aree trasparenti ed opache per produrre due segnali in uscita denominati Fase A e B.

Quando il sensore attraversa un'area trasparente produrrà un'uscita High (1), viceversa quando attraversa un'area opaca un'uscita Low (0). Non è possibile usare un solo insieme di impulsi per codificare il movimento perché non sarebbe possibile indicare la direzione della rotazione.

Perciò usando due insiemi di impulsi se A precede B il disco ruota in senso orario e viceversa se B precede A il disco ruota in senso antiorario.

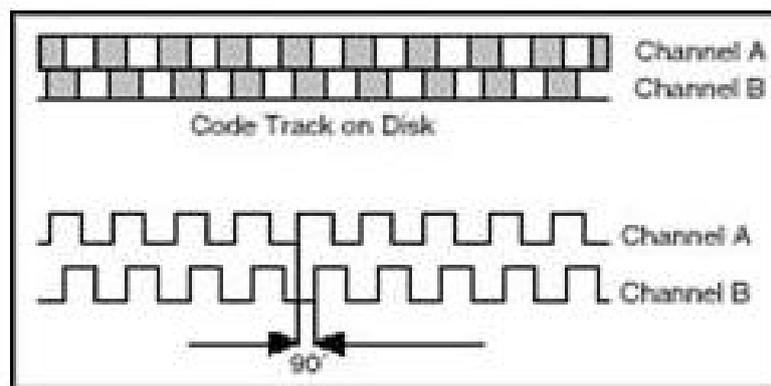


Figura 2.20: Segnali di output A e B dell'encoder in quadratura [54]

Dunque, è necessario un sistema di conteggio dei fronti di salita o discesa delle fasi A e B con parallelo controllo rispetto al verso di rotazione. Questo metodo di decodifica viene chiamato quadrature encoding, e sostanzialmente affida ad ogni campione corrente uno stato sulla base del valore delle fasi seguendo tale convenzione:

FASE A	FASE B	STATO
0	0	0
0	1	1
1	0	2
1	1	3

Tabella 5: Stato di Quadratura

Sulla base del flowchart di figura 2.21 è stata implementata un'interfaccia LabVIEW (figura 2.23) per ricevere un feedback visivo della corretta implementazione della codifica in quadratura.

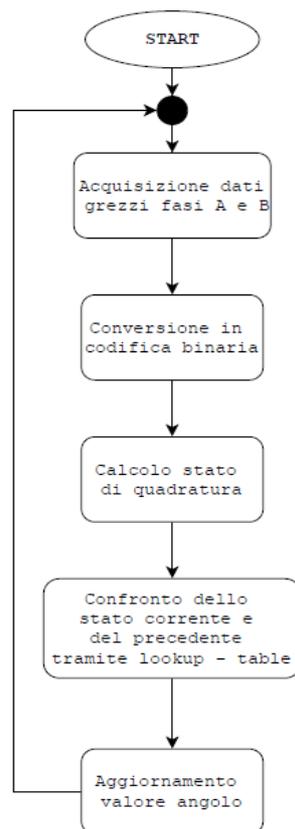


Figura 2.21: Flowchart Quadrature Encoding

Lo stato di quadratura corrente viene confrontato con quello dell'iterazione precedente attraverso una lookup – table che determinerà il verso della rotazione con conseguente incremento o decremento del contatore che gestisce l'informazione angolare.

È stata implementata un'interfaccia che mostri la variazione del valore angolare, le fasi A e B, e gli stati di quadratura al ruotare dell'encoder. Le misurazioni angolari, nonostante l'utilizzo di implementazione in quadratura, permettono di avere una risoluzione di 0.18° che risulta copiosamente adatta per le applicazioni di questo studio. Nel successivo Capitolo verrà spiegato come si è utilizzato l'encoder rotatorio come sistema di validazione, utilizzando un approccio differente per il salvataggio dei dati.

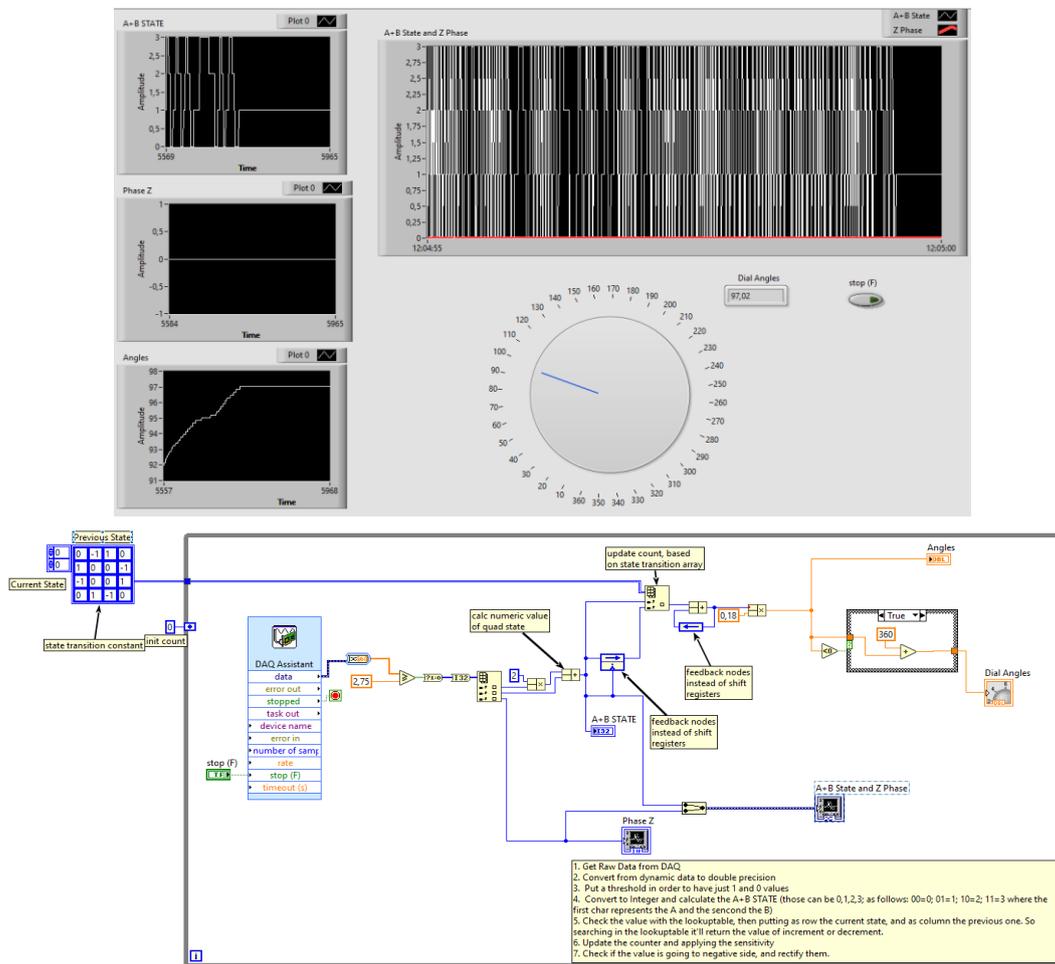


Figura 2.22: Interfaccia LabVIEW per quadrature encoding

3. Protocollo ed Esperimenti

Al fine di valutare l'accuratezza di IFG si è scelto di utilizzare un encoder rotatorio incrementale funzionante in quadratura eseguendo due tipi di movimento del dito a diverse velocità. I movimenti valutati sono stati la flessione/estensione (FLE/EXT) e l'abduzione/adduzione (ABD/ADD) del dito.

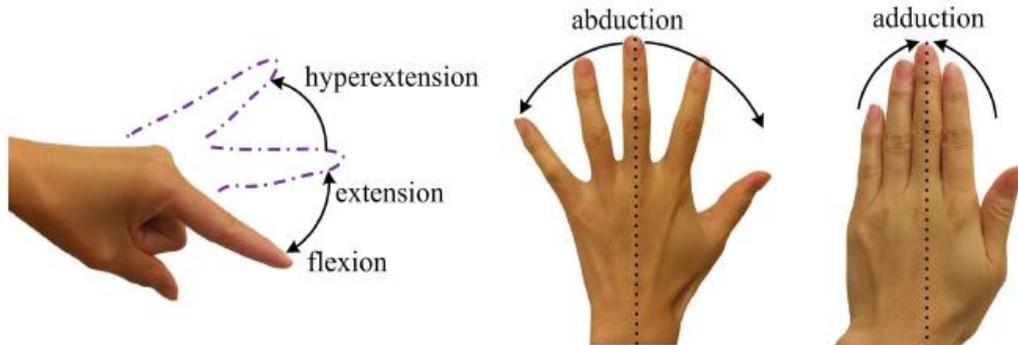


Figura 3.1: Movimenti valutati [27]

I dati della cinematica del dito sono stati acquisiti dai due dispositivi in modo sincrono sfruttando un segnale di trigger inviato da IFG alla DAQ. Fondamentalmente, la GUI che gestisce le acquisizioni di IFG al momento dell'avvio della registrazione, quindi cliccando sul bottone *START RECORDING* (figura 2.15) genera un popup (figura 3.2) che avvisa l'utente che la registrazione sta per iniziare.

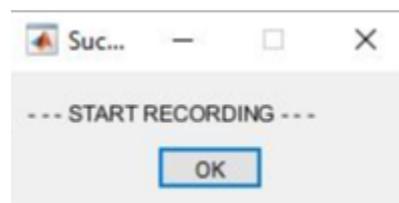


Figura 3.2: Popup avvio registrazione

Arduino 0 è stato programmato in modo da avere un pin (4) digitale configurato in modalità output. Il pin 4 è connesso ad un ingresso digitale della DAQ ed al momento dell'avvio di IFG è configurato a livello logico basso. Quando verrà cliccato il bottone *OK* sul popup (figura 3.2) la GUI manderà una variabile 's' di tipo *char* tramite la porta seriale ad IFG che servirà come comando di controllo per commutare il pin 4 da livello logico basso (L) a livello logico alto (H). Alla fine della registrazione, la GUI manderà

un'altra variabile 'e' di tipo *char* che allo stesso modo di prima servirà a commutare il pin 4 da H a L. Perciò il segnale utile, cioè quello sincronizzato alla registrazione della GUI, sarà contenuto all'interno di un'onda quadra della lunghezza di tutto l'esperimento. Per eseguire le attività di FLE/EXT e ABD/ADD è stato necessario progettare delle strutture meccaniche di supporto per il dito che verranno poste sull'albero dell'encoder. I modelli sono stati progettati in Solidworks e per la stampa in 3D ci si è affidati ad un'azienda locale (vista l'impossibilità di poter accedere alle strutture dell'Imperial College London, causa covid – 19) che utilizzò una BQ Hephestos 2 [42].

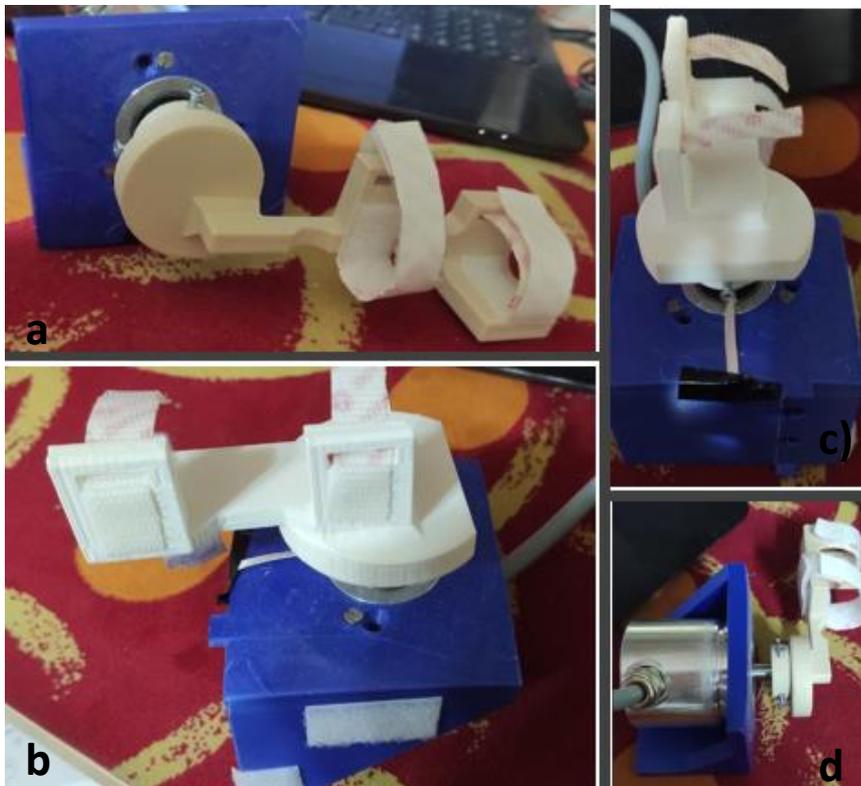


Figura 3.3: Strutture 3D per esperimenti

La figura 3.3 mostra il risultato già montato sull'albero dell'encoder: *a)* e *d)* sono le strutture utilizzate per il task FLE/EXT, mentre *b)* e *c)* sono le strutture utilizzate per ABD/ADD. Come si nota dalle figure, entrambe le strutture sono state designate in modo tale che si possa poggiare il dito e che l'albero dell'encoder sia in corrispondenza dell'MCP joint. Sulla base di questa considerazione l'angolo che risulterà dalle misurazioni dell'encoder sarà l'angolo dell'articolazione MCP.

Sono state scelte diverse velocità per testare IFG, perché differenti condizioni cinematiche corrispondono a diverse condizioni di adattamento del dispositivo rispetto all'algoritmo di sensor fusion usato per la stima del movimento. Dunque, l'accuratezza di IFG viene valutata a differenti velocità, cioè: 8, 30, 60 e 120 battiti per minuti (BPM) per entrambi i task (sia FLE/EXT che ABD/ADD) e solo per FLE/EXT anche 200 BPM.

L'obiettivo del soggetto che sosterrà i task sarà di seguire il segnale acustico generato da un metronomo e ad ogni colpo sonoro fare corrispondere un cambio di stato, cioè cambiare la posizione del dito da flessione ad estensione, da abduzione ad adduzione e viceversa. A basse velocità si riuscirà anche a chiedere al soggetto di eseguire la massima estensione e l'iperestensione che diverrà sempre più complicato all'aumentare della velocità di cambio stato.

Le registrazioni sono state eseguite 5 volte per ciascun task e i dati acquisiti da IFG hanno la frequenza di campionamento di 100 Hz.

Le acquisizioni effettuate per 8 e 30 BPM avranno la durata di 90 secondi e IFG sarà configurato in modo tale che gli accelerometri e i giroscopi abbiano rispettivamente full – scale di $\pm 2g$ e $\pm 250dps$ (gradi per secondo $^{\circ}/s$). La frequenza di campionamento dell'encoder è stata fissata a 2 kS/s in modo tale da garantire largamente l'affidabilità delle misurazioni (Se entrambi i terminali A e B cambiano stati logici in campioni consecutivi AB, il decodificatore non ha modo di determinare quanti incrementi o in quale direzione dell'encoder è spostato. Ciò può accadere se la velocità encoder è troppo veloce per il decodificatore quadratura di processo, e per tale motivo servono frequenze di campionamento elevate).

Invece, le acquisizioni per le altre velocità avranno durata di 60 secondi e i sensori saranno configurati con full – range di $\pm 8g$ e $\pm 2000dps$. Tale scelta è stata fatta perché l'utente prova ancora a seguire i cambi di stato cercando di raggiungere la massima contrazione, ma questo comporta rischio di saturazione dei sensori specialmente negli istanti che seguono il cambio di stato, con conseguente non affidabilità della misurazione.

Il problema della velocità influenza anche l'encoder, e per tale motivo c'è la necessità di alzare ulteriormente la frequenza di campionamento della DAQ sino a 12 kS/s. Le figure 3.4a e 3.4b mostrano graficamente il significato di tale scelta di progetto. Per la prima, in riferimento alle misurazioni del giroscopio si nota che le misurazioni sono sature e quindi

non permettono di produrre una stima del movimento affidabile, per la seconda si nota che dal 12esimo secondo in poi è come se il riferimento dell'encoder subisse un effetto di drift non voluto e l'origine di questo effetto è testimoniata dalla figura 3.4c che rappresenta il fenomeno di “conteggio falsato” dell'encoder.

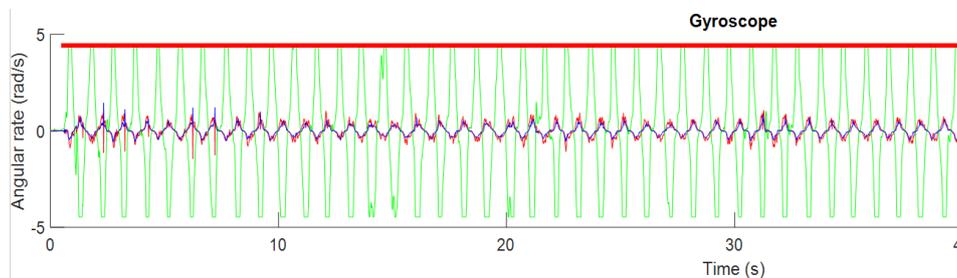


Figura 3.4a: Saturazione giroscopio

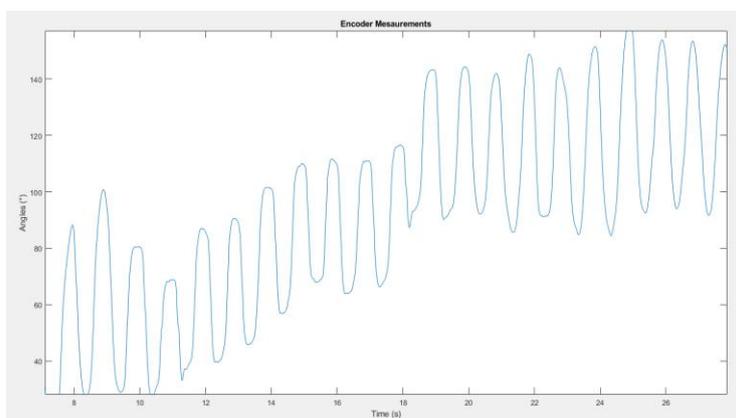


Figura 3.4b: Distorsione angoli encoder

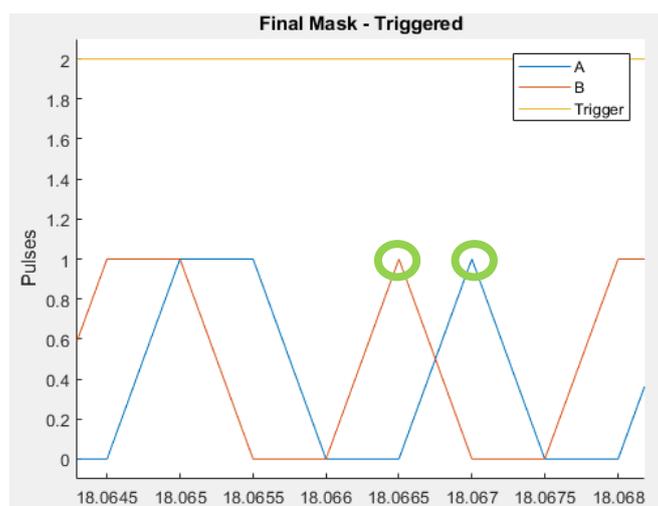


Figure 3.4c: Miscount encoder

I dati prelevati dall'encoder sono acquisiti tramite la DAQ programmata con LabVIEW e salvati in formato *.tdms*, cioè formato binario. Questo permette di aumentare di molto l'efficienza e la velocità nel salvataggio per le successive investigazioni off – line in ambiente MATLAB. Dunque, facendo seguito al flow – chart di figura 2.23 la conversione da formato binario a decimale è l'unico passaggio aggiuntivo da fare per ottenere lo spostamento angolare trasdotto dall'encoder e poterlo comparare con la stima che IFG produce.

