



Università Politecnica delle Marche
Scuola di Dottorato di Ricerca in Scienze dell'Ingegneria
Curriculum in Ingegneria Biomedica, Elettronica e
delle Telecomunicazioni

Ricerca, sviluppo, implementazione e test di sistemi inerziali per applicazioni di AAL e di riabilitazione motoria

Tesi di Dottorato di:
Simone Valenti

Tutor:
Prof.ssa Paola Pierleoni

Coordinatore del Curriculum:
Prof. Francesco Piazza

Università Politecnica delle Marche
Scuola di Dottorato di Ricerca in Scienze dell'Ingegneria
Facoltà di Ingegneria
Via Brezze Bianche – 60131 Ancona (AN), Italy

Alla mia famiglia

Ringraziamenti

Sommario

Il tema di ricerca è principalmente inquadrato, ma non solo, nell'ambito dello studio di soluzioni ICT per l'ausilio degli anziani in riferimento al mondo dell'Ambient Assisted Living in ambiente domestico o ospedaliero. Tali soluzioni si basano sulla progettazione di sistemi basati su nodi sensori wireless con a bordo diverse unità di sensing. Gran parte del lavoro si è concentrato nella valutazione di algoritmi di signal processing e di tecniche di classificazione dei segnali provenienti da sensori MEMS quali accelerometro triassiale, giroscopio triassiale, magnetometro triassiale e barometro, a bordo di un'unica piattaforma.

Sono stati analizzati diversi metodi di fusione delle informazioni dei segnali dei vari sensori ed in particolar modo le tecniche più impiegate quali i filtri di Kalman, il filtro di Madgwick e i filtri complementari. A partire da tali algoritmi è stato implementato un Attitude Heading Reference System (AHRS), ovvero un sistema che, dalle misure provenienti dai primi tre sensori, è in grado di conoscere ad ogni istante l'orientazione nello spazio di un oggetto rispetto ad un sistema di riferimento assoluto. In seguito è stato sviluppato un algoritmo in grado di stimare con maggiore precisione il segnale di altitudine calcolato dalle misure provenienti dal solo sensore barometrico. Mediante l'uso di un filtro complementare che fonde le informazioni provenienti dal barometro e dal sistema AHRS, tale algoritmo è in grado di ottenere un'accurata stima dell'altitudine del soggetto che indossa il dispositivo.

Successivamente sono stati individuati diversi campi applicativi nei quali poter impiegare i precedenti studi. Il principale campo applicativo è stato quello dei sistemi wearable per la fall detection. A partire dai dati grezzi provenienti dai quattro sensori sono stati sviluppati algoritmi in grado di rilevare in maniera automatica ed in real-time la caduta del soggetto che indossa l'unità sensoriale. Un secondo campo di applicazione ha riguardato lo studio e sviluppo di un algoritmo per la stima di parametri spazio-temporali che caratterizzano la deambulazione di soggetto affetti da malattie neurodegenerative. L'ultimo ambito di utilizzo di tali sensori è stato nello studio e nella valutazione del gesto atletico nel Nordic Walking. Mediante accelerometro, giroscopio, magnetometro, sensore di forza e celle di carico, è possibile estrarre una serie di features correlabili al gesto tecnico e la cui visualizzazione possa stabilire, in maniera del tutto oggettiva, la correttezza nel movimento dei due bastoncini impugnati dal soggetto durante la camminata.

Indice

1	Introduzione.....	7
2	Tecnologie indossabili nell’Ambient Assisted Living, riabilitazione e nell’analisi della postura e movimento.....	9
2.1	Tecnologie MEMS.....	11
2.2	Sistemi inerziali.....	12
3	Rotazioni nello spazio	16
3.1	Angoli di Eulero.....	16
3.2	I quaternioni	18
3.3	Relazione tra quaternioni e angoli di Eulero	19
4	Sensori inerziali, magnetometrici e barometrici nell’analisi del movimento	22
4.1	Accelerometro	22
4.2	Giroscopio.....	25
4.3	Magnetometro	27
4.4	IMU, MARG sensor e AHRS.....	30
4.5	Barometro.....	31
5	Algoritmi di sensor data fusion sviluppati	34
5.1	Stima dell’orientazione di un corpo rigido	34
5.1.1	La piattaforma sensoriale.....	34
5.1.2	Sviluppo del filtro di orientazione	35