4. Analisi dei dati

In questo capitolo verrà spiegato come si sono analizzati i dati, in ambiente MATLAB, per produrre dei risultati con quantificazione numerica rispetto a quanto sia accurato IFG. Sarà spiegato come i dati dell'encoder e di IFG sono organizzati, successivamente verrà dettagliata la pipeline del pre – processing prima di arrivare alla stima dell'orientazione tramite l'utilizzo dell'algoritmo di Madgwick, con conseguente computazione degli angoli Euleriani [43] e del movimento relativo. Infine, verrà presentato un nuovo approccio per la ricerca dell'ottimo parametro β che è coinvolto nella stima dell'orientazione tramite il succitato algoritmo. Di seguito viene presentato uno schema a blocchi (figura 4.1) per permettere al lettore di avere una panoramica completa fin dal principio della trattazione.

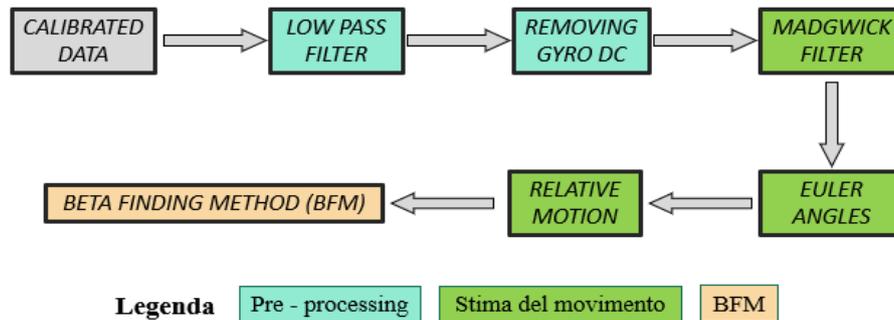


Figura 4.1: Diagramma a blocchi analisi dei dati

4.1. Pre – processing

Sulla base degli esperimenti programmati, la velocità massima di moto che andrà investigata è 200 BPM che corrisponde a 3,33 Hz. Per tale motivo il primo step della pipeline di pre – processing è l'applicazione di un filtro passa – basso (LPF) per eliminare il rumore di fondo alle alte frequenze. Dopo numerose prove il filtro selezionato è stato quello di *Chebyshev* già presente nella libreria Signal Processing di MATLAB [44], e di seguito vengono elencate le specifiche scelte per la sua implementazione:

- Ordine: 8
- Ripple banda passante picco – picco: 0.01 dB
- Frequenza di taglio: 5Hz

Come dimostra la figura 4.2, la fase del filtro implementato è non lineare e per tale motivo si è preferito adottare un filtraggio a doppia passata in modo da non sfasare il segnale.

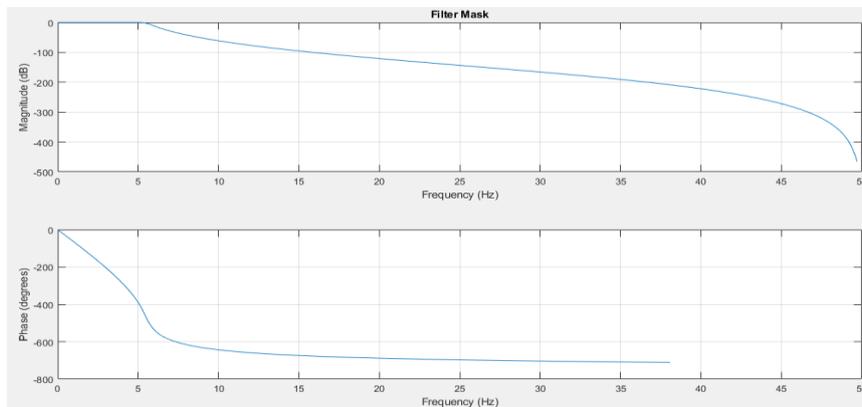


Figura 4.2: Maschera del filtro di Chebyshev

Il giroscopio è un dispositivo molto affetto da instabilità di misurazione, e questa caratteristica ha influenzato il computo dell'orientazione dell'IMU utilizzata come riferimento nel calcolo degli angoli euleriani. L'IMU su MCP subisce movimento non voluto (come mostra la figura 4.3) e di questo problema si discuterà nel Capitolo V.

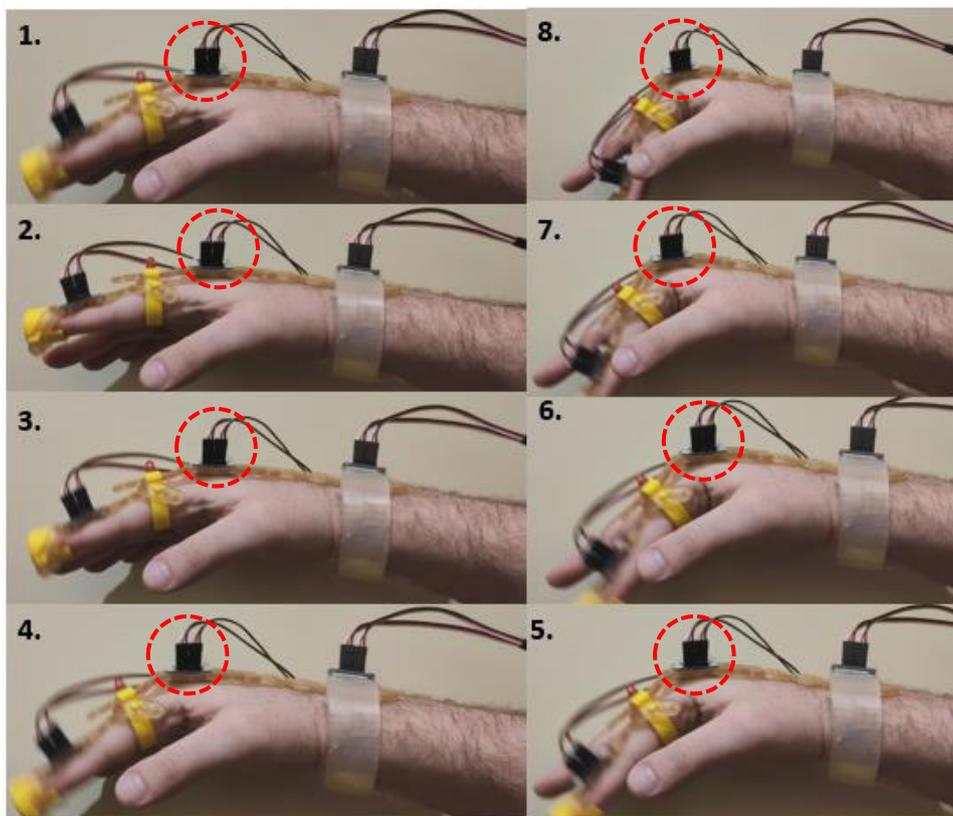


Figura 4.3: IMU – MCP movimento non voluto

Per attenuare questo problema, sulla base di numerose prove, si è notato che la rimozione della componente continua (DC) dalle misurazioni di velocità angolare dell'IMU su MCP produce numerosi benefici.

4.2. Stima del movimento

L'orientamento di un corpo rispetto ad un frame di riferimento si può descrivere tramite due formalismi largamente utilizzati per le applicazioni di motion tracking:

1. Angoli di Eulero
2. Quaternioni

Gli angoli di Eulero sono uno strumento molto intuitivo per descrivere l'orientamento di un corpo rispetto ad un sistema di riferimento (s.d.r.) iniziale. Si consideri la figura 4.4 dove l's.d.r. xyz in blu è quello fisso, mentre il s.d.r. XYZ in rosso è quello che ne ruota attorno.

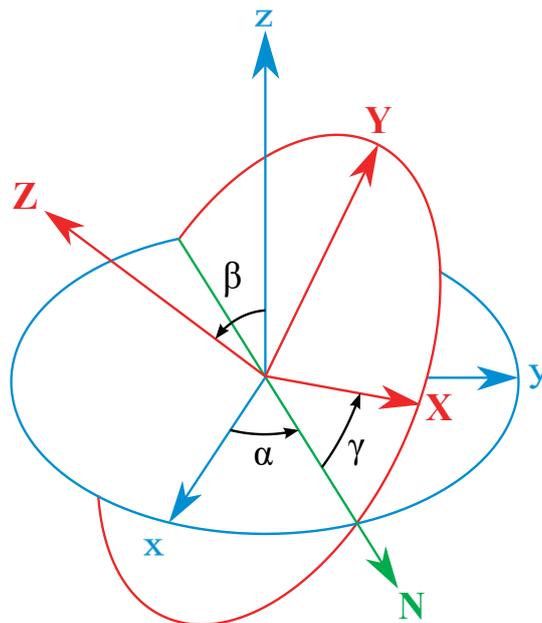


Figura 4.4: Angoli di Eulero [56]

Dunque, facendo riferimento alla figura 4.4 si nota la creazione di tre angoli descrittivi dell'orientazione del s.d.r. solido XYZ rispetto a quello fisso xyz . Per questo studio si farà riferimento alla nomenclatura convenzionalmente usata per le rappresentazioni aereospaziali rappresentata nella seguente figura 4.5.

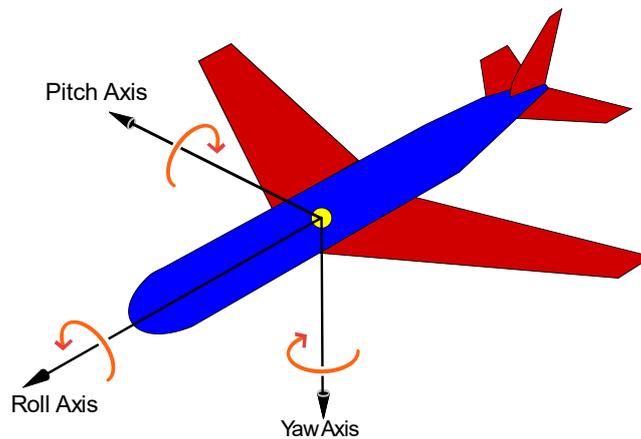


Figura 4.5: Roll, pitch and yaw [57]

Gli angoli di riferimento sono Roll (rotazione attorno asse x), Pitch (rotazione attorno asse y) e Yaw (rotazione attorno asse z). Ogni rotazione finale è descritta in modo minimale attraverso tre valori di rotazione attorno gli assi coordinati.

In realtà ciascuna di queste tre rotazioni può avvenire su uno qualunque dei tre assi a patto di rispettare il seguente vincolo: non possono avvenire due rotazioni consecutive attorno allo stesso asse (se così fosse infatti le due rotazioni potrebbero essere ricondotte ad una sola sommando banalmente gli angoli di rotazione).

Dunque, si possono ottenere svariate combinazioni, ma principalmente possono essere raggruppate in due categorie:

- terne di Eulero: (z-x-z, x-y-x, y-z-y, z-y-z, x-z-x, y-x-y);
- terne di Tait-Bryan: (x-y-z, y-z-x, z-x-y, x-z-y, z-y-x, y-x-z).

Con entrambe le categorie sopra citate si verifica un problema che influenza di molto l'uso degli angoli di Eulero, cioè il blocco cardanico, in inglese gimbal lock [45].

Questo fenomeno è causato dall'allineamento di due assi rotanti verso la stessa direzione, e quindi questo blocco consegue nella perdita di un grado di libertà corrispondente all'asse bloccato. Questo fenomeno si verifica a diverse condizioni che riguardano la coordinata centrale della terna utilizzata.

Fondamentalmente per le terne di Eulero il gimbal lock si verifica quando l'angolo di rotazione attorno la coordinata centrale si avvicina a 0° ; mentre per le terne di Tait-Bryan quando l'angolo attorno la coordinata centrale si avvicina a $\pm 90^\circ$.

È stata introdotta la rappresentazione in quaternioni per superare questo problema che influenza le numerose applicazioni di robotica industriale, indossabile ed anche applicata alla bioingegneria. Il quaternione è una convenzione che sfrutta la matematica dei numeri complessi per poter rappresentare le rotazioni in uno spazio tridimensionale [46].

I quaternioni sono una quadrupla di componenti di componenti scalari $\in \mathbb{R}$ del tipo:

$$\hat{q} = (q_1, q_2, q_3, q_4) \quad (1)$$

Dove q_1 è detta parte scalare, e $w = (q_2, q_3, q_4)$ è detta parte vettoriale. Dunque, usando la notazione dei numeri complessi, di seguito viene presentata la scrittura algebrica di un quaternione:

$$\hat{q} = q_1 + q_2 \mathbf{i} + q_3 \mathbf{j} + q_4 \mathbf{k} \quad (2)$$

È dimostrabile che per ogni quaternione \hat{q} esistono un unico $\varphi \in [0, 2\pi]$ e almeno un versore \mathbf{u} , tali che:

$$\hat{q} = \left(\cos \frac{\varphi}{2}, \sin \frac{\varphi}{2} \mathbf{u} \right) \quad (3)$$

Dunque, sulla base di (3) e (1) e facendo riferimento alla figura 4.6 che descrive due sistemi di riferimento: A (inteso come fisso) e B inteso come s.d.r. solidale ruotante rispetto al primo, è possibile rappresentare tramite il formalismo matematico ${}^A_B \hat{q}$ la rotazione di B rispetto ad A:

$${}^A_B \hat{q} = \left(\cos \frac{\varphi}{2}, -r_x \sin \frac{\varphi}{2}, -r_y \sin \frac{\varphi}{2}, -r_z \sin \frac{\varphi}{2} \right) \quad (4)$$

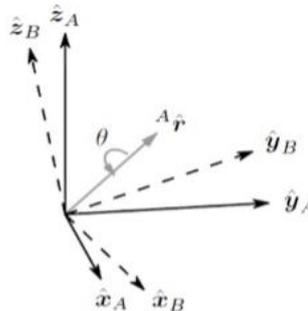
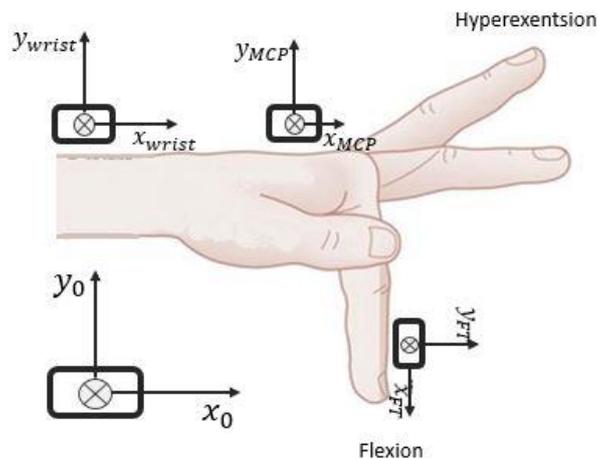


Figura 4.6: s.d.r. quaternione [29]

Dove r_x , r_y e r_z rappresentano le proiezioni del vettore unitario ${}^A\hat{f}$ (rispetto al s.d.r. A). I quaternioni hanno una complessa matematica alle spalle che ne dettaglia il coniugato, il prodotto e tante altre operazioni, ma ai fini di relazionare su questo lavoro basta solo un breve accenno per avere una panoramica generica della loro convenzione. Ovviamente esiste una relazione che mette in comune angoli di Eulero e quaternioni tuttavia per questo lavoro si sono utilizzati i quaternioni, in quanto sono l'uscita dell'algoritmo di Madgwick per il computo dell'orientazione di ogni IMU, ma dato che l'interesse di questo progetto è stato focalizzato sul calcolo del movimento relativo del dito, in particolare dell'MCP, si è preferito utilizzare la convenzione degli angoli euleriani essendo più esplicitivi graficamente e più semplici nella loro matematica.

L'MCP presenta due DoF [47] cioè flessione/estensione e abduzione/adduzione che seguendo la notazione utilizzata, e facendo riferimento alla disposizione degli assi delle IMU in IFG di figura 2.2 (qui nuovamente riportata per facilitare il lettore), vengono tradotti in pitch e yaw (rispettivamente rotazione attorno asse y e z).



Sulla base di questa assunzione è possibile utilizzare la parametrizzazione “ZXY”, per quanto spiegato prima, che permette di utilizzare la convenzione degli angoli di Eulero, e contemporaneamente superare il gimbal lock, poiché la coordinata di mezzo della parametrizzazione coinvolge l'angolo roll che non è un DoF appartenente all'MCP, pertanto non si appropcherà mai a $\pm 90^\circ$.

Ci sono molti approcci disponibili per la stima dell'orientamento che sono stati utilizzati negli anni, ma quello che ha dimostrato di ottenere migliori risultati è l'algoritmo di

Madgwick [25]. Dunque, i dati calibrati (figura 4.7) che provengono dalle IMU a nove assi di misurazione vengono dati come input a questo algoritmo che ne produce la stima dell'orientazione per ogni sensore rispetto ad un frame iniziale di riferimento tramite la notazione dei quaternioni. Per questo lavoro si è usata l'implementazione open – source in ambiente MATLAB fornita direttamente da *Sebastian Madgwick* [48].