5.1.3	Prestazioni del filtro di orientazione sviluppato	38
5.2	Stima dell'altitudine di un corpo rigido	41
5.2.1	La piattaforma sensoriale	41
5.2.2	Accelerazione dinamica verticale	41
5.2.3	Sviluppo del filtro complementare	42
5.2.4	Performance del filtro complementare sviluppato	44
6	Sviluppo di applicazioni per l'AAL e la riabilitazione motoria	47
6.1	Sistema di rilevazione delle cadute	47
6.1.1	Le cadute negli anziani	47
6.1.2	Stato dell'arte sui sistemi per la rilevazione delle cadute	48
6.1.3	Il sistema di fall detection proposto	50
6.1.4	Validazione del sistema	55
6.1.5	Prestazioni del sistema	56
6.2	Sistema di analisi della camminata in pazienti con sclerosi multipla	57
6.2.1	Stato dell'arte	57
6.2.2	Valutazione e fatica	58
6.2.3	Gait cycle	59
6.2.4	Protocollo di sperimentazione	60
6.2.5	Algoritmo sviluppato	63
6.2.6	Risultati	66
6.3	Sistema di analisi del gesto motorio nel Nordic Walking	71
6.3.1	La tecnica	71
6.3.2	Sistema di acquisizione dati	73
6.3.3	Analisi di dati	75

7 Conclusioni 82

Capitolo 1

Introduzione

L'obiettivo del lavoro di ricerca condotto nel corso dei tre anni di dottorato ha riguardato lo studio e l'implementazione di algoritmi di sensor data fusion utili allo sviluppo di dispositivi indossabili per applicazioni nel campo dell'Ambient Assisted Living e della riabilitazione motoria.

A partire dalle misure provenienti da specifici sensori è stato possibile ottenere informazioni utili circa l'orientazione nello spazio e l'altitudine del segmento corporeo sul quale tali sensori vengono applicati. Nello specifico è stata adoperata un'unità di sensing composta da quattro diversi sensori MEMS quali un accelerometro triassiale, un giroscopio triassiale, un magnetometro triassiale ed un barometro. Le misure di velocità angolare provenienti dal giroscopio possono essere integrate per ottenere, dopo un certo tempo, l'orientazione del sensore. L'integrazione porta però ad un progressivo errore di bias, la sola misura di velocità angolare non è dunque sufficiente. L'uso di un accelerometro e di un magnetometro risulta essenziale per correggere la stima precedente. La misura del vettore accelerazione gravitazionale e quella del vettore campo magnetico terrestre forniscono la possibilità di tale correzione. Queste ultime stime sono affette da numerosi errori, ad esempio accelerazioni non gravitazionali percepite dal sensore o variazioni di campo magnetico locali prodotte da apparecchiature nelle vicinanze del sensore. Il compito dell'algoritmo sviluppato è quello di calcolare un'accurata stima dell'orientazione del sensore attraverso la "fusione" dei dati del giroscopio, accelerometro e magnetometro.

La stima dell'orientazione del sensore ha reso possibile l'implementazione di un secondo algoritmo di data fusion per la stima dell'altitudine dell'unità di sensing. Le misure di pressione atmosferica e temperatura fornite dal sensore barometrico permettono di calcolare il segnale di altitudine assoluta del sensore. Tale segnale contiene diverse fonti di rumore che generano una ampia e rapida fluttuazione dello stesso rendendolo inutilizzabile in molte applicazioni, soprattutto in quelle real-time. A partire da tali considerazioni, è stato sviluppato un filtro complementare che fa uso di misure grezze di altitudine barometrica e dell'accelerazione dinamica verticale ottenuta mediante la conoscenza dell'orientazione del sensore. In uscita dal filtro è stata ottenuta un'accurata stima dell'altitudine dell'unità di sensing. Gli algoritmi di data fusion sviluppati sono stati progettati in modo da garantire un basso carico computazionale permettendo la loro implementazione in dispositivi embedded.

A tal scopo è stato realizzato un fall detector da posizionare sulla vita dell'anziano. Sfruttando i dati accelerometrici e le accurate stime di orientazione e altitudine del dispositivo, è stato implementato un algoritmo di fall detection in grado di rilevare la caduta del soggetto e generare un allarme real time per segnalare l'emergenza.

Un dispositivo che fa uso dei soli dati provenienti da accelerometro, giroscopio e magnetometro è stato adoperato per determinare in maniera quanto più oggettiva possibile parametri spazio temporali per la valutazione del cammino e della postura in pazienti affetti da Sclerosi Multipla. Questi valori possono essere utile al personale clinico per determinare l'esito di una terapia riabilitativa, per vedere come il paziente reagisce ad una determinata somministrazione farmacologia o più semplicemente per avere un'idea sul decorso naturale della patologia.

Attualmente queste valutazioni vengono effettuate tramite cronometro; è chiaro che, in questo modo, la valutazione è fortemente influenzata dal giudizio soggettivo del personale specializzato che sta determinando l'esito del test. Il posizionamento dei sensori è stato scelto accuratamente per non interferire con il movimento naturale del paziente durante i vari test. Sono stati analizzati pazienti con diverso grado di EDSS a partire da 3 fino a 5.5 anche perché per livelli superiori la mobilità senza un ausilio, come grucce e stampelle, risulta compromessa.

Gli algoritmi sviluppati sono stati utilizzati per la valutazione del gesto motorio nella disciplina del Nordic Walking. In pratica, l'unità di sensing è stata posizionata sui bastoncini adoperati in tale disciplina. Tale studio prevede l'analisi qualitativa del gesto atletico del Nordic Walking mediante la valutazione di parametri che caratterizzano il movimento dei bastoncini durante una camminata. Tali parametri rappresenteranno la base per una successiva implementazione di algoritmi di classificazione. Lo studio è stato portato avanti grazie alla collaborazione con la Scuola Italiana di Nordic Walking (SINW).

Capitolo 2

Tecnologie indossabili nell’Ambient Assisted Living, riabilitazione e nell’analisi della postura e movimento

Nel mondo dell’elettronica, la crescita è in genere trainata dall’introduzione di nuove categorie di prodotti. Ciò è accaduto in passato con il personal computer negli anni ottanta, con i dispositivi di rete negli anni novanta e più di recente con gli smartphone. Ora i “dispositivi indossabili” rappresentano il settore con le opportunità di crescita più elevate. Un mercato spinto dal successo di prodotti pionieristici come i Google Glass, un prototipo di computer indossabile, oppure il rilevatore di attività Fitbit. In realtà il termine “dispositivi indossabili” abbraccia una vasta gamma di tipologie di dispositivi, inclusi i sistemi che sono ancora allo stato concettuale o prototipale, come gli array di bio-sensori, l’abbigliamento elettronico, i cerotti elettronici che possono essere fissati alla pelle dell’utilizzatore, fino ad arrivare ai tatuaggi elettronici. Come in ogni segmento di mercato emergente, le prospettive per i dispositivi elettronici indossabili al momento presentano diversi fattori di incertezza. Né gli sviluppatori, né i consumatori sono in grado di prevedere quali prodotti potrebbero sfondare e quali tradursi in un flop; inoltre, le linee di separazione tra le distinte categorie di prodotti, come i fitness monitor e i dispositivi medici, potrebbero iniziare ad attenuarsi. Ci sono tuttavia delle caratteristiche che accomunano tutti i prodotti elettronici indossabili già sul mercato e le architetture in fase di sviluppo:

- I dispositivi indossabili possono essere tenuti in contatto diretto con il corpo dell’utilizzatore. Ciò garantisce un notevole potenziale per il benessere, il fitness e il controllo della salute della persona.
- I dispositivi indossabili possono facilmente essere collegati con un computer host, spesso uno smartphone o un tablet, che fornisce una piattaforma per l’esecuzione di applicazioni software e mette a disposizione un display più ampio. Difatti l’ampia diffusione dei dispositivi basati sui sistemi operativi iOS di Apple o Android di Google, che offrono l’accesso alle applicazioni di terzi, è stato un punto di svolta per lo sviluppo di un intero settore dell’economia, da cui il mercato dei prodotti indossabili ha tratto grande beneficio.

Bisogna però tener presente che i fattori chiave che rendono un dispositivo indossabile effettivamente utile al consumatore sono le dimensioni ridotte, il posizionamento in prossimità dell’utilizzatore. In molti prodotti indossabili, la funzione principale del dispositivo è il rilevamento dei dati fisiologici o dei dati dell’ambiente in cui si trova l’utente: ad esempio, la frequenza cardiaca o la pressione sanguigna dell’utente, oppure la qualità dell’aria nelle vicinanze dell’utente. I primi dispositivi elettronici indossabili si avvalevano di tecnologie di rilevamento collaudate per misurare alcuni fenomeni fisiologici e ambientali. Prodotti come FuelBand di Nike e UP di Jawbone, ad esempio, sono in grado di misurare parametri biologici come la frequenza cardiaca e i fenomeni ambientali, come il numero di passi o il dislivello percorso. I sensori utilizzati in questi dispositivi come sensori di luce, accelerometri e barometri, sono stati già ampiamente utilizzati nei telefoni cellulari e nei tablet prima che i dispositivi elettronici indossabili emergessero come un segmento di mercato distinto. Il potenziale

dei dispositivi indossabili programmati per misurare fenomeni fisiologici e ambientali va però ben oltre queste applicazioni. Nei paesi industrializzati, dove le popolazioni stanno invecchiando e le patologie inabilitanti come il diabete e le malattie cardiache stanno raggiungendo un'incidenza sempre maggiore, i medici possono migliorare notevolmente l'efficacia dei trattamenti se questi sono supportati da un monitoraggio costante, 24 ore su 24, di molteplici parametri.

L'analisi della postura e del movimento umano costituisce un settore biomedico in forte espansione e di grande interesse dal punto di vista clinico in quanto sono il risultato dell'interazione di tre principali sistemi fisiologici: il sistema nervoso, il sistema muscolo-scheletrico ed il sistema sensoriale. La valutazione delle caratteristiche della postura e del movimento, nonché delle loro variazioni rispetto ad una situazione di normalità, possono essere di enorme utilità in campo clinico per la diagnosi di particolari patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti, così come per la pianificazione ed il controllo di specifici trattamenti riabilitativi che siano di supporto agli anziani o a soggetti con problemi motori. In questo modo i pazienti potrebbero avere supporto remoto da medici e personale specializzato pur restando nelle loro abitazioni. Inoltre, nella medicina sportiva e nello sport in generale potrebbero essere facilmente valutate le prestazioni degli atleti e monitorati i progressi. L'atleta (così come il paziente) avrebbe a disposizione uno strumento in grado di registrare la storia del movimento del proprio corpo con l'enorme vantaggio di individuare in modo specifico e mirato le eventuali correzioni necessarie al proprio movimento per il miglioramento della prestazione (o per assicurare l'efficacia della terapia).