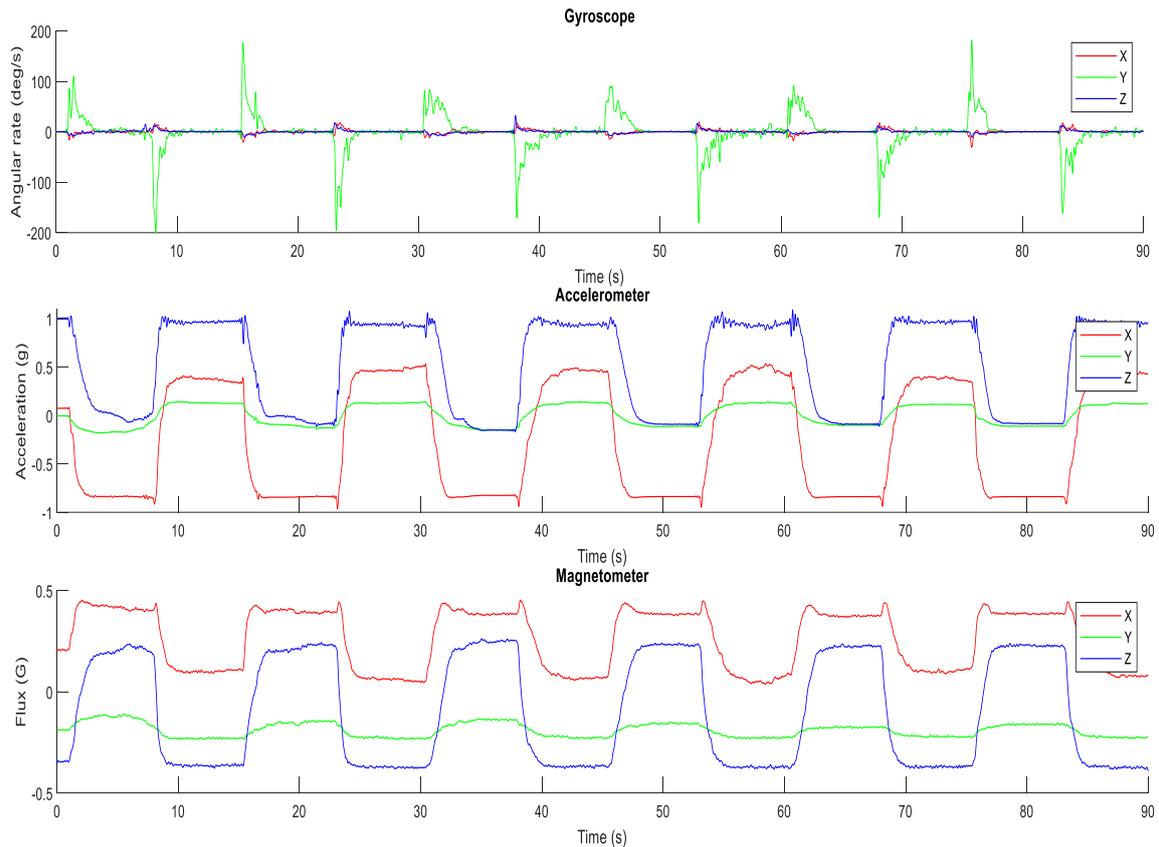


Figura 4.7: Dati IMU calibrati e processati per FLE/EXT task a 8BPM

Il filtro di Madgwick è fondamentalmente un metodo di ottimizzazione basato sulla discesa del gradiente che combina i dati calibrati provenienti dalle IMU per fornire una stima dell'orientazione di un corpo. Le misurazioni di velocità angolare possono essere integrate per ottenere l'orientazione, ma l'integrazione introduce bias che nel tempo aumenta e quindi implica la necessità di usare altre quantità (accelerazione lineare e campo magnetico) per correggere la stima precedente.

L'aggiornamento dell'orientazione delle IMU dalle misurazioni di velocità angolare è aggiornato seguendo la relazione in (5) dove il quaternione q_t rappresenta l'orientazione dell'IMU al tempo t , la notazione con il pedice $t-1$ rappresenta l'orientazione al campione precedente, come anche w_{t-1} rappresenta la velocità angolare al campione precedente, e Δ_t rappresenta l'intervallo di campionamento (il reciproco della frequenza di campionamento):

$$q_t = q_{t-1} + \frac{1}{2}q_{t-1} \times w_{t-1}\Delta_{t-1} \quad (5)$$

Le misurazioni dell'accelerometro e del magnetometro sono aggiornate come in (6), facendo riferimento alla funzione della discesa del gradiente come metodo per trovare la soluzione ottima. Nella relazione, con le notazioni μ si identifica la dimensione del passo della discesa gradiente, f è la funzione obiettivo che rappresenta l'errore tra q_{t-1} e l'uscita dell'accelerometro e del magnetometro e ∇f è il gradiente della funzione obiettivo che viene definito dalla misurazione dell'accelerometro e del magnetometro al tempo t :

$$q_t = q_{t-1} - \mu \frac{\nabla f}{\|\nabla f\|} \quad (6)$$

Infine, le equazioni (5) e (6) sono combinate per ottenere la stima finale dell'orientazione delle IMU come mostra l'equazione (7). È possibile notare l'introduzione del parametro β che rappresenta il parametro di compensazione dell'errore del giroscopio e come vedremo acquisirà un ruolo fondamentale per questo studio:

$$q_t = q_{t-1} + \frac{1}{2}q_{t-1} \times w_{t-1}\Delta_{t-1} - \beta \frac{\nabla f}{\|\nabla f\|} \quad (7)$$

Infine, i vettori contenenti i quaternioni vengono convertiti in notazione di angoli di Eulero per ogni istante temporale, e quindi operando la sottrazione per tutti gli assi di misurazione tra i valori ottenuti per l'IMU su FT e su MPC si ottiene il movimento relativo.

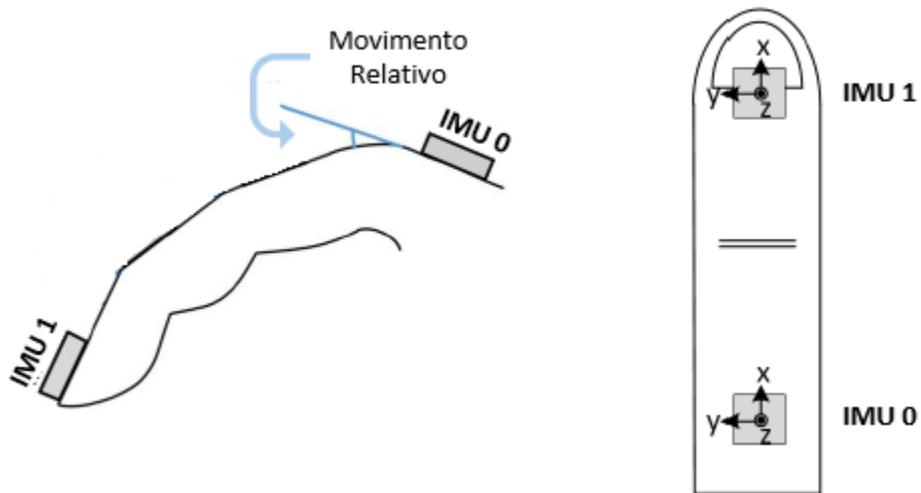


Figura 4.8: Disposizione IMU e Movimento relativo

L'attenzione per questo studio si è posta sul movimento relativo creato tra le due IMU (figura 4.9c), più che sulle singole orientazioni (figura 4.9a e 4.9b) poiché ciò che si è voluto investigare è stato lo spostamento angolare dell'MCP joint che viene assunto, per questo studio, come il movimento effettuato dal dito poiché per quantificare il tremore da PD si può assumere di trascurare le altre articolazioni del dito, e focalizzare l'attenzione solo su MCP.

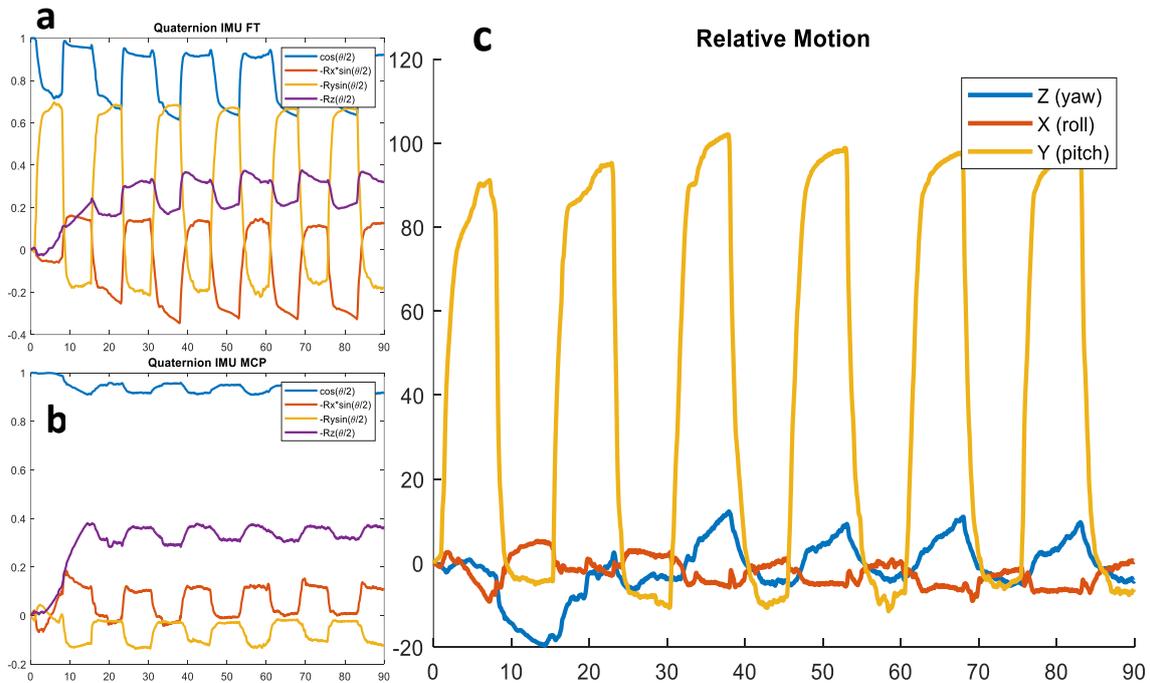


Figura 4.9: Quaternion FT (a), quaternion MCP (b) e Movimento relativo (c)

4.3. Beta finding method

L'implementazione utilizzata dell'algoritmo di Madgwick, come già introdotto nella sezione 4.2, prevede l'utilizzo del parametro β per controllare il bias del giroscopio. Questo parametro β , espresso come magnitudo in rad/s, rappresenta gli errori riguardo "zero - rate offset" a media nulla cioè rumore del sensore, errore di quantizzazione, disallineamento dell'asse del sensore, temperatura e caratteristiche di risposta in frequenza.

Nello studio di Madgwick [29] è suggerito un valore da utilizzare ($\beta = 0.041$) che si ottiene da una serie di prove condotte. Purtroppo, questo valore non sempre si adatta alle diverse condizioni cinetiche e per tale motivo viene anche suggerito un approccio, che fa riferimento all'equazione (8):

$$\beta = \left\| \frac{1}{2} \hat{q} \times [0 \quad \tilde{\omega}_\beta \quad \tilde{\omega}_\beta \quad \tilde{\omega}_\beta] \right\| = \sqrt{\frac{3}{4}} \tilde{\omega}_\beta \quad (8)$$

Dove con $\tilde{\omega}_\beta$ si considera il valore massimo dell'errore dichiarato dal produttore definito come "zero - offset" che sarebbe la deviazione del valore d'uscita reale dal segnale d'uscita ideale quando non è presente alcuna accelerazione, o più semplicemente il valore d'uscita del giroscopio quando non è applicato nessun movimento sul sensore.

Seguendo la relazione (8) suggerita da quello studio, ed usando i valori forniti dal produttore nel datasheet [49] del componente, il valore risultante è $\beta = 0.025$. Questo valore è stato testato su di un'acquisizione di 60 secondi mantenendo l'IMU ferma su di una superficie piana (static condition), ed in figura 4.10 ne sono rappresentati i risultati.

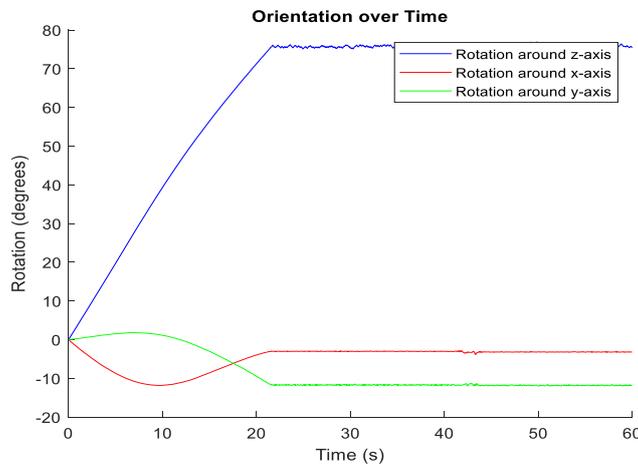


Figura 4.10 = Orientazione β suggerita da Madgwick - (static condition)

Come si nota dalla figura 4.10 i risultati non sono incoraggianti, e peggiorano di molto quando si applica questo valore a dei test che richiedono movimento (dynamic condition), per esempio FLE/EXT a 30 BPM, come dimostra la figura 4.11:

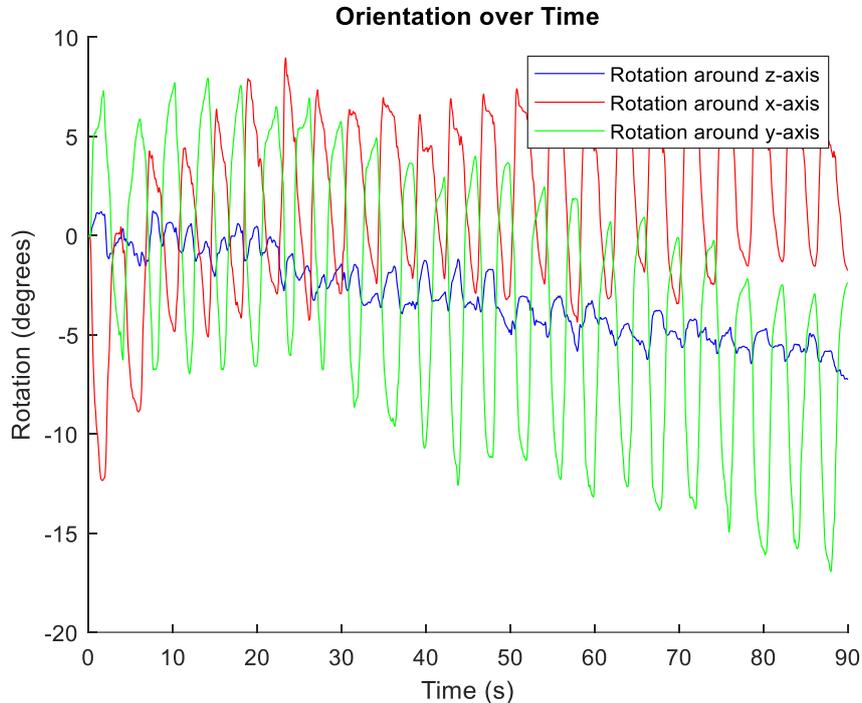


Figura 4.11: Stima errata con β suggerito da Madgwick a 30 BPM - (dynamic condition).

Sulla base di queste considerazioni, e di altre numerose prove producenti risultati non accettabili, si è raggiunta la conclusione che il criterio per la scelta del parametro β suggerito dallo studio di Madgwick non è sempre valido, in quanto non si adatta sempre alle diverse condizioni cinematiche che si possono verificare. La figura 4.11 mostra un netto drift della stima degli angoli di rotazione attorno all'asse y e z (pitch e yaw), che sono quelli di centrale interesse per questo studio.

Questo effetto aumenta con un fattore di diretta proporzionalità all'aumentare del tempo senza mai raggiungere la convergenza conseguendo quindi in una stima affetta da errore cumulativo. Dunque, sulla base di queste considerazioni è nata la necessità di proporre un approccio per la scelta del parametro β in modo da possedere le caratteristiche di adattabilità a diverse condizioni cinematiche.

È stato introdotto un nuovo approccio stocastico ispirato alla famiglia metaeuristica degli algoritmi di ricerca locale chiamato Beta Finding Method (BFM). Gli algoritmi di ottimizzazione maggiormente diffusi sono i metodi di discesa del gradiente [50], ma

questi spesso vanno incontro ad uno dei più importanti problemi di questa famiglia di algoritmi, cioè il minimo locale.

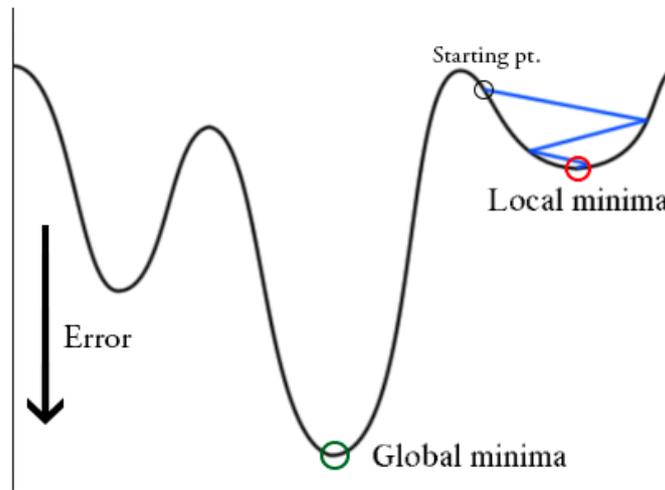


Figura 4.12: Minimo locale e globale [58]

La figura 4.12 mostra che dato un punto di partenza appartenente alla funzione obiettivo che si vuole minimizzare è semplice cadere in un minimo locale anziché un minimo globale.

BFM cerca di superare questo problema approcciandosi alla ricerca in modo stocastico, ed iterativamente sceglie la soluzione migliore da un certo gruppo di soluzioni, per poi ripartire da quel punto alla ricerca di altre soluzioni.

BFM si può definire facente parte degli algoritmi di ottimizzazione di ricerca locale con approccio hill – climbing [51], letteralmente “arrampicata in collina”. Questi algoritmi eseguono numerosi tentativi di ricerca locale prima di restituire in output il risultato dell'elaborazione. La selezione del punto di partenza può essere determinata da una funzione euristica (ricerca informata) oppure da una funzione stocastica (hill climbing stocastico, come in BFM).

L'algoritmo hill climbing iterativo ha probabilità di successo che aumenta ad ogni ulteriore iterazione. In media, riavviando l'algoritmo hill climbing per $1/p$ volte (dove p è il coefficiente di probabilità di successo con hill climbing tradizionale, cioè con singola iterazione) è possibile individuare un risultato di massimo globale. Ad esempio, se il coefficiente di successo del metodo è del 20%, iterando 5 volte ($1 / 0.20$) si ottiene una *probabilità teorica* di successo pari al 100%.

Avendo chiarito in linea generale le caratteristiche della famiglia di algoritmi da cui BFM ha preso ispirazione, adesso si possono dettagliare in modo chiaro e conciso i passi fondamentali dell'algoritmo e le assunzioni fatte.

BFM considera come soluzione una coppia di valori $[\beta_{FT}, \beta_{MCP}] \in \beta_{\text{population}}$, perciò quando si parlerà di soluzione ci si riferirà ad una coppia di valori, un β per ogni IMU coinvolta (nel nostro caso FT e MCP).

La popolazione di partenza di soluzioni ammissibili è $0 < \beta_{\text{population}} < 0.2$, con passo di 0.00005 poiché è stato dimostrato mediante test preventivi che cambi significati in termini di accuratezza della soluzione si ottengono anche con un passo così piccolo, perciò i valori esplorabili sono 4000 per ogni β , quindi il numero massimo di combinazioni sono $4000^2 = 16 \times 10^6$. Questo numero di soluzioni è troppo elevato ed il costo computazionale per poter esplorare singolarmente ogni soluzione sarebbe insostenibile, perciò c'è stata la necessità di impostare il numero di combinazioni da analizzare per ogni ripetizione dell'algoritmo.

Lo scopo di BFM è di testare per n_{rip} ripetizioni un n_{comb} di soluzioni sulla base di un numero n_{beta} di β estratti dalla popolazione di partenza $\beta_{\text{population}}$. Il valore di n_{comb} corrisponderà a n_{beta}^2 poiché ogni β di FT estratto dalla popolazione di partenza verrà testato con ogni β di MCP. Dunque, ogni soluzione servirà per stimare il movimento relativo associato a quei parametri β dell'algoritmo sopramenzionato, e la bontà della stima risultante verrà confrontata con le misurazioni dell'encoder tramite l'utilizzo di due criteri:

- Errore quadratico medio (RMSE): è un'informazione temporale che indica la discrepanza fra i valori dei dati osservati (misurazioni encoder) ed i valori dei dati stimati (misurazioni IFG). È una misura d'accuratezza largamente utilizzata per confrontare gli errori di una stima rispetto ad una misurazione considerata "gold standard". Essendo che saranno confrontati spostamenti angolari RMSE avrà come unità di misura il grado ($^{\circ}$). Di seguito la formula:

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{t=1}^T (\hat{y}_t - y_t)^2}{T}} \quad (9)$$

Dove con \hat{y}_t si consideri il valore al campione t dello stimatore (IFG), con y_t il valore al campione t della misurazione dell'encoder, e con T la lunghezza del segnale.