Attualmente per l'analisi della postura e del movimento umano, i sistemi ottici sono il riferimento in termini di precisione e affidabilità. Questi sistemi utilizzano, infatti, marcatori passivi che riflettono la luce infrarossa emessa da diodi emettitori disposti a corona intorno all'obiettivo di ogni telecamera (Fig. 2.1). La posizione esatta dei marcatori nello spazio viene calcolata dal confronto e dalla sovrapposizione delle immagini registrate di tutte le telecamere (minimo tre per ottenere un tracciamento robusto nello spazio tridimensionale) con metodi di triangolazione. Tale approccio, pur offrendo ottima affidabilità e precisione (l'errore in accuratezza nel tracciamento dei marcatori è inferiore al millimetro), è costoso e difficilmente trasportabile: necessita di un ambiente strutturato ed identifica un volume utile al tracciamento la cui grandezza è inversamente proporzionale alla precisione ottenuta.

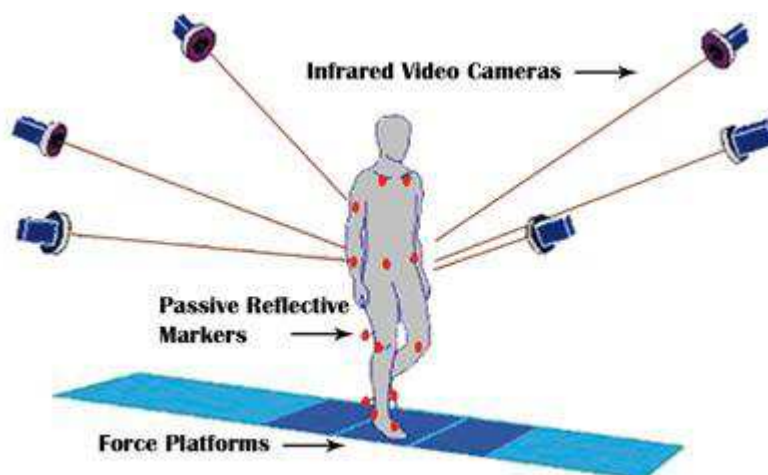


Figura 2.1: Sistemi ottici per l'analisi del movimento umano

Esistono altre soluzioni basate sull'elaborazione delle immagini, che utilizzano tecniche di *computer vision* per ottenere informazioni sul movimento del corpo umano direttamente dall'elaborazione delle immagini delle riprese video senza l'utilizzo di marcatori speciali: esse spesso si basano su forti ipotesi sulla struttura cinematica tracciata (ad es. il corpo umano) e su considerazioni tipiche di studi sulla visione stereoscopica. Questi approcci sono molto semplici da un punto di vista hardware (e quindi poco costosi), ma sono meno precisi rispetto ai sistemi ottici e quindi normalmente utilizzati nel mondo dei videogiochi.

I sistemi acustici utilizzano il tempo di volo di un segnale audio per calcolare la posizione degli indicatori, ma la direzionalità dei trasmettitori/ricevitori influenza fortemente le prestazioni del dispositivo. Per quanto riguarda i sistemi magnetici, essi hanno lo svantaggio di gestire un numero limitato di marcatori e di essere sensibili ai campi magnetici esterni.

2.1 Tecnologie MEMS

La miniaturizzazione dei sensori e circuiti elettronici basati sull'uso della microelettronica ha giocato un ruolo chiave nello sviluppo di sistemi indossabili. Negli ultimi anni gli *Micro Electro Mechanical Systems* (MEMS) hanno avuto ampia diffusione nel mercato automobilistico e nel campo dell'elettronica di consumo grazie alla loro piccola dimensione e alla loro crescente precisione ed accuratezza. Come mostrato in Fig. 2.2, essi sono dispositivi piccoli e presentano interessanti caratteristiche quali dimensioni totali, peso e dissipazione di potenza ridotti, così come maggiore velocità e precisione in confronto ai corrispondenti dispositivi macroscopici. Lo sviluppo di MEMS richiede appropriate tecnologie di fabbricazione che consentono la definizione di geometrie piccole, il controllo preciso delle dimensioni, la flessibilità progettuale, la possibilità di interfacciamento con la microelettronica, la ripetibilità, l'affidabilità, l'elevata resa ed il basso costo.

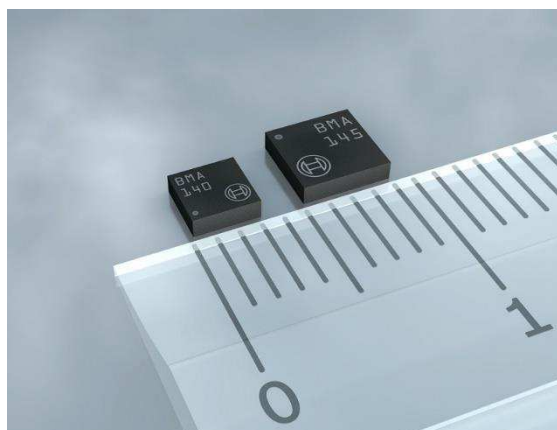


Figura 2.2: Esempio di sensore basato su tecnologia MEMS

Solo recentemente, con lo sviluppo di algoritmi di *sensor fusion* avanzati, si stanno aprendo nuove frontiere applicative orientate alla medicina, allo sport, alla realtà aumentata ed alla

robotica. In particolare la possibilità di utilizzare e integrare diverse tipologie di sensori MEMS, quali accelerometri, giroscopi, magnetometri e barometri, sta consentendo lo sviluppo di piattaforme in grado di monitorare il movimento con alta precisione e affidabilità. Queste piattaforme inerziali multi-sensore possono rappresentare l'elemento base di una rete sensoriale per il monitoraggio del movimento di architetture complesse come il corpo umano.

2.2 Sistemi inerziali

I sistemi inerziali rappresentano una frontiera molto promettente per i sistemi di rilevamento del movimento in quanto coniugano ottime caratteristiche in termini di precisione, vestibilità, dimensioni e costi. Il principale limite di questi sistemi è stato finora dato dalla loro eterogeneità, e dal livello di integrazione di vari sensori. E' infatti necessario associare accelerometri, giroscopi e magnetometri per avere tutte le informazioni necessarie al ritrovamento dell'orientamento spaziale di un oggetto. Questa tipologia di sensori sono utilizzati per il monitoraggio e la predizione di eventi negativi contribuendo a massimizzare l'indipendenza dei soggetti che ne fanno uso soprattutto coloro che abitano nelle zone rurali, lontane dalle strutture di assistenza medica. Difatti, fino a poco tempo fa, il monitoraggio continuo dei parametri fisiologici era possibile solo in ambiente ospedaliero. Oggi, con gli sviluppi nel campo della tecnologia indossabile, la possibilità di monitorare da remoto ed in tempo reale dei segnali fisiologici è una realtà.

Una rappresentazione concettuale di un sistema per il monitoraggio remoto è mostrato in Fig. 2.3 dove i sensori indossabili vengono utilizzati per raccogliere dati fisiologici e movimento consentendo quindi il monitoraggio dello stato del paziente.