- Errore di ampiezza di picco (PKAE): questo parametro fornisce informazioni nel dominio del tempo, ma è utile per controllare una particolarità dei segnali piuttosto che loro totalità. Le stime fornite dalle IMU, come già detto, sono spesso influenzate da drift come mostra la figura 4.11 che spesso non viene compensato, anzi aumenta nel tempo. Una misurazione affetta da drift cumulativo non è affidabile e la soluzione che ne genera questo risultato non può essere considerata una soluzione accettabile. Per tale motivo PKAE viene introdotto per escludere quelle soluzioni che magari presentano RMSE accettabile, ma nel tempo potrebbero avere drift cumulativo. Utilizzando la figura 4.13 sarà più semplice spiegare come si è calcolato l'errore PKAE.

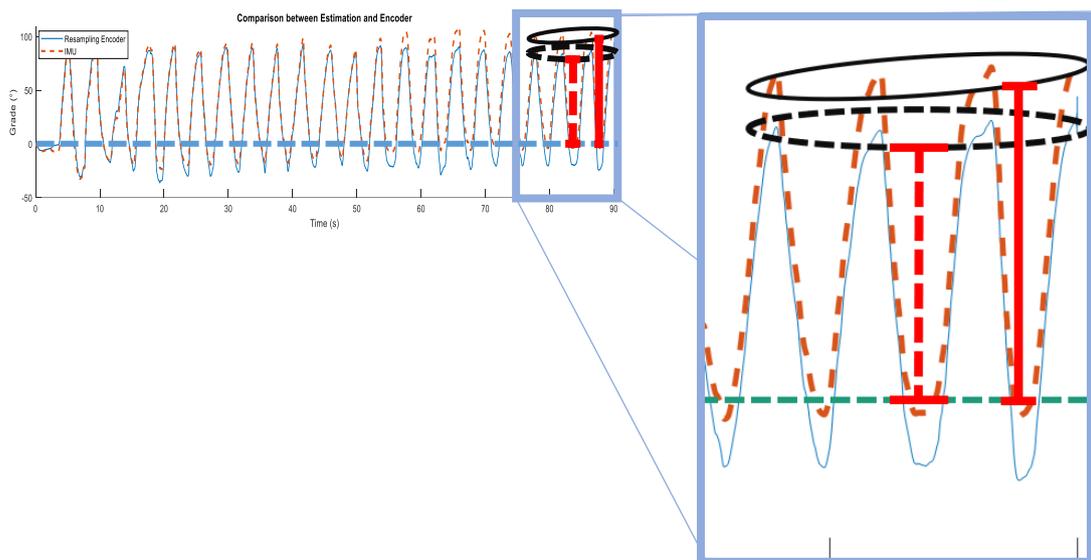


Figura 4.13: Esempio PKAE

Per il calcolo di PKAE si sono considerati solo gli ultimi 15 secondi di segnale, poiché la finestra che conterrà il maggior contenuto informativo riguardo al drift sarà proprio quella. Può capitare che magari la stima abbia trovato la sua convergenza, o magari che continui a cumulare errore.

In quella finestra temporale vengono selezionati solo i picchi positivi e ne viene calcolato il suo valore tramite la funzione *findpeaks* di MATLAB. A seconda

dell'esperimento analizzato (questo per esempio è riferito a 30 BPM) il numero di picchi presenti in quella finestra temporale sarà differente, e per tale motivo una volta identificati i valori dei picchi per ciascun segnale (stimato e reale) se ne fa la media in modo da ottenere un solo valore numerico che identifichi ciascun segnale. A questo punto per quantificare il PKAE tra i due segnali se ne fa la differenza, e questo parametro numerico conterrà le informazioni rispetto a quanto il segnale stimato stia driftando dal suo corrispettivo reale.

$$PKAE = |p\widehat{ks} - pks| \quad (10)$$

Dove con $p\widehat{ks}$ si intenda il valore che identifica il segnale stimato e con pks il segnale reale.

Questi due parametri utilizzati come criterio per il computo della similarità tra i due segnali forniscono informazioni nel dominio del tempo e per questo lavoro sono sufficienti. In realtà si era provato ad impostare un terzo criterio che dia informazioni nel dominio della frequenza cioè la funzione di coerenza tra i due segnali, ma si è notato che comportava un aumento del costo computazionale del 400%. Questo parametro ha un range compreso tra 0 (similarità nulla) e 1 (massima similarità) ed i valori forniti come output da questa funzione nel caso peggiore erano 0.95. Questo risultato affermava la tesi di inizio paragrafo, e dunque si è preferito evitare l'utilizzo di questa funzione favorendo il costo computazionale (BFM in media costa 200 secondi).

Dunque, avendo fatto una panoramica generale di BFM e dei parametri utilizzati per il suo utilizzo, adesso verrà dettagliato il metodo tramite il suo diagramma di flusso come supporto grafico di figura 4.14.

Il passo 1 prevede l'inizializzazione dei parametri che serviranno a BFM per la sua esecuzione. Il training – set è formato dai dati calibrati e processati dell'IFG, e dai dati provenienti dall'encoder. Il numero n_beta di parametri β esplorati ogni iterazione è stato fissato a 10, quindi ne consegue un numero di combinazioni processate ogni iterazioni pari a $n_comb = 100$. In più viene inizializzata una matrice *matrix_storage* che servirà a contenere delle variabili fondamentali di ciascuna iterazione:

$$matrix_storage = \begin{bmatrix} n_{1,1} & \cdots & n_{1,j} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ n_{i,1} & \cdots & n_{i,j} \end{bmatrix}$$

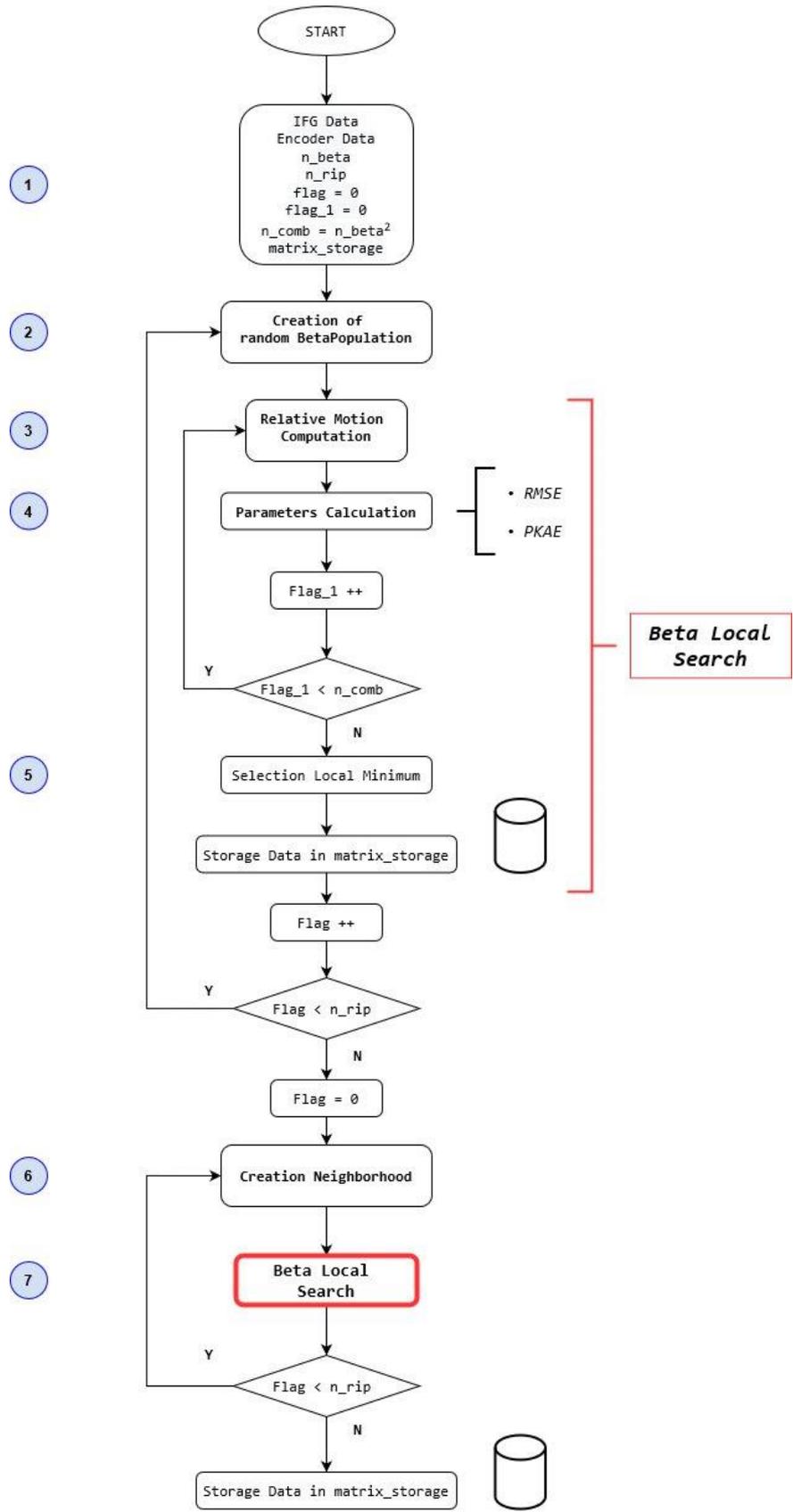


Figura 4.14: Flowchart BFM

Infine, vengono inizializzati a zero due flag che serviranno per il controllo rispetto al numero delle iterazioni.

Il passo 2 prevede la creazione della popolazione $\beta_{\text{population}}$ di tutti i β che fanno parte dell'insieme dei valori esplorabili. Come già detto, ci saranno 4000 possibili valori da esplorare da 0 a 0.2, ma di queste ne verranno selezionate dieci per ciascuna IMU in modo stocastico.

Il passo 3 consiste nel calcolo dei movimenti relativi tra IMU FT e IMU MCP fino al completamento delle iterazioni da effettuare. I dati registrati da IFG sono pre-processati come spiegato in sezione 4.1, e poi serviranno a nutrire l'algoritmo di Madgwick per stimare le orientazioni ed il movimento relativo come spiegato in sezione 4.2. Ovviamente i valori di β utilizzati saranno quelli della soluzione corrente da esplorare.

Nel passo 4 vengono calcolati i parametri RMSE e PKAE risultanti tra i dati di IFG e i dati dell'encoder. Successivamente si aggiornerà il contatore che gestisce il numero delle combinazioni da eseguire e fino al suo esaurimento si ripetono i passi (3) e (4).

Il punto 5 avrà inizio nel momento in cui saranno esaurite le combinazioni di β da testare per la prima ripetizione. In questo passaggio verranno selezionate le soluzioni di minimo locale scegliendo il minimo valore di PKAE e di RMSE. Dunque, saranno selezionate due soluzioni come minimo locale di cui verranno salvate in *matrix_storage* il valore di β_{FT} , β_{MCP} , i loro indici corrispondenti al vettore di $\beta_{\text{population}}$, ed i valori RMSE e PKAE associati a quelle due soluzioni. Dunque, la matrice sarà temporaneamente riempita di due colonne e sei righe. Alla fine, si incrementerà il contatore che gestisce il numero di ripetizioni da effettuare e quindi saranno ripetuti i passi (2), (3), (4) e (5) sino a completare la matrice con sei righe (contenenti i parametri sopramenzionati) e venti colonne (una per ogni soluzione, e due per ogni ripetizione).

Il punto 6 di BFM consiste nella parte centrale dall'algoritmo stesso, cioè la creazione di un vicinato dove andare a cercare soluzioni migliori. Dalla matrice *matrix_storage* si selezionano gli indici delle soluzioni che hanno PKAE e RMSE minimi. Dunque, si selezioneranno due soluzioni che hanno associati due indici per β_{FT} e due per β_{MCP} (due per ciascuna soluzione). Di questi quattro indici si sceglie l'indice minimo e l'indice massimo in riferimento alla posizione che occupano nel vettore $\beta_{\text{population}}$ di partenza. A questo punto, controllando gli effetti di bordo, si aggiunge al massimo e si sottrae al

minimo un valore di 250 che determinerà la creazione di questo vicinato. Le soluzioni verranno cercate in questo intorno, dunque verranno scelte in modo stocastico i n_beta indici per ciascuna IMU che creerà il numero n_comb da valutare.

Nel punto 7 vengono ripetuti i punti (2), (3), (4) e (5) utilizzando ovviamente il vicinato creato al punto precedente (6) come popolazione corrente. Questo passo si ripeterà per n_rip sino ad esaurire il numero di ripetizioni programmato, ed ovviamente per ogni nuova popolazione si creerà un nuovo vicinato dove cercare soluzioni migliori. BFM si stopperà quando saranno esaurite tutte le ripetizioni da eseguire, e completerà quindi *matrix_storage* con ulteriori 20 colonne aggiunte sempre selezionando le due soluzioni che hanno generato PKAE e RMSE inferiore per tutte le ripetizioni da eseguire ($n_rip = 10$, dunque altre 20 soluzioni).

Dunque, BFM dopo aver esaurito le sue iterazioni fornirà come output la *matrix_storage* così composta:

<i>Soluzioni</i>			
Parameters	1	...	40
β FT			
B MCP			
Indice β FT			
Indice β MCP			
RMSE			
PKAE			

Tabella 6: Matrix_storage

Il vantaggio di BFM, ispirato a hill – climbing, è che accettando tutte le soluzioni senza fare nessun tipo di controllo sull'ammissibilità della soluzione (a differenza del metodo della discesa del gradiente che ogni nuova soluzione viene controllata se sia ammissibile secondo alcuni parametri e valori prefissati) è che diminuiscono le probabilità di cadere in un minimo globale. Ovviamente questo metodo accettando tutte le soluzioni potrebbe accettare anche soluzioni peggiori rispetto alle correnti, ma questo approccio stocastico permette di esplorare diversi intorni di popolazione e quindi di ottimizzare al meglio la ricerca dell'ottimo globale.

BFM viene applicato a tutti i cinque trial acquisiti per entrambi task a 8, 30, 60, 120 BPM e solo per FLE/EXT a 200 BPM. Ogni applicazione di BFM a ciascun trial conclude con una matrice 6x40 che contiene valori di β , i suoi indici rispetto alla popolazione di partenza e i valori di RMSE e PKAE risultanti per ciascuna soluzione. Dunque, si uniscono le matrici di ogni trial per diversi task effettuati ottenendo, per ogni task ad ogni differente velocità, una matrice *matrix* 6x200.

Di tutte le soluzioni che BFM ha generato si sceglie di selezionare solo alcune di queste che rispettano delle determinate condizioni. Si sceglie di stabilire una soglia dinamica, che cambi a seconda del task e della velocità a cui esso viene eseguito, che segua la seguente relazione matematica:

$$Threshold = mean(parameter) - 0.2 * mean(parameter) \quad (11)$$

Dove per *parameter* si intende RMSE e PKAE di ogni soluzione analizzata. Dunque, la relazione imposta una soglia per RMSE e un'altra per PKAE scegliendo il valore medio meno il suo 20%.

A questo punto si otterrà una seconda matrice detta *matrix_tr* che conterrà solo le soluzioni che rientrano nei vincoli della soglia configurata sia per RMSE che per PKAE. Dunque, una soluzione per fare parte di *matrix_tr* deve avere sia $RMSE < Threshold_{RMSE}$ che $PKAE < Threshold_{PKAE}$. Il numero di soluzioni che rientrano nei valori imposti da questa soglia varia per i differenti task, e questo fattore sarà discusso nel corso della trattazione per cui è bene che il lettore lo tenga in considerazione.

La scelta dell'applicazione della soglia si può definire come un ulteriore successivo di BFM nell'obiettivo di ricerca di ottimo globale. Tutte le soluzioni salvate in *matrix* non hanno nessun controllo sulla loro ammissibilità, ed infatti questa scelta è stata volontariamente fatta perché lo scollinamento stocastico della funzione di minimizzazione dell'errore può essere un approccio valido per superare la possibilità di cadere in ottimo locale. La seguente figura 4.15a mostra l'effetto di BFM sull'errore RMSE e PKAE per il task FLE/EXT a 120 BPM. Il beneficio di BFM è constatabile visibilmente e lo dimostra l'andamento della linea rossa (RMSE) verso valori sempre più bassi all'aumentare del numero di iterazioni.

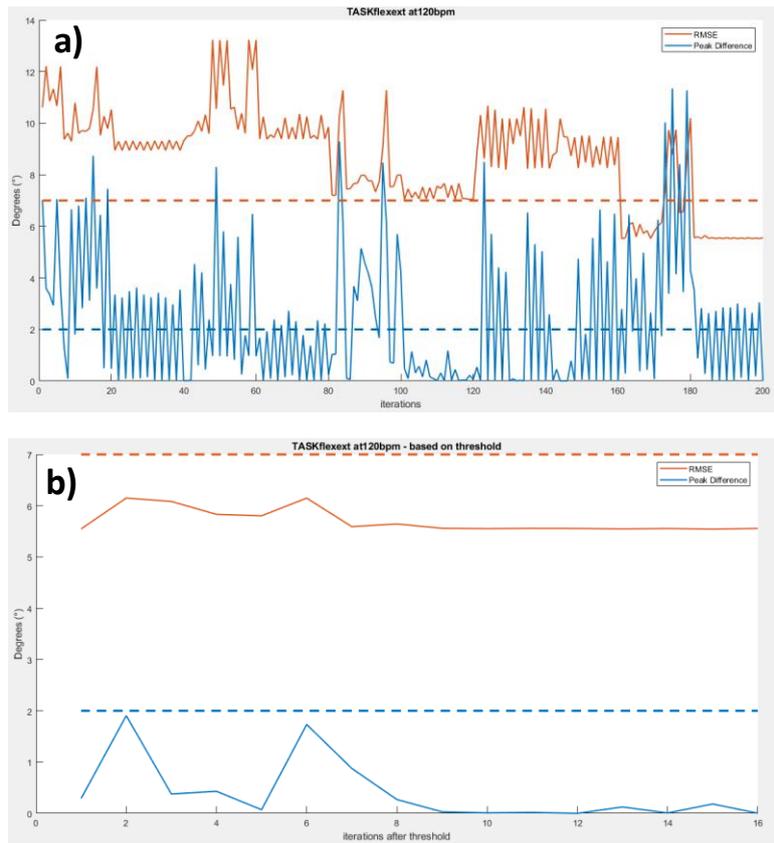


Figura 4.15: Matrix(a) e matrix_tr(b) FLE/EXT a 120 BPM

5. Risultati e discussione

L'obiettivo di questo capitolo è di presentare le prestazioni di BFM e capire quanto IFG sia affidabile per le misurazioni della cinematica del dito per investigazioni sul tremore da PD.