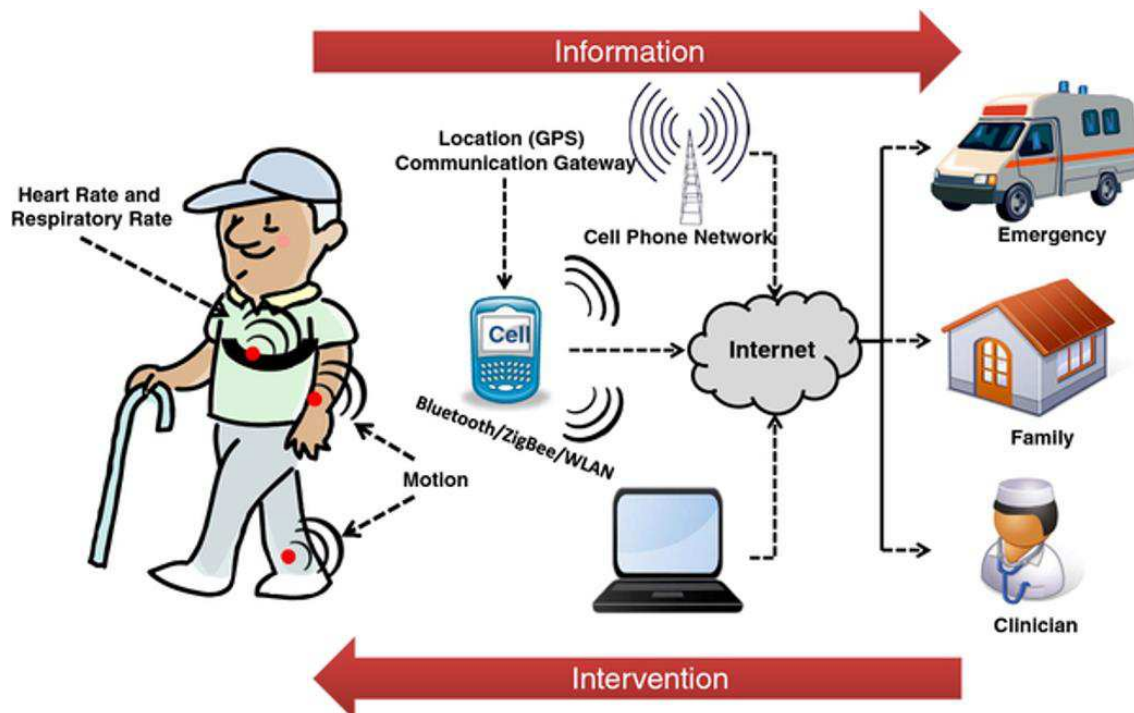


Figura 2.3: Rappresentazione di un tipico sistema di monitoraggio da remoto

La comunicazione wireless è utilizzata per trasmettere i dati del paziente ad un telefono cellulare o ad un punto di accesso e di trasmettere le informazioni ad un centro remoto tramite Internet. Situazioni di emergenza (ad esempio cadute) vengono rilevati tramite l'elaborazione dei dati implementato in tutto il sistema e un messaggio di allarme viene inviato a un centro di assistenza di emergenza per fornire assistenza immediata ai pazienti. I familiari e gli operatori sanitari sono avvisati in caso di emergenza e/o in altre situazioni in cui il paziente richiede assistenza.

Piattaforme inerziali, denominate anche *Inertial Measurement Unit* (IMU) sono sempre più spesso utilizzate per la realizzazione di dispositivi indossabili per applicazioni quali ad esempio la rilevazione automatica di eventuali cadute dei soggetti anziani [1]. Esse sono oltretutto i candidati ideali per il monitoraggio a lungo-termine dell'attività fisica. I segnali accelerometrici e giroscopici costituiscono la base di dati sulla quale costruire ed allenare algoritmi di classificazione per il riconoscimento delle principali attività fisiche della vita quotidiana come camminare, stare in piedi, seduti sdraiati, andare in bicicletta, ma anche, di particolare rilevanza, i cambiamenti posturali associati alle transizioni di stato (alzarsi da una sedia, sedersi, ecc.).



Figura 2.4: Esempio di dispositivo indossabile per la rilevazione delle cadute

Nel contesto dell'AAL tale monitoraggio di natura quantitativa e qualitativa, è orientato a fornire elementi di conoscenza più approfondita sugli stili di vita. Tra l'altro, partendo dal presupposto che i movimenti sono generati da accelerazioni e decelerazioni, tramite opportuni algoritmi è possibile valutare il dispendio energetico effettuato nel compiere determinati gesti.

L'oscillazione posturale e le forze correttive al suolo possono essere quantificate mediante piattaforme dinamometriche. Questi strumenti non rappresentano una soluzione percorribile nel monitoraggio continuo, richiedono ed hanno costi non trascurabili. Gli accelerometri, al contrario, sono leggeri e portatili, non vincolano il soggetto nei suoi movimenti e non confinano l'acquisizione dei dati al solo laboratorio. Inoltre sono di facile utilizzo e hanno costi molto ridotti. Tuttavia ci sono alcune avvertenze da osservare durante il loro utilizzo. Per esempio i segnali di accelerazione lineare possono essere di difficile interpretazione poiché essi riflettono non solo l'accelerazione del corpo ma anche l'inclinazione dell'accelerometro. Negli ultimi anni vari autori hanno proposto l'uso di accelerometri per la misura dell'oscillazione posturale ad uso clinico [2]. Tuttavia un singolo sensore accelerometrico rappresenta una misura valida dell'oscillazione solo

se il corpo si muove come un pendolo inverso ad un solo grado di libertà, l'angolo alla caviglia. Studi preliminari hanno dimostrato la forte correlazione esistente tra lo spostamento del centro di pressione (COP) e l'accelerazione antero-posteriore del tronco in corrispondenza della quinta vertebra lombare (L5), ove anche i parametri stabilometrici estratti dal COP e l'accelerazione sono significativamente correlati. Questa correlazione suggerisce la possibilità di utilizzare un sistema basato su accelerometri al posto di una pedana dinamometrica. Per discriminare tra le diverse strategie posturali è necessario utilizzare più accelerometri il cui numero e disposizione ottimale è ancora oggetto di studio.



Figura 2.5: Piattaforma inerziale per l'analisi della camminata

Le tecniche strumentali per l'analisi del cammino hanno una storia pluridecennale. Negli ultimi anni si è avviato l'impiego di sistemi basati su sensori inerziali. Attraverso l'integrazione di informazioni cinematiche e dinamiche provenienti da tali sensori, il più delle volte indossati su entrambi gli arti inferiori e sul tronco come mostrato in Fig. 2.5, è possibile determinare con accettabile accuratezza, i principali parametri spazio-temporali del cammino, ma anche stimare la regolarità del pattern ciclico di cammino oppure la variabilità della sua dinamica temporale [3].

Un modo quantitativo di valutare l'efficacia del trattamento può essere uno strumento prezioso per i medici nella gestione delle malattie.

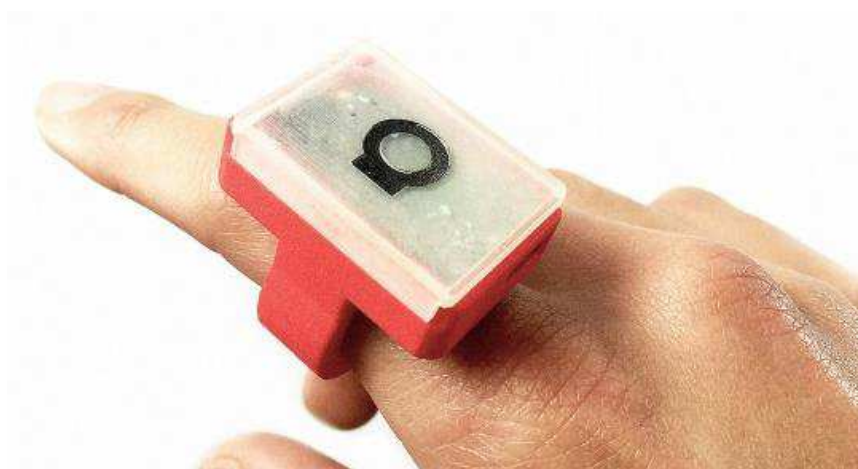


Figura 2.6: Tecnologia inerziale per il monitoraggio di pazienti affetti da Parkinson

Ad esempio, ad oggi la diagnosi della malattia di Parkinson è effettuata sulla base dell'osservazione clinica di segni e sintomi, principalmente motori come tremore, bradicinesia, rigidità e difficoltà di equilibrio, ma anche sintomi non motori come disturbi del sonno e dell'umore. Le persone che soffrono di malattia di Parkinson non presentano contemporaneamente tutti i sintomi motori e non motori, inoltre la loro progressione è diversa da soggetto a soggetto. L'attività clinica è limitata da osservazioni di scale e test o dalla lettura di report e diari scritti dai pazienti stessi. Mediante l'utilizzo di dispositivi indossabili, che includono sensori accelerometrici, è possibile misurare con maggiore precisione questi cambiamenti, valutando l'effetto dei farmaci prescritti o la presenza di fluttuazioni e fornendo maggiori informazioni ai medici circa lo stato di salute del paziente [4].

Capitolo 3

Rotazioni nello spazio

In tutte le applicazioni in cui si richiede il calcolo dell'orientamento di un corpo rigido rispetto ad una terna solidale con la superficie terrestre è necessario utilizzare degli strumenti, che tramite alcune misure indirette, ci permettano di risalire ad una rappresentazione dell'orientamento della terna sensore rispetto alla terna di riferimento. Una stima dell'orientazione può essere ottenuta mediante l'utilizzo di singoli sensori o tramite la fusione, con particolari algoritmi, di informazioni provenienti da un'unità sensoriale come ad esempio una IMU che include la combinazione di un giroscopio a 3 assi e un accelerometro a 3 assi, oppure da un *Magnetic Angular Rate and Gravity* (MARG) sensor che combina una IMU e un magnetometro a 3 assi.

3.1 Angoli di Eulero

È possibile descrivere l'assetto spaziale di un generico corpo in diversi modi, ad esempio con gli angoli di Eulero o i quaternioni. I primi comportano il problema denominato *Gimbal Lock*. Inoltre una rappresentazione matriciale per le rotazioni introduce una elevata onerosità computazionale. I quaternioni risolvono entrambi questi inconvenienti, per questo motivo sono stati scelti come strumento matematico nella descrizione e implementazione dei filtri.

Indichiamo una terna destrogira di riferimento cartesiana fissa S' , la quale rappresenta il sistema di riferimento inerziale coincidente con la terra. Indichiamo con S un secondo sistema di riferimento cartesiano destrogira la cui origine coincide con S' ma in generale non allineato con quest'ultimo (S rappresenta il sistema solidale al sensore). È sempre possibile individuare tre angoli ψ , θ , e ϕ che permettono di ruotare (attorno agli assi di S' di "partenza") S ed allinearla con il sistema fisso. Tali angoli prendono il nome di Angoli di Eulero. In particolare: ψ rappresenta la rotazione attorno all'asse z , θ è la rotazione attorno a y mentre ϕ quella attorno a x . Quest'ultima rotazione attorno ad x non è l'unica possibile, può essere scelto nuovamente z poiché ortogonale a y . In generale può essere scelta una qualsiasi sequenza di assi attorno a cui ruotare purché questi siano, in sequenza, uno ortogonale all'altro.

Nella maggior parte delle applicazioni l'orientamento di un corpo rigido nello spazio è descritto dalla terna degli angoli di Eulero zyx . Tali angoli prendono il nome di "angoli aeronautici" o di "Tait Bryan" e sono chiamati rispettivamente imbardata (*yaw*), beccheggio (*pitch*) e rollio (*roll*). Nello specifico:

- *Yaw* (ψ) è definito come l'angolo tra l'asse x e il nord magnetico sul piano orizzontale alla superficie terrestre misurato in senso antiorario quando il dispositivo (corpo rigido) è guardato dall'alto.
- *Pitch* (θ) è definito come l'angolo tra l'asse x e il piano orizzontale quando il dispositivo viene ruotato intorno all'asse y .
- *Roll* (ϕ) è definito come l'angolo tra l'asse y e il piano orizzontale quando il dispositivo è ruotato intorno all'asse x .