Lo scopo di questo studio è rispondere al quesito se sia realmente possibile utilizzare una singola soluzione sfruttando l'algoritmo di ricerca BFM precedentemente introdotto, quindi una coppia di valori β , per differenti condizioni cinematiche facilitando il computo della stima degli angoli da IFG senza dover implementare sistemi di adattamento di β a differenti condizioni.

Sebbene teoricamente non sarebbe possibile perché il parametro β si riferisce agli errori "zero – rate offset" che cambiano in base al full – range utilizzato, BFM produce risultati apprezzabili con qualche piccola criticità che verrà discussa, ma comunque dimostra di essere applicabile per futuri studi con qualche piccola ottimizzazione.

Sulla base di questa considerazione, si sono unite tutte le *matrix_tr* di diverse velocità in una sola per ciascun task (dunque una per FLE/EXT ed un'altra per ABD/ADD), e da queste si sono selezionati le migliori dieci soluzioni, valutate su RMSE, per ogni differente velocità. La figura 5.1 mostra il risultato per ABD/ADD e la 5.2 per FLE/EXT rappresentando la distribuzione dei valori β appartenenti a *matrix_tr* e ai migliori dieci valori (OpG - Optimal Group).

Da queste rappresentazioni grafiche possiamo notare principalmente due cose: la prima che al variare della velocità di test varia anche il numero di soluzioni che rientrano all'interno della soglia di ammissibilità, e che quindi compongono *matrix_tr*; e la seconda che la distribuzione dei valori β è divisa sostanzialmente in due gruppi e la linea rossa aiuta la percezione di questa divisione.

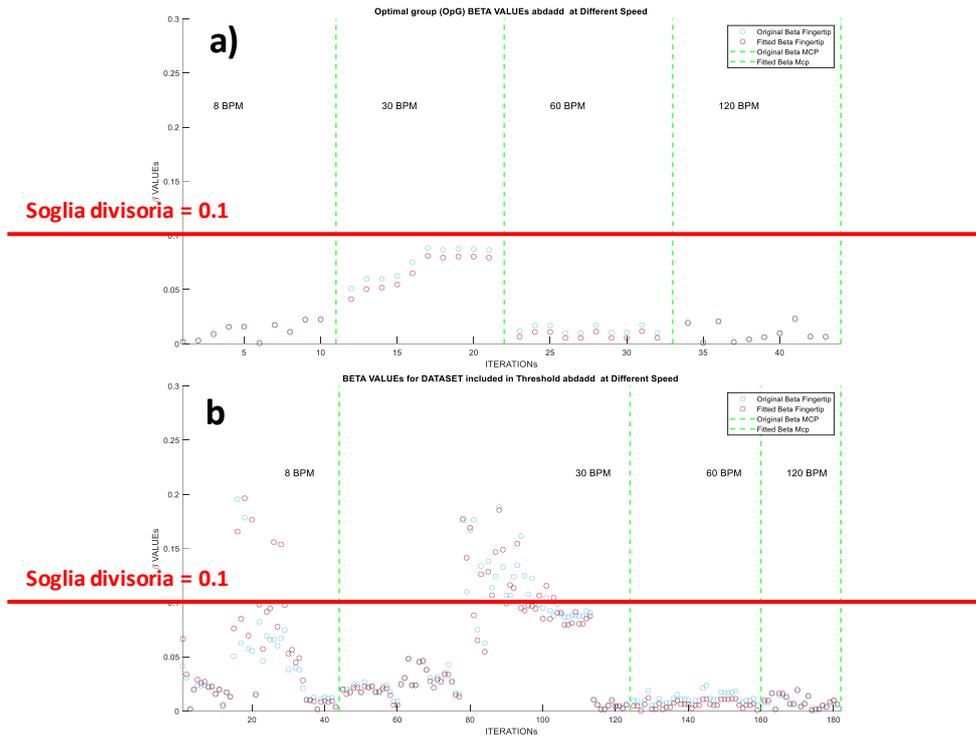


Figura 5.1: Distribuzione β per ABD/ADD OpG (a) e matrix_tr (b)

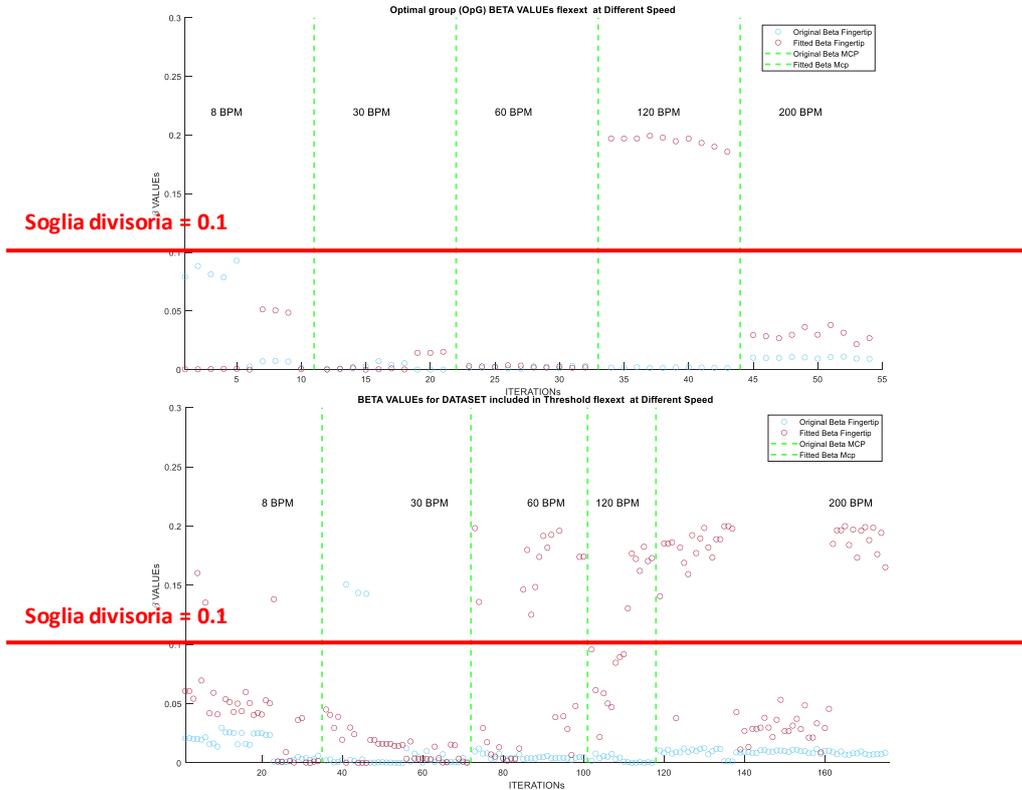


Figura 5.2: Distribuzione β per FLEX/EXT OpG (a) e matrix_tr (b)

Le distribuzioni tagliate dalla soglia divisoria, come in figure 5.1 e 5.2, sono state salvate in differenti dataset per ulteriori investigazioni tra i valori più alti (Latter half group LhG) e la distribuzione con moda più alta (valori bassi).

Dunque, è interessante vedere anche come varia l'RMSE rispetto ai vari dataset considerati, e di seguito le figure rappresentano la sua distribuzione per i differenti dataset valutati per FLE/EXT (fig. 5.3) e ABD/ADD (fig. 5.4).

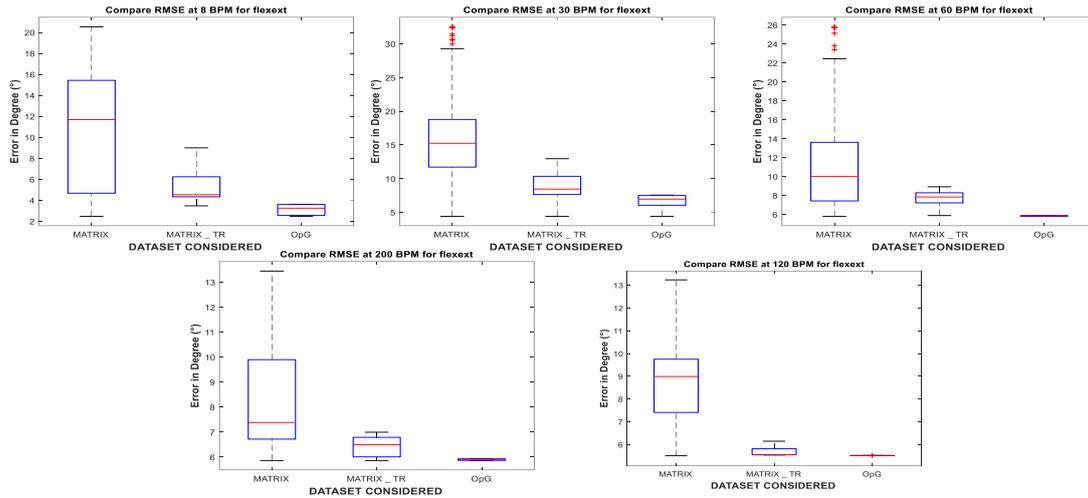


Figura 5.3: RMSE per vari dataset considerati – FLE/EXT

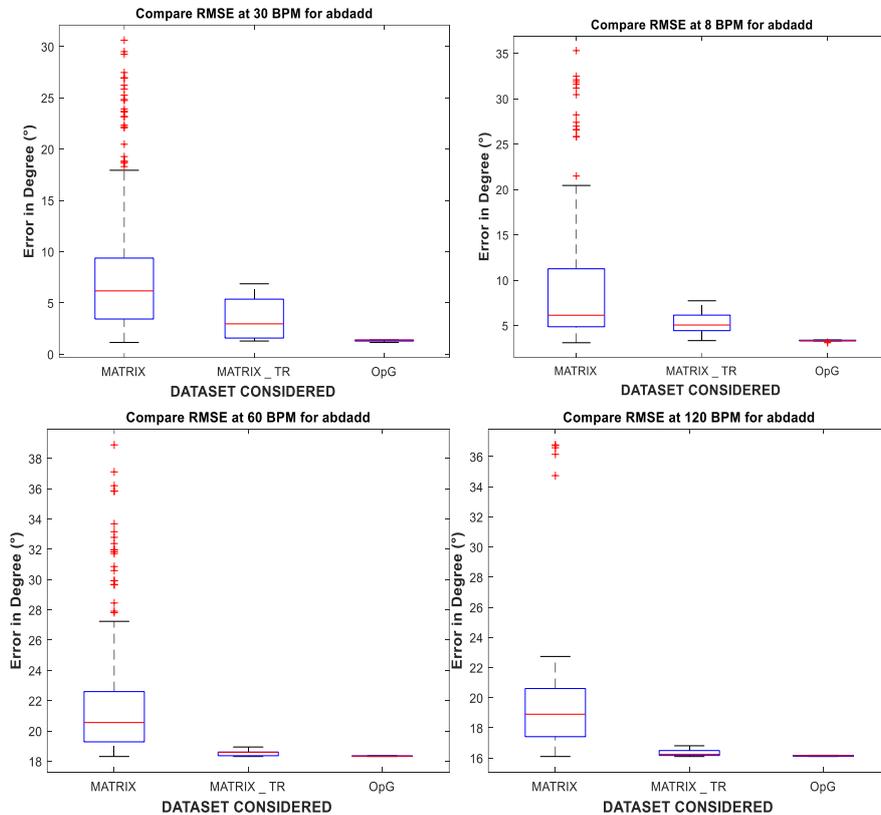


Figura 5.4: RMSE per vari dataset considerati – ABD/ADD

Come notiamo dalle figure appena mostrate, e come era facile intuire, la distribuzione dell'errore diminuisce considerando dataset sempre più stringenti ed inoltre la distribuzione dell'errore che coinvolge *matrix*, cioè i dataset iniziali, è contraddistinta da una forte presenza di outliers, che non saranno più presenti in *matrix_tr* a testimonianza del beneficio introdotto tramite l'applicazione della soglia.

Per questo lavoro i dati verranno confrontati con il gruppo *OpG* considerato come il dataset che contiene i risultati migliori e che idealmente rappresentano un ottimo globale della ricerca di BFM. Sempre al fine di valutare come varia l'errore all'interno dei dataset utilizzati, si confrontano i valori medi di RMSE nei LhG per ogni differente velocità con il corrispettivo *OpG* per ogni velocità.

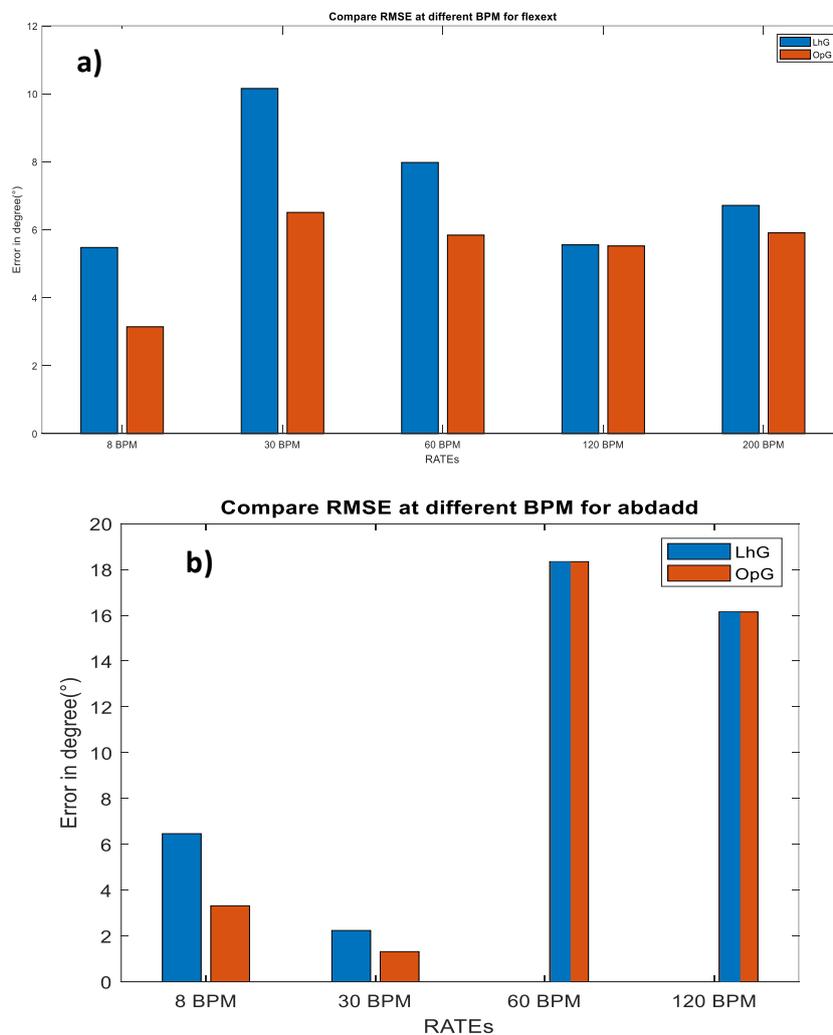


Figura 5.5: Confronto RMSE tra LhG e OpG per FLE/EXT (a) e ABD/ADD (b)

Si noti come per ABD/ADD task non ci sono LhG nella *matrix_tr* ma come d'altronde ci si aspettava facendo riferimento alla figura 5.1b, e come contrassegnato dalla barra tagliata da due colori verticalmente.

Più in generale per entrambi i task l'errore generato è confrontabile rispetto al gruppo *OpG* con errore massimo $< 4^\circ$, e questo è sicuramente un buon suggerimento rispetto alla possibilità di poter utilizzare una singola soluzione per velocità poiché tutte le soluzioni prodotte da BFM, fin a questo punto della presentazione dei risultati, sono totalmente confrontabili in RMSE risultante essendo abbastanza clusterizzate tra loro.

Ricapitolando, BFM ha fornito numerose soluzioni raccolte in *matrix*, di queste si sono selezionate solo una parte utilizzando una soglia e generando quindi *matrix_tr*. Successivamente sono stati selezionati gli *OpG* per ogni velocità e ciascun task e sulla base delle considerazioni già indicate le distribuzioni di soluzioni genera soluzioni comparabili tra le varie velocità.

A questo punto, avendo fin qui posto il focus sul discriminare le soluzioni per velocità, ed avendo dimostrato la forte clusterizzazione in termini di errore risultante intra – velocità tra le distribuzioni *LhG* e *OpG*, assume senso identificare una soluzione ottimale univoca per la propria velocità che sarà chiamata *PR_Sol* (*Proper Rate Solution*), calcolata come la media di ogni soluzione di *OpG* a differenti velocità. La tabella 7 ne mostra i valori.

Velocità	FLEX/EXT		ABD/ADD	
	<i>IMU FT</i>	<i>IMU MCP</i>	<i>IMU FT</i>	<i>IMU MCP</i>
<u>8 BPM</u>	0.0446	0.0153	0.124	0.0117
<u>30 BPM</u>	0.0022	0.0048	0.0745	0.0664
<u>60 BPM</u>	0.0021	0.0025	0.0130	0.0077
<u>120 BPM</u>	0.0017	0.1949	0.0093	0.0100
<u>200 BPM</u>	0.0101	0.0299	--	--

Tabella 7: Valori *PR_Sol* – 6 mediati da *OpG*.

Fin qui, l'analisi dei risultati ha condotto alla scoperta di soluzioni ottimali per ciascuna velocità e per ciascun task, e questa affermazione sarebbe già un buon punto di partenza per l'implementazione di un sistema di stima real – time del movimento adattando la condizione d'uscita alla condizione d'ingresso tramite l'utilizzo di lookup – table.

Tuttavia, l'obiettivo di questo studio è stato di investigare la possibilità di utilizzare una sola soluzione (intesa come una coppia di β) per ciascun task.

Dunque, sulla base delle assunzioni precedenti, si è calcolata la media tra tutte le velocità delle soluzioni che compongono PR_Sol ottenendo così una sola coppia di β , detta $Averaged_beta$ (AVG_beta), per ciascun task:

TASK	FINGERTIP	MCP
<i>FLE/EXT</i>	0.0121	0.0495
<i>ABD/ADD</i>	0.0273	0.24

Tabella 8: AVG_beta mediati da PR_Sol .

Per testare le soluzioni AVG_beta , o meglio l'efficacia di BPM sull'applicazione al precedente training – set, si sono condotte nuove registrazioni e si è composto il test – set sul quale testare le prestazioni di BFM e dei risultati che ha fornito.

I confronti saranno effettuati tra PR_Sol (inteso come soluzione ottimale per ciascuna velocità) e AVG_beta (soluzione da voler validare come unica per velocità diverse) e le misurazioni reali dell'encoder. Come prima valutazione le figure successive mostrano il risultato dei movimenti relativi di ABD/ADD per le differenti velocità del nuovo test – set.

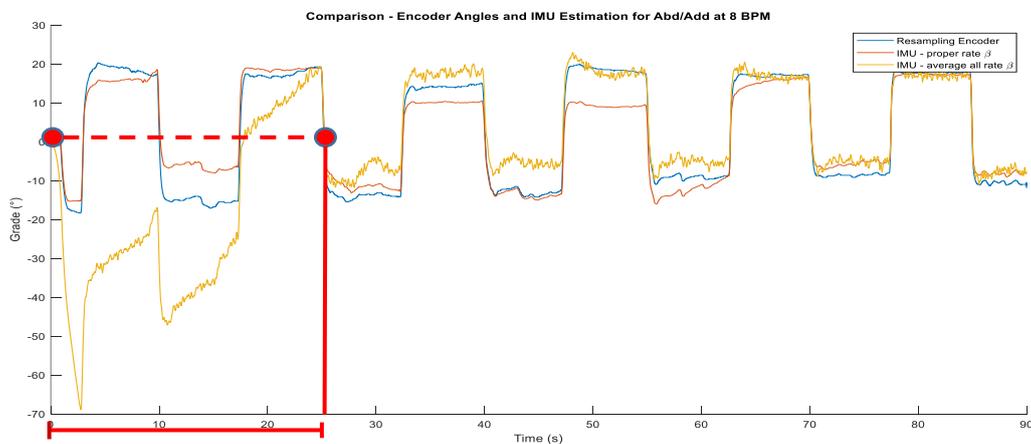


Figura 5.6: Movimento relativo Test – Set 8 BPM – ABD/ADD

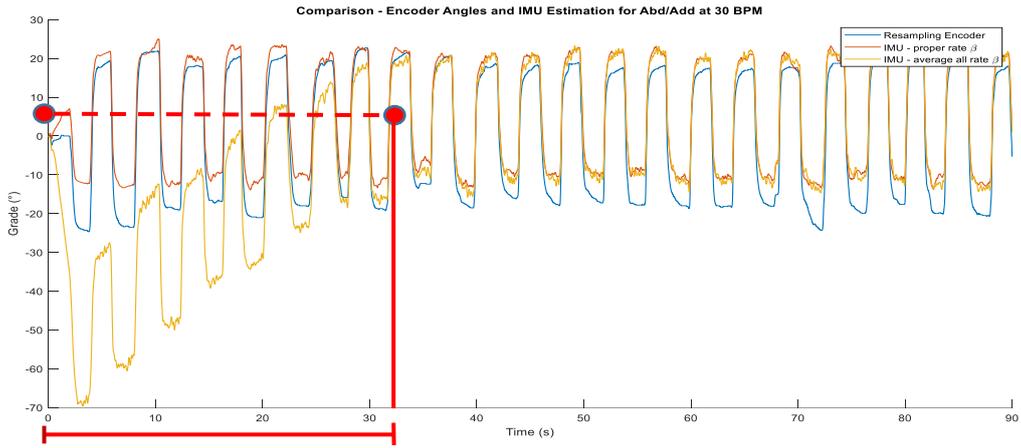


Figura 5.7: Movimento relativo Test – Set 30 BPM – ABD/ADD

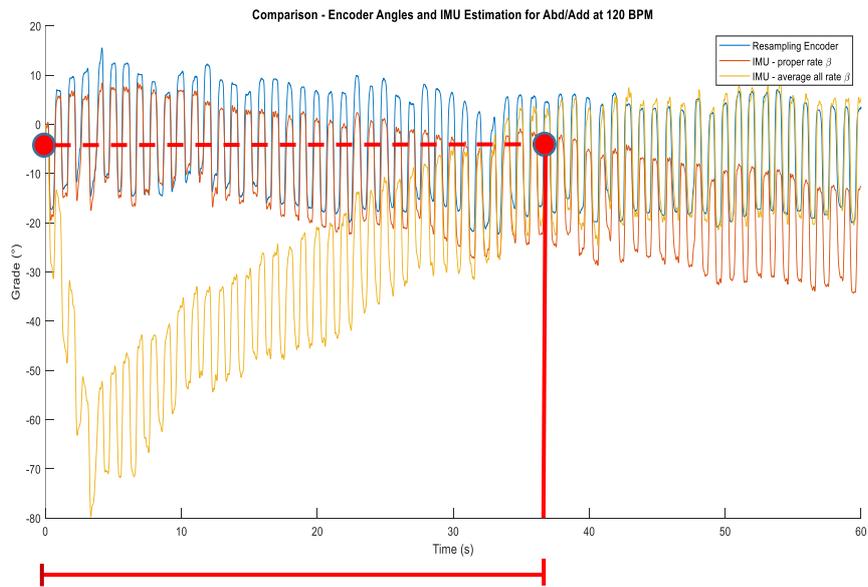
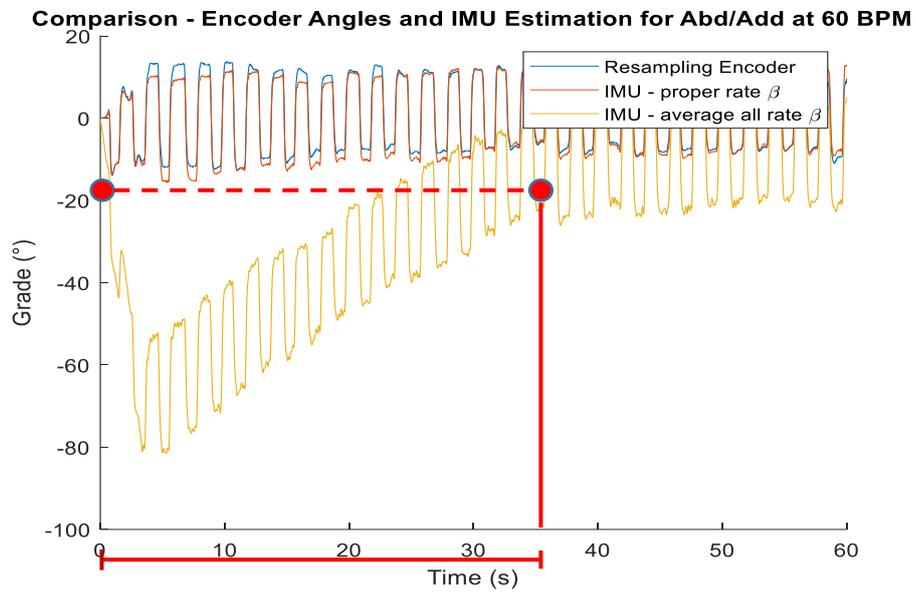


Figura 5.8: Movimenti relativi Test – Set 60 e 120 BPM – ABD/ADD

Le figure 5.6, 5.7 e 5.8 mostrano i risultanti movimenti relativi di ABD/ADD stimati tramite l’algoritmo di Madgwick e confrontati con le misurazioni dell’encoder. Il colore giallo identifica il movimento relativo calcolato usando come soluzione AVG_{β} , in rosso usando PR_{Sol} ed in blu la misurazione reale dell’encoder.

Osservando queste figure si può notare che accade qualcosa di interessante per la soluzione AVG_{β} , cioè che presenta una stima del movimento davvero apprezzabile ma solo dopo aver raggiunto la convergenza. In particolare, per il task di 120 BPM la soluzione PR_{Sol} produce drift (figura 5.8), a differenza di AVG_{β} che raggiunta la convergenza segue perfettamente l’andamento del movimento reale. Dunque, si è quantificato matematicamente l’errore che genera sia AVG_{β} sia PR_{Sol} rispetto alla misurazione reale dell’encoder anche negli ultimi 15 secondi di registrazione, ed i risultati sono riassunti nella seguente tabella:

BPM	RMSE PR_Sol (°)	RMSE AVG_β (°)	RMSE AVG_β – Last 15s (°)	PKAE PR_Sol (°)	PKAE AVG_β (°)	PKAE AVG_β – Last 15s (°)
8	4,38	16,20	2,17	0,74	2,74	3,42
30	5,78	15,81	5,38	1,67	0,88	1,14
60	1,72	33,30	10,53	1,19	4,06	4,23
120	8,97	27,42	4,28	2,95	0,92	1,42
<i>Mean</i>	5,21	23,18	5,59	1,86	2,15	2,55

Tabella 9: RMSE e PKAE su test – set ABD/ADD.

La tabella riporta la quantificazione numerica degli errori che per aiutare il lettore sono rappresentati nelle figure 5.9a e 5.9b.

Si noti che in molti casi il valore di AVG_{β} , dopo aver raggiunto la convergenza, è molto simile rispetto a quello di PR_{Sol} .

La tabella 10 riassume la quantificazione numerica che serve per raggiungere la convergenza per il task di ABD/ADD. In questa tabella si nota chiaramente come ci sia un fattore di diretta proporzionalità tra l'aumentare della velocità del test e il tempo necessario per convergere.

RATEs (BPM)	TIME [s]
8	25
30	31
60	35
120	38

Tabella 10: Tempo di convergenza ABD/ADD

Comunque, prestando attenzione ai risultati applicati al test – set su 120 BPM si osservi come il valore di AVG_{β} (RMSE = 4,28° e PKAE = 1,42°) ha risultati nettamente migliori rispetto a PR_{Sol} (RMSE = 8,97° e PKAE = 4,28°). Facendo riferimento alla figura 5.1 che mostrava la distribuzione delle soluzioni a diverse velocità, notiamo che $matrix_{tr}$ conteneva meno soluzioni a 120 BPM rispetto alle altre velocità.

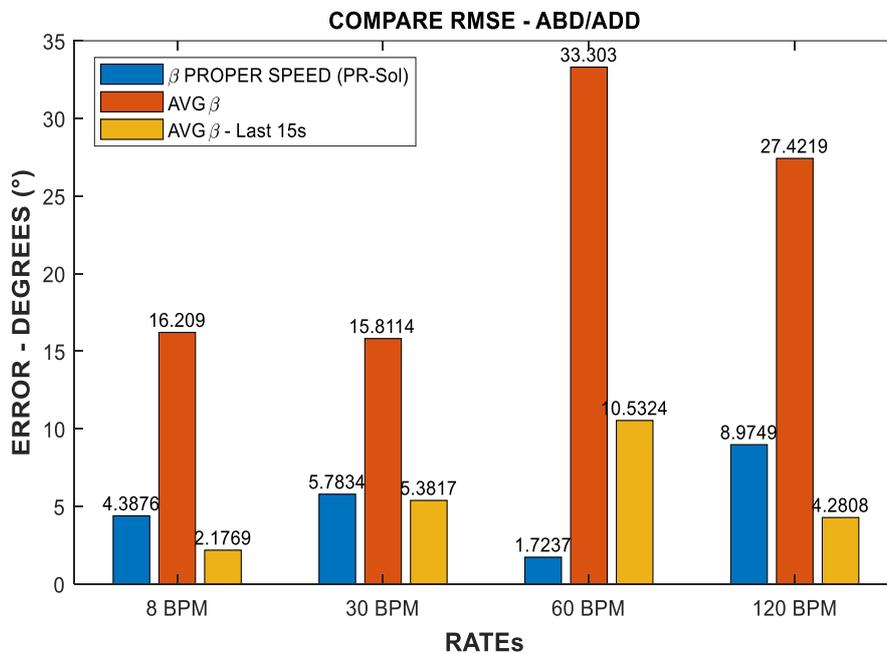


Figura 5.9a: RMSE per ABD/ADD su test – set

Dunque, questi due fondamentali osservazioni suggeriscono che BFM a 120 BPM per il task di ABD/ADD ha fallito, evidentemente incorrendo in una soluzione di minimo locale, dove continuando ad iterare non è più riuscito a adattarsi a condizioni migliori. Resta comunque sorprendente come, grazie all'operatore di media, AVG_{β} si adatti anche in condizioni di minimo locale. Ragionando più in generale, i risultati ottenuti grazie al post – analisi di BFM per ABD/ADD mostrano un'unica soluzione AVG_{β} capace di adattarsi a diverse condizioni cinematiche dopo un tempo di convergenza massimo di 35 secondi, e sulla base dei test condotti genera un errore massimo RMSE di $10,53^{\circ}$ e PKAE di $4,23^{\circ}$ per il task a 60 BPM. In tutti casi la media degli errori rispetto ai differenti task si assesta a $5,59^{\circ}$ per RMSE e $2,55^{\circ}$ per PKAE che confrontati rispettivamente con $5,21^{\circ}$ e $1,86^{\circ}$ per PR_Sol differiscono di valori $< 1^{\circ}$ e ci fanno concludere l'analisi per ABD/ADD dicendo che una coppia di valori β è largamente sufficiente per condurre esperimenti di cinematica a differenti velocità.

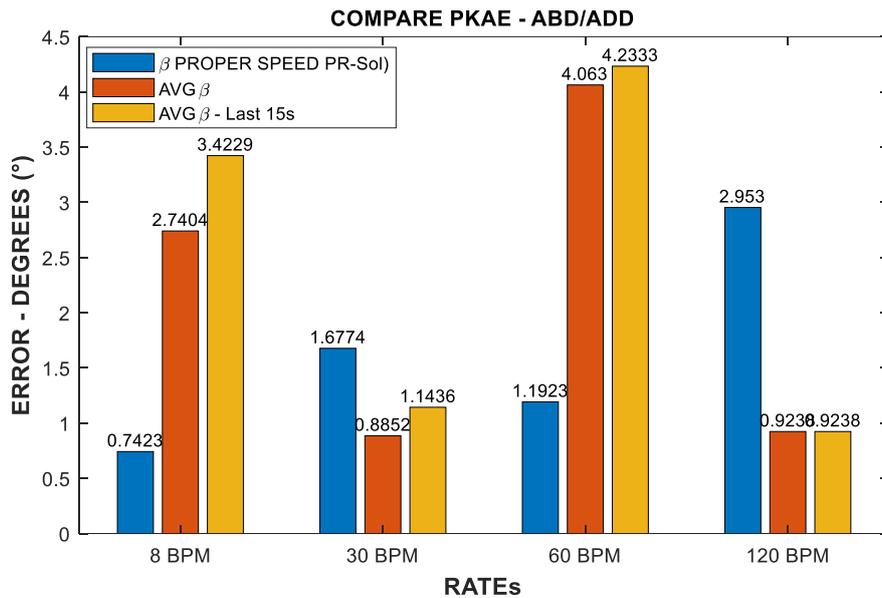


Figura 5.9b: PKAE per ABD/ADD su test – set

Il test – set viene valutato anche per il task FLE/EXT e di seguito sono riportati i movimenti relativi tra le due IMU solo per 8, 120 e 200 BPM.

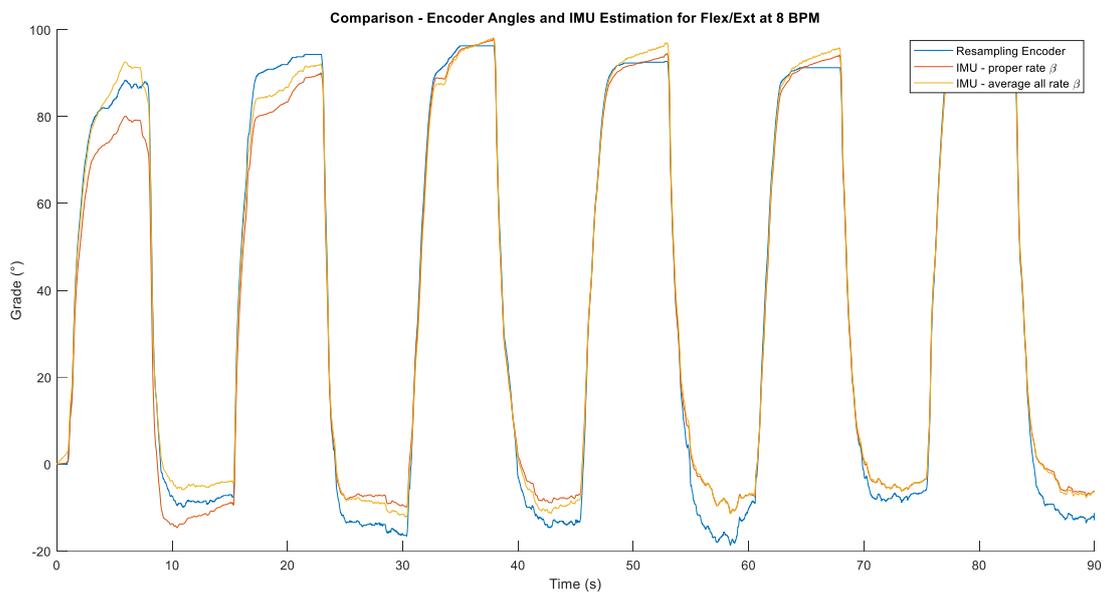


Figura 5.10a: Movimento relativo test – Set 8 BPM – FLE/EXT

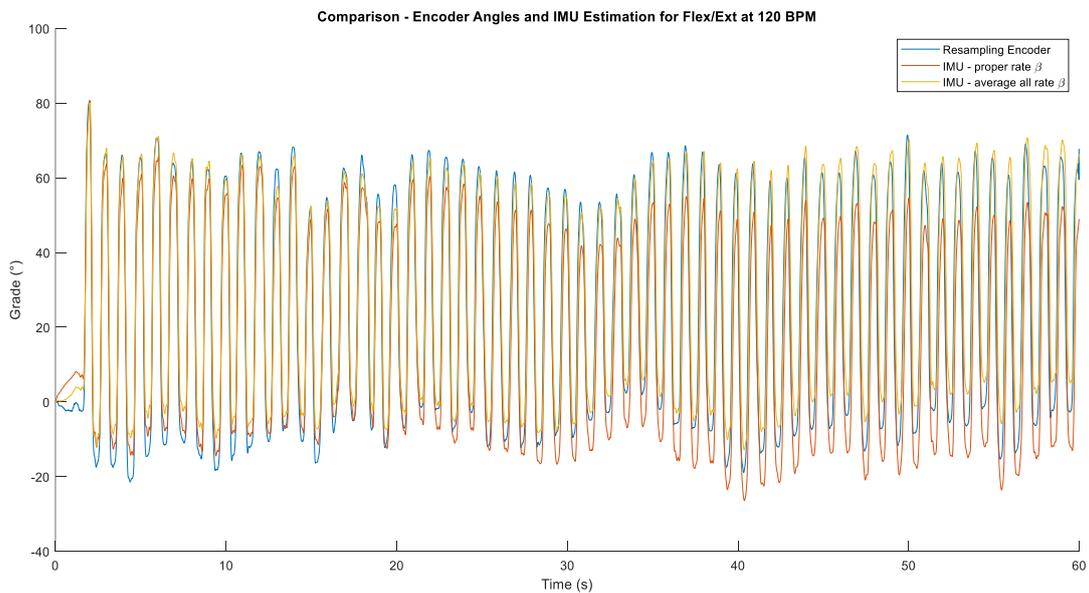


Figura 5.10b: Movimento relativo test – Set 120 BPM – FLE/EXT

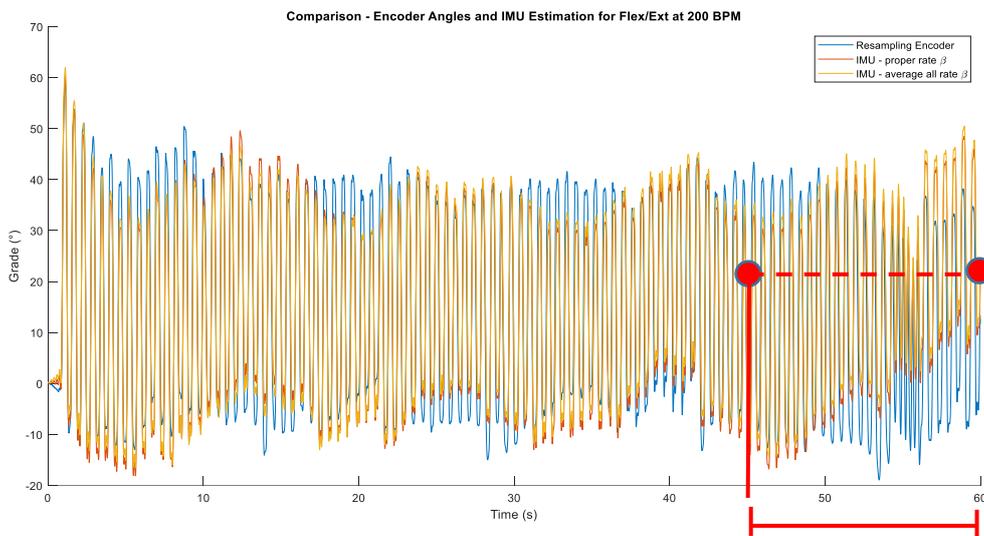


Figura 5.10c: Movimento relativo test – Set 200 BPM – FLE/EXT

Le figure 5.10 dimostrano che a differenza di quanto accaduto per ABD/ADD non c'è richiesto nessun tempo prima che la stima converga e segua perfettamente l'andamento della misurazione reale. Le stime prodotte da IFG per entrambi PR_Sol e $AVG_β$ seguono la traccia di movimento prodotta dall'encoder. Solo il movimento relativo a 200 BPM (fig. 5.10c) mostra un leggero drift che si compensa, e che apparentemente sembra crescere negli ultimi 15 secondi di acquisizione.

BPM	RMSE PR_Sol (°)	RMSE $AVG_β$ (°)	RMSE $AVG_β$ –Last 15s (°)	PKAE PR_Sol (°)	PKAE $AVG_β$ (°)	PKAE $AVG_β$ –Last 15s (°)
8	5,16	3,87	4,14	2,21	2,3820	1,55
30	9,88	11,40	12,40	2,31	6,51	8,18
60	5,80	9,08	12,45	4,20	3,71	3,54
120	12,06	9,74	13,84	4,31	7,31	7,33
200	7,99	8,16	12,77	2,83	4,74	5,31
Mean	8,18	8,45	11,12	3,17	4,93	5,18

Tabella 11: RMSE e PKAE su test – set FLE/EXT.

La tabella 11 si riferisce alla quantificazione numerica delle prestazioni delle soluzioni trovate da BFM applicate sul nuovo test – set di IFG e le figure 5.11 ne offrono rappresentazione grafica per facilitare il lettore nella comprensione. Per il test – set a 200 BPM il risultato nella finestra d’osservazione degli ultimi 15 secondi mostra dei valori peggiori ($12,77^\circ$) valutati in RMSE rispetto alla restante parte di segnale ($8,16^\circ$) a testimonianza di quel drift che è presente in figura 5.10c.

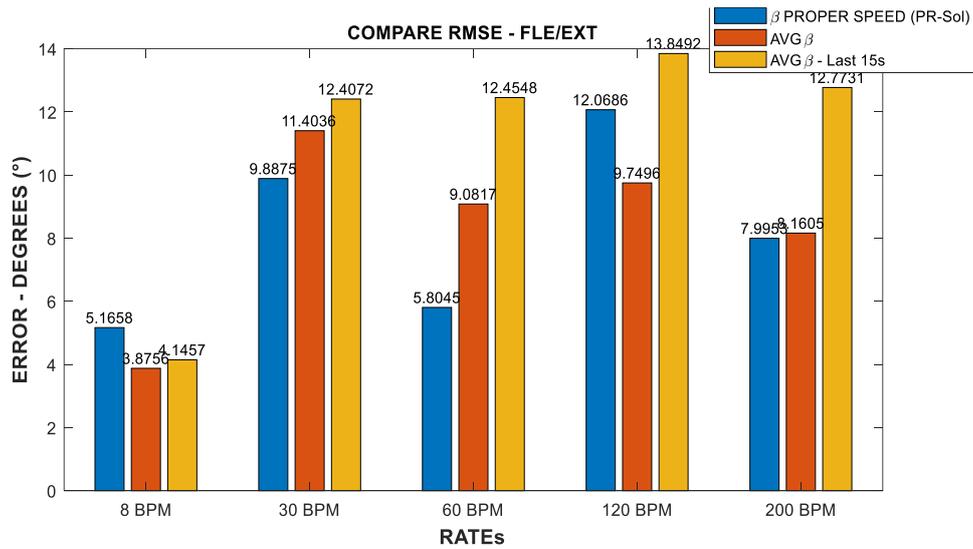


Figura 5.11a: RMSE per FLE/EXT su test – set.

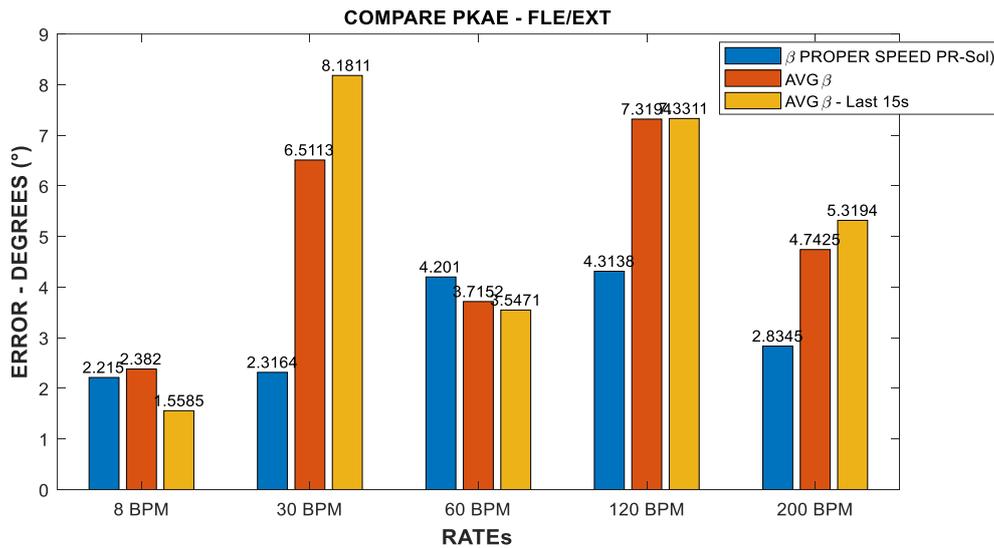


Figura 5.11b: PKAE per FLE/EXT su test – set

Nonostante BFM ha trovato meno soluzioni per 120 BPM che fanno parte del criterio di ammissibilità impostato dalla soglia come mostrato dalla figura 5.2, i risultati della validazione di AVG_{β} sono ugualmente accettabili (con $RMSE = 9,74^{\circ}$), specie se comparati con PR_{Sol} (con $RMSE = 12,06^{\circ}$). Sempre per questa velocità, BFM ha avuto difficoltà a trovare il minimo globale per ABD/ADD, ma comunque per FLE/EXT i valori risultano essere accettabili e più incoraggianti rispetto a quanto computato per l'altro task. Nell'ottica dell'investigazione di una singola soluzione per gestire tutte le velocità possiamo affermare, come dimostrano i risultati prodotti, che anche per FLE/EXT l'errore valutato sia in RMSE che in PKAE è sostanzialmente comparabile. AVG_{β} mostra errore massimo in RMSE per 60 BPM ($11,40^{\circ}$) affermandosi con una media su tutte le velocità di $8,45^{\circ}$. La differenza tra l'errore medio valutato in RMSE per AVG_{β} e PR_{Sol} ($8,18^{\circ}$) è $< 0,5^{\circ}$ mentre valutato in PKAE è $< 2^{\circ}$ potendo dunque affermare che utilizzare AVG_{β} come unica soluzione non comporta grosse complicanze su diverse velocità.

A questo punto, si è provato a identificare un'unica soluzione che possa essere utile per tutte velocità e tutti i task. Mediando ancora una volta, ma questa volta fra i OpG di ogni task si ottiene una soluzione (U_{Sol}) da testare valida per ogni task e per ogni velocità:

BETA IMU FINGERTIP	BETA IMU MCP
0,0189	0,0381

Tabella 12: Soluzione per tutti i task U_{Sol}

Di seguito vengono presentati solo alcuni movimenti relativi per dimostrare che questo approccio ha risultati promettenti che necessitano di ulteriore investigazione:

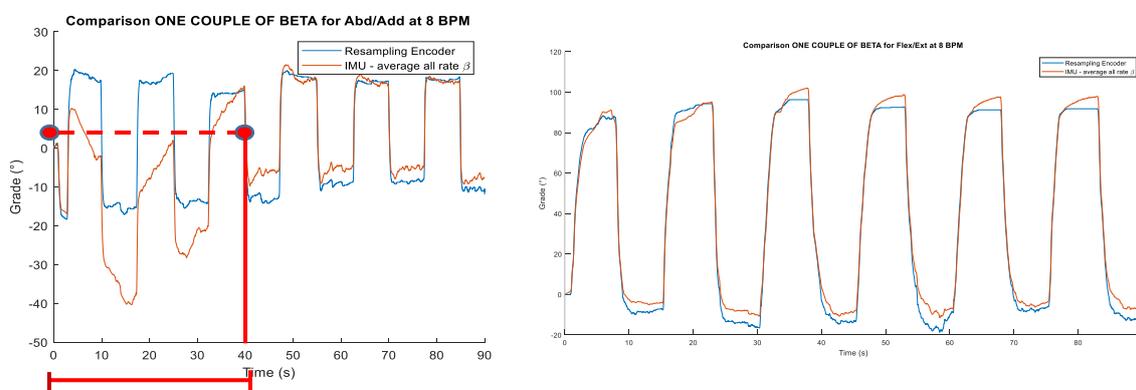


Figura 5.12a: U_{Sol} per FLE/EXT e ABD/ADD a 8 BPM

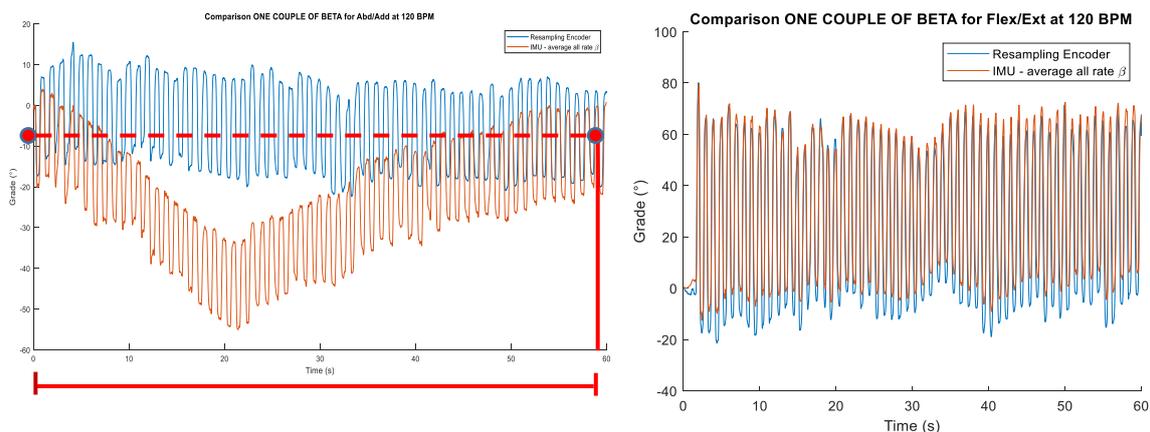


Figura 5.12b: U_{Sol} per FLE/EXT e ABD/ADD a 120BPM

Come dimostrano le figure anche il task ABD/ADD usando U_{Sol} necessita di un tempo di convergenza che varia da 40 a circa 57 secondi e la tabella 13 ne mostra tutti i risultati confrontati con AVG_{β} :

RATEs (BPM)	TIME AVG_β [s]	TIME – U_Sol [s]
8	25	40
30	31	42
60	35	57
120	38	57

Tabella 13: Tempo di convergenza ABD/ADD AVG_{β} e U_{Sol}

Addirittura, per 120 e 200 BPM il tempo di convergenza coincide propriamente con quasi il tempo di tutta la registrazione e confrontati con i tempi medi di AVG_{β} (32.25 secondi) si nota come l'utilizzo di U_{Sol} (49 secondi) sia meno incoraggiante.

Per ciò che riguarda la validazione sul test – set per FLE/EXT, il tempo di convergenza è inquantificabile e la stima di IFG segue abbastanza bene l'andamento dell'encoder.

La tabella seguente fornisce informazioni quantificate matematicamente rispetto alla bontà di questa unica soluzione per tutti i task a tutte le velocità confrontate con le misurazioni reali dell'encoder:

<i>FLE/EXT</i>				
<i>Velocità</i>	RMSE (°)	PKS_AMP ERROR (°)	RMSE - last 15 s (°)	PKS_AMP ERROR - last 15 (°)
<i>8 BPM</i>	4,36	0,54	4,71	0,17
<i>30 BPM</i>	11,95	2,83	12,65	2,48
<i>60 BPM</i>	10,26	9,55	12,9	9,38
<i>120 BPM</i>	10,75	8,93	14,64	8,94
<i>200 BPM</i>	9,57	7,85	15,24	8,48
<i>Mean</i>	9,38	5,94	12,03	5,89

<i>ABD/ADD</i>				
	RMSE (°)	PKS_AMP ERROR (°)	RMSE - last 15 s (°)	PKS_AMP ERROR - last 15 (°)
<i>8 BPM</i>	10,66	1,7	2,06	2,41
<i>30 BPM</i>	12,26	0,61	5,38	0,4
<i>60 BPM</i>	30	5,45	16,96	5,62
<i>120 BPM</i>	21,63	2,95	8,09	2,95
<i>Mean</i>	18,64	2,68	8,12	2,84

Tabella 14: Errore U_Sol

I risultati sono poco incoraggianti per quanto riguarda ABD/ADD considerando il tempo totale delle registrazioni, mentre se volessimo valutare solo l'ultima finestra temporale di 15 secondi dove il segnale raggiunge la convergenza, o sta per raggiungerla, si nota un netto miglioramento dell'errore medio valutato in RMSE (8,12°) e in PKAE (2,84°) che confrontato con quanto fornito da AVG_{β} (5,59° e 2,55°) mostra un peggioramento, ma comunque con possibile margine di miglioramento sulla base di future analisi.

Per quanto riguarda FLE/EXT l'errore di U_{Sol} valutato in RMSE (9,38°) e in PKAE (5,94°) mostra risultati ancora confrontabili con AVG_{β} (rispettivamente 8,18° e 3,17°) e dunque maturando anche in questo caso un errore $< 1^{\circ}$. A questo punto è interessante capire quanto sia l'effettiva differenza in termini di RMSE e PKAE tra AVG_{β} e U_{Sol}

per capire se ci sono le condizioni per future investigazioni per rendere BFM più solido al fine di computare una ed una sola soluzione che si adatti a tutte le condizioni cinematiche per differenti tipi di movimento.

La seguente tabella contiene i valori delle differenze di errore (in valore assoluto) in RMSE e PKAE tra U_{Sol} e AVG_{β} per FLE/EXT e ABD/ADD, dove per ABD/ADD si sono considerati gli errori calcolati nell'ultima finestra temporale di 15 secondi, assumendo che aspettare il tempo di convergenza possa essere un buon compromesso per raggiungere un buon risultato.

<i>Velocità</i>	RMSE FE (°)	PKAE FE (°)	RMSE AA – last 15 s (°)	PKAE AA – last 15 s (°)
8 BPM	0,8	1,67	0,11	1,01
30 BPM	2,07	0,52	0,08	0,74
60 BPM	4,46	5,35	6,43	1,39
120 BPM	1,31	4,62	3,81	1,53
200 BPM	1,58	5,02	//	//
Mean	1,2	2,77	2,53	0,29

Tabella 15: Differenza errore U_{Sol} e AVG_{β}

E la figura successiva ne offre supporto grafico per facilitare la comprensione del lettore:

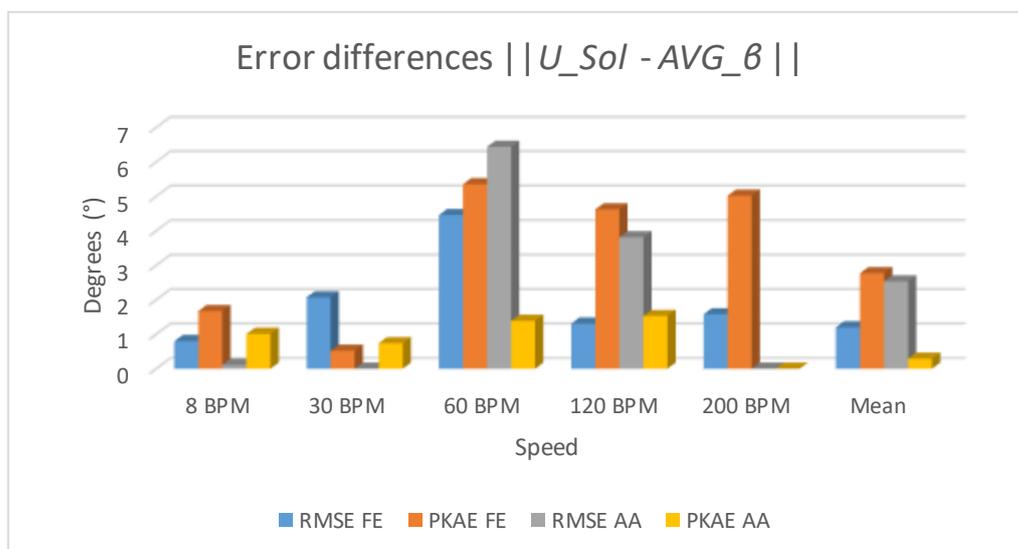


Figura 5.13: Errore tra U_{Sol} e AVG_{β}

Le differenze degli errori assumono valori confrontabili $< 2^\circ$ per la maggior parte dei casi tranne per il task a 60BPM e 120 BPM. L'errore valutato su RMSE, considerato come quello che possiede il più alto contenuto informativo, è sempre minore $< 2^\circ$ a parte che nel task di 60 BPM. Questa informazione è coerente con quanto analizzato prima in quanto 60 BPM è stato un task complicato che ha prodotto risultati altalenanti in tutte analisi precedenti, testimoniando il fatto che BFM probabilmente possa aver incontrato un minimo locale a questa velocità. Per le basse velocità l'utilizzo di U_Sol comporta errori $< 2^\circ$ sia in RMSE che in PKAE rispetto a $AVG_β$ e ritornando alle figure 5.1b e 5.2b è coerente rispetto al numero di soluzioni ammissibili che vengono raccolte nelle matrici $matrix_tr$. Per quanto riguarda il task a 120 BPM U_Sol produce errori più elevati ($16,96^\circ$ e 14°) confrontato con gli errori generati da PR_Sol (circa 4°) a testimonianza del fatto che sicuramente BFM in questo task è caduto in un minimo locale come già presagito precedentemente. In tutti i casi utilizzare un'unica soluzione U_Sol per entrambi i task a tutte le velocità compromette una differenza di errore medio in confronto all'utilizzo di $AVG_β$ di circa 2° , e questo errore è assolutamente accettabile considerando che l'applicazione di BFM ha scopo sull'investigazione di tremore da PD che comunque sarà compensata anche da altre misurazioni, come quelle inerziali.

Nel complesso possiamo concludere che BFM è in grado di produrre delle soluzioni accettabili per gestire la parametrizzazione dell'algoritmo di Madgwick e quindi per la stima dello spostamento angolare. Questo approccio sostanzialmente soffre dei potenziali minimi locali, come accade per esempio a 120 BPM, ma un possibile monito di controllo rispetto a questo problema potrebbe essere tenere traccia di quanti valori siano contenuti in $matrix_tr$ e fin quando non raggiungono un certo numero continuare ad iterare BFM fino al suo soddisfacimento. Questa modifica sicuramente aumenterebbe il costo computazionale dell'algoritmo, ma comunque permetterebbe di consolidare la possibilità di ottenimento di minimi globali

I tempi di convergenza, come riporta la tabella 13, sono sicuramente più promettenti con l'utilizzo di una soluzione per ciascun task ($AVG_β$). Tuttavia utilizzare U_Sol , compromettendo l'attesa del tempo di arrivo alla convergenza è sicuramente un buon compromesso in quanto eviterebbe di implementare sistemi di adattamento per diversi task o velocità. Rispetto ai tempi di convergenza un'altra informazione propositiva che si

evince dalla tabella è che da 60 BPM in poi per U_{Sol} il tempo non varia, e ciò testimonia che l'attesa massima prima di avere misurazioni stabili ed affidabili sarà di 60 secondi.

Questo approccio proposto permette di raggiungere un'unica soluzione U_{Sol} , sulla base delle validazioni fatte, con errori massimi valutati in $RMSE < 10^\circ$ (come riporta la tabella 14) che comunque è coerente ad un problema che affligge IFG comune a tutte le misurazioni. Se osserviamo attentamente, tutte le stime presentate in questo lavoro presentano un offset costante rispetto alle misurazioni reali dell'encoder. Questo problema riguarda la progettazione meccanica di IFG in quanto gli assi delle IMU su FT e MCP non sono perfettamente allineati e quindi rischiano di creare offset che si sommano costantemente a tutte le misurazioni compromettendo parte di quell'errore massimo $< 10^\circ$ sopramenzionato. Questo errore è solamente additivo, e si sarebbe potuto compensare con l'analisi off – line ma si è preferito evitare di aggiungere processing allo studio per valutare le effettive problematiche della struttura meccanica, e valutarne le possibili migliorie per investigazioni future.

Si noti che, per le alte velocità, BFM soffre maggiormente rispetto ai task a 8 e 30 BPM. Un ulteriore motivo, oltre alla possibilità di incorrere in minimo locale, potrebbe essere la necessità di una calibrazione più robusta di IFG, perché alle alte velocità i suoi sensori utilizzano un full – scale range più alto che compromette una sensibilità peggiore con conseguente maggiore facilità dell'errore di misurazione (anche in riferimento ad un maggiore “zero – rate offset”).

Per concludere, la scelta di utilizzare una sola soluzione comune a tutte le velocità e differenti task assume un valore di rilevanza per quanto riguarda l'investigazione del tremore da PD. Sulla base della review letteraria presentata in Capitolo I, ci sono numerosi studi che hanno proposto metodi di quantificazione e classificazione del tremore usando le misurazioni inerziali, ma pochissimi utilizzano il valore efficace, la somma, o altri parametri che siano strettamente collegati al movimento relativo dell'articolazione del dito.

Dunque, IFG trova sicuramente spazio nel già vasto panorama di dispositivi che servono come strumento di quantificazione del tremore da PD, con la particolarità che con qualche accorgimento e conseguenti migliorie future si può utilizzare BFM per scegliere la migliore parametrizzazione per la stima del movimento relativo tra due joint, ed utilizzare

quest'ultimo come ulteriore parametro cinematico per la quantizzazione del tremore patologico, prendendo spunto da tutti quei metodi che la comunità scientifica ha messo a disposizione come introdotto nel Capitolo I.

6. Possibili sviluppi futuri

Metà di questo studio è stato condotto da remoto a causa dell'emergenza Covid – 19, e per tale motivo non è stato possibile avere a disposizione tutta la strumentazione da laboratorio per l'intera durata del progetto. Nonostante tutto, questo studio seppur con numerose limitazioni legate all'ambiente di lavoro, ha raggiunto dei risultati davvero promettenti e ha dato modo di fornire ispirazione a quali potrebbero essere gli spunti per i successivi passi che di seguito sono organizzati in un elenco puntato:

- Per potenziare il training set di BFM si potrebbe utilizzare un ulteriore task da aggiungere ai già presenti FLE/EXT e ABD/ADD. In realtà si era già pensato di utilizzare la struttura in figura 6.1 che permette di ricostruire una superficie conica con il dito roteando attorno all'albero dell'encoder. Questo design è stato designato in Solidworks ispirandosi al giunto sferico ed è stato stampato in ABS. Sarebbe necessario implementare, e dunque validare, un modello cinematico che possa legare i due DoF del dito (dunque i suoi angoli pitch e yaw da IFG) con l'angolo risultante dalla rotazione dell'albero dell'encoder. Questo task permetterebbe di combinare la flessione – estensione e l'abd – adduzione del dito fornendo dunque ulteriori informazioni per aumentare la stabilità del training – set di BFM.

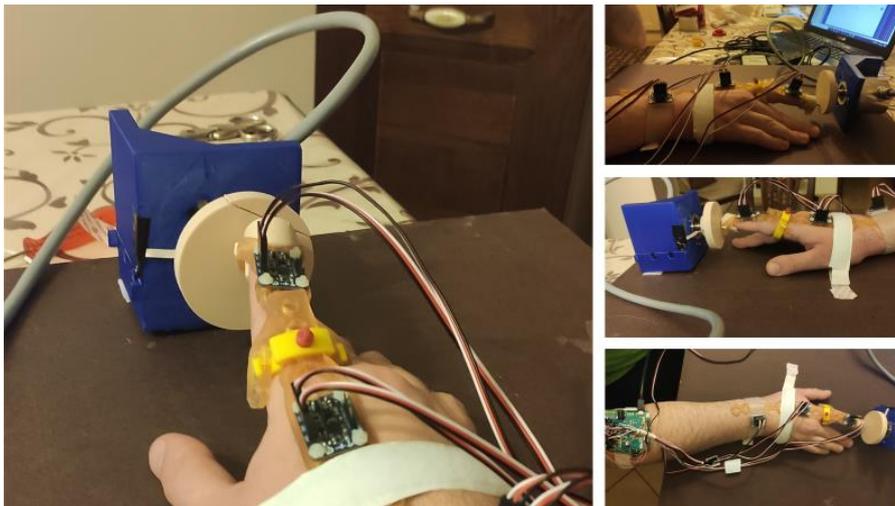


Figura 6.1: CIRCUM task

- BFM necessita di misurazioni reali sulle quali costruire un training – set per la scelta della soluzione ottimale per la stima del movimento, e per tale motivo potrebbe essere utile validare IFG anche con sistemi MoCap, che come visto nel Capitolo I, è largamente utilizzato per validazioni di cinematica essendo che produce misurazioni ad elevata accuratezza e risoluzione in 3D.
- Uno studio proposto è l'integrazione di IFG con misurazioni EMG. Questo avrebbe dovuto essere approfondito ma ciò non è stato possibile a causa di una serie di fattori logistici e temporali. Per svolgere le acquisizioni da remoto si era programmato l'utilizzo di due sensori EMG bipolari, ed era stato già programmato il microcontrollore di IFG per acquisire da due canali con frequenza di campionamento di 10 KHz. L'idea era di individuare i muscoli coinvolti nel tremore da PD ed offrire un ulteriore parametro per la sua quantificazione, per poi utilizzare HD – sEMG per fare ulteriori investigazioni sull'origine neuromuscolari di questa patologia.
- Un approccio robusto per la quantificazione del tremore potrebbe essere costruire un classificatore basato su reti neurali mappando contemporaneamente la cinematica e le informazioni muscolari, perciò creando un vasto training – set per fare allenare il classificatore, in modo tale da fornire un metodo di valutazione real – time che possa fornire informazioni sulla sua severità.
- IFG può effettuare anche misurazioni sull'articolazione del polso, perciò un possibile passaggio successivo potrebbe essere la validazione di IFG e BFM anche per quell'articolazione per avere un dispositivo realmente pronto a discriminare il tremore delle dita e del polso, e ad analizzarne le loro differenze neurofisiologiche tramite HD – sEMG.

Per quanto concerne la parte meccanica, sono state individuate alcune possibili migliorie che fornirebbero più stabilità e robustezza ad IFG:

- Per migliorare la stima del movimento relativo è importante evitare movimento non voluto. Per tale motivo una possibile miglioria potrebbe essere ripetere la tecnica del molding facendo solidificare le IMU direttamente dentro lo stampo negativo. Questo tipo di approccio permetterebbe di minimizzare il movimento non desiderato, e di migliorare l'allineamento degli assi e di conseguenza la

stabilità delle stime di IFG, che come abbiamo visto nel Capitolo V soffre tanto di questo problema per tutte le registrazioni.

- Per rendere la calibrazione di IFG più robusta si potrebbe pensare di utilizzare un metodo che estraesse i differenti offset dai giroscopi ed accelerometri valutando un asse per volta, o in altre parole disponendo in modo parallelo alla superficie piana di appoggio un piano alla volta acquisendo dati per ottenere l'offset di quel determinato asse uscente dal piano. Questo metodo permetterebbe di discriminare meglio gli offset di misurazione dei vari assi e raggiungere più accuratezza per il loro calcolo.
- Per rendere IFG ancora più portatile e meno ingombrante si potrebbe replicare su PCB l'elettronica utilizzata in modo da minimizzare il cablaggio, ed inoltre aggiungere un modulo bluetooth per il trasferimento dei dati da Arduino al PC. Questa miglioria permetterebbe di evitare la comunicazione seriale che sicuramente è sofferente per applicazioni più robuste che necessitano il trasferimento di molti dati ad elevate velocità.

Conclusi tutti gli step precedenti, potrebbe avere a questo punto senso pensare di utilizzare ulteriori IMU per investigare più articolazioni della mano, quindi espandendo le investigazioni sul tremore su più dita contemporaneamente.

Riferimenti

- [1] Z. U. D. G. D. R. D.-R. G. Bach JP, «Projected numbers of people with movement disorders in the years 2030 and 2050.» *Movement Disorders : Official Journal of the Movement Disorder Society.*, pp. 2286-2290., 2011 Oct;26(12):.
- [2] J. H. & M. C. D. McAuley, «Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control,» *Brain : A Journal of Neurology*, pp. 123 (8) 1454-1567, 2000.
- [3] L. J. F. P. D. T. M. A. G. J. C. R. A. E. H. C. D. M. P. G. Bain, «A study of hereditary essential tremor,» *Brain*, Vol. %1 di %2Volume 117, Issue 4, p. Pages 805–824, August 1994.
- [4] O. R. F. B. e. a. Louis ED, «The Washington Heights-Inwood Genetic Study of Essential Tremor: methodologic issues in essential-tremor research,» *Neuroepidemiology*, vol. 16(3), n. doi:10.1159/000109681, pp. 124-133, 1997.
- [5] K. Chaudhuri e W. Ondo, «Handbook of Movement Disorders,» *Springer Healthcare Ltd.*, p. pp. 1–2., 2009.
- [6] E. Louis e J. Ferreira, «How common is the most common adult movement disorder update on the worldwide prevalence of essential tremor,» *Mov. Disord.*, vol. 25, p. 534–541, 2010.
- [7] E. A. V Lorraine, «Parkinson’s disease,» *The Lancet*, 2015.
- [8] M. M. J Jankovic, «Variable expression of Parkinson’s disease: a base-line analysis of the DATATOP cohort,» *Neurology*, 1990 .
- [9] P. Z. a. T. C. L. Houde Dai, «Quantitative Assessment of Parkinsonian Tremor Based on an Inertial Measurement Unit,» *Sensor*, 2015.
- [10] R. Phwa, K. Lyons e W. Koller, «Handbook of Parkinson’s Disease,» vol. 4th ed, p. pp. 53–59, 2007.
- [11] R. Elble e G. Deuschl, «Milestones in tremor research,» *Mov. Disord*, vol. 26, p. 1096–1105, 2011.
- [12] K. W. Findley LJ, «Essential tremor: a review,» *Neurology*, vol. 37, p. 1194–1197, 1984.

- [13] S. D. e. al, «Quantitative measurement of motor symptoms in Parkinson's disease: A study with full-body motion capture data,» *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. pp. 6789-6792, 2011.
- [14] S. L. R. P. v. E. E. S. D. P. H. Lainscsek C., «Nonlinear DDE Analysis of Repetitive Hand Movements in Parkinson's Disease,» *Applications of Nonlinear Dynamics. Understanding Complex Systems. Springer, Berlin, Heidelberg, 2009.*
- [15] V. G. e. al, «An integrated motion capture system for evaluation of neuromuscular disease patients,» *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. pp. 218-221, 2009.
- [16] J. J. V. D. P. J. E. R. G. J. Heldman DA, «Essential tremor quantification during activities of daily living,» *Parkinsonism Relat Disord*, vol. 17(7), pp. 537-542, 2011.
- [17] R. Mayagoitia, A. Nene e P. Veltink, «Accelerometer and rate gyroscope measurement of,» *J. Biomech.*, vol. 35, pp. 537-542, 2002.
- [18] J. E. Pons, «Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons,» *John Wiley & Sons: Hoboken,*, 2008.
- [19] R. Elble, S. Pullman, J. Matsumoto, J. Raethjen, G. Deuschl e R. Tintner, «Tremor amplitude is logarithmically related to 4- and 5-point tremor rating scales,» *Brain*, vol. 129, p. 2660–2666, 2006.
- [20] G. Mostile, P. Giuffrida, O. Adam, A. Davidson e J. Jankovic, «Correlation between Kinesia system assessments and clinical tremor scores in patients with essential tremor movement,» *Mov. Disord*, vol. 25, pp. 1938-1943, 2010.
- [21] A. Salarian, H. Russmann, C. Wider, P. Burkhard, F. Vingerhoets e K. Aminian, «Quantification of tremor and bradykinesia in Parkinson's disease using a novel ambulatory monitoring system,» *IEEE Trans. Biomed. Eng*, vol. 54, p. 313–322, 2007.
- [22] P. Z. a. T. C. L. Houde Dai, «Quantitative Assessment of Parkinsonian Tremor Based on an Inertial Measurement Unit,» *Sensors*, vol. 15, pp. 25055-25071, 2015.
- [23] E. R. J. O. R. J. C. M. a. J. a. L. P. Juan A. Gallego, «Real-Time Estimation of Pathological Tremor Parameters from Gyroscope Data,» *Sensors*, vol. 10, pp. 2129-2149, 2010.

- [24] M. E. J. M. D. N. a. A. L. T. Y. Zhou, «The measurement and analysis of Parkinsonian hand tremor,» *IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI)*, pp. 414-417, 2016.
- [25] I.-J. L. S.-Y. Y. Y.-C. L. J. L. a. J.-L. C. Bor-Shing Lin, «Design of an Inertial-Sensor-Based Data Glove for Hand Function Evaluation,» 2018.
- [26] V. Macionis, «Reliability of the standard goniometry and diagrammatic recording of finger joint angles: A comparative study with healthy subjects and non-professional raters.,» 2013.
- [27] T. M. a. P. I. W. Lefan Wang, «A Two-Axis Goniometric Sensor for Tracking Finger Motion,» n. 2017.
- [28] J. C. B. O. J. T. S. P. G. James Connolly, «IMU Sensor-based Electronic Goniometric Glove (iSEG-Glove) for clinical finger movement analysis,» 2017.
- [29] S. Madgwick, A. Harrison e R. Vaidyanathan, «Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm,» 2011.
- [30] B. J. S. M. I. J. G. K. T. M. I. C. C. R. F.-R. S. M. I. Md Nafiul Alam1, «Tremor Quantification of Parkinson's Disease – A Pilot Study,» 2016.
- [31] R. V. K. J. V. D. P. H. V. C. P. M. V. R. M. A. D. B. L. J. B. a. C. T. H. JOSIEN C. VAN DEN NOORT, «Quantification of Hand Motor Symptoms in Parkinson's Disease: A Proof-of-Principle Study Using Inertial and Force Sensors,» *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 45, p. 2423–2436, 2017.
- [32] T. Instrument, 2019. [Online]. Available: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tca9548a.pdf>.
- [33] Arduino, «Arduino,» [Online]. Available: <https://store.arduino.cc/arduino-zero>.
- [34] Adafruit, «Adafruit,» [Online]. Available: <https://www.adafruit.com/product/3463>.
- [35] Velcro, «Velcro,» [Online]. Available: <https://www.velcro.co.uk/>.
- [36] S. Crivellaro, 2017. [Online]. Available: <http://www.crivellaro.net/wp-content/uploads/2017/03/Protocollo-di-comunicazione-I2C.pdf>.
- [37] Arduino. [Online]. Available: <https://www.arduino.cc/reference/en/language/functions/time/millis/>.

- [38] Wikipedia, «Two Complement,» [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Two%27s_complement.
- [39] MATLAB, «magcal,» [Online]. Available: <https://it.mathworks.com/help/fusion/ref/magcal.html>.
- [40] R. PRO. [Online]. Available: <https://docs.rs-online.com/45e0/0900766b81583358.pdf>.
- [41] N. Instruments. [Online]. Available: <https://www.ni.com/it-it/support/model.usb-6009.html>.
- [42] BQ. [Online]. Available: <https://www.bq.com/en/hephestos-2>.
- [43] J. Diebel, «Representing Attitude: Euler Angles, Unit Quaternions, and Rotation Vectors,» Astro Rug, Stanford, California, 2006.
- [44] MATLAB. [Online]. Available: <https://it.mathworks.com/help/signal/ref/cheby1.html>.
- [45] Wikipedi, «Gimbal lock,» [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Gimbal_lock.
- [46] C. Zanella, «Modelli geometrici,» pp. 79-101, Sept. 2010.
- [47] A. & Q. S. & F. J. & R. P. & R. N. & V. J. Moreira, «Real-time hand tracking for rehabilitation and character animation,» 2014.
- [48] S. Madgwick, «X-io,» 31 07 2012. [Online]. Available: <https://x-io.co.uk/open-source-imu-and-ahrs-algorithms/>.
- [49] Adafruit, «NXP Precision 9 DoF Breakout,» [Online]. Available: <https://learn.adafruit.com/nxp-precision-9dof-breakout/downloads>.
- [50] Wikipedia, «Gradient descent,» [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Gradient_descent.
- [51] OKPEDIA, «Hill - climbing,» n. https://www.okpedia.it/hill_climbing_iterativo.
- [52] G. F. J. O. a. A. S.-F. Mariana H.G. Mongie, «New Sensor and Weatable Technologies to Aid in the Diagnosis and Treatment Monitoring of Parkinson's Disease,» *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2019.
- [53] «Clinical Gate,» 2020. [Online]. Available: <https://clinicalgate.com/parkinsons-disease-8/>.
- [54] N. Instruments, 22 Agosto 2013. [Online]. Available: <http://www.ni.com/tutorial/7109/it/>.

- [55] J. B. Kuipers, «Quaternions and rotation sequences: A primer with applications to orbits, aerospace and virtual reality,» 1999.
- [56] Wikipedia. [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Euler_angles.
- [57] Wikipedia, «Euler Angles,» [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Euler_angles.
- [58] M. A. H. I. A. R. A. K. a. M. S. I. Hemayet Ahmed Chowdhury, «A Continuous Space Neural Language Model for Bengali Language,» 2020.
- [59] M. pathway, «Wikipedia,» [Online]. Available: https://en.m.wikipedia.org/wiki/Mesolimbic_pathway.