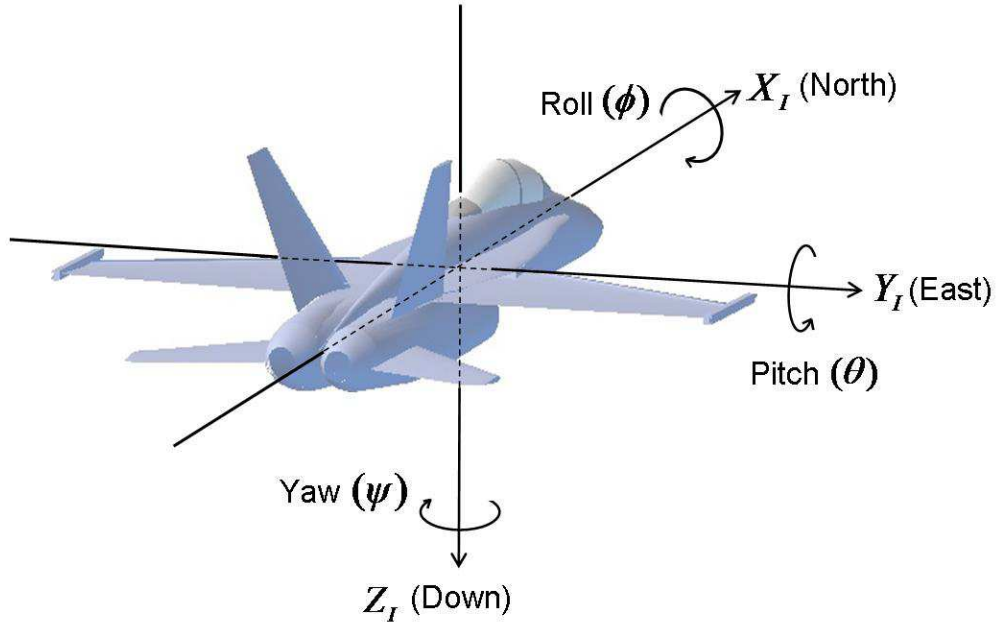


Figura 3.1: Orientazione nello spazio del velivolo tramite gli angoli di yaw, pitch e roll

Ogni rotazione intorno all'origine di E si può rappresentare come composizione di 3 rotazioni, sintetizzate da $R_z(\psi)R_y(\theta)R_x(\phi)$ con $\psi \in [-\pi, \pi]$, $\theta \in [-\frac{\pi}{2}, \pi/2]$ e $\phi \in [-\pi, \pi]$. $R_z(\psi)$ rappresenta la matrice di rotazione attorno all'asse di partenza z di un angolo ψ , $R_y(\theta)$ rappresenta la matrice di rotazione attorno all'asse di partenza y di un angolo θ mentre $R_x(\phi)$ rappresenta la matrice di rotazione attorno all'asse di partenza x di un angolo ϕ .

$$R_z(\psi) = \begin{bmatrix} \cos(\psi) & -\sin(\psi) & 0 \\ \sin(\psi) & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$R_x(\phi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\phi) & -\sin(\phi) \\ 0 & \sin(\phi) & \cos(\phi) \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

La matrice di rotazione complessiva da S a S' si ottiene in questo modo:

$$R_S^{S'} = R_z(\psi)R_y(\theta)R_x(\phi) \quad (3.4)$$

che sviluppata porta a:

$$R_S^{S'} = \begin{bmatrix} c(\psi)c(\theta) & c(\psi)s(\theta)s(\phi) - s(\psi)c(\phi) & s(\psi)s(\phi) + c(\psi)s(\theta)c(\phi) \\ s(\psi)c(\theta) & s(\psi)s(\theta)s(\phi) + c(\psi)c(\phi) & s(\psi)s(\theta)c(\phi) - c(\psi)s(\phi) \\ -s(\theta) & c(\theta)s(\phi) & c(\theta)c(\phi) \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

La matrice di cambiamento di coordinate ricavata non è unica, questa infatti rappresenta le 3 particolari rotazioni attorno a z, y e x; sono possibili altre possibilità permutando l'ordine di rotazione. Indipendentemente dalla scelta degli assi di riferimento si ottiene una matrice ortogonale. Risulta quindi molto semplice ottenere una rotazione generica e poi la sua rotazione complementare.

Come detto in precedenza, la descrizione mediante i tre angoli di Eulero presenta un problema di singolarità noto come Gimbal Lock. Infatti nel caso della matrice (3.5) il problema si presenta con $\theta = \pm\pi/2$: in questa configurazione esistono infinite combinazioni di ϕ e ψ che portano alla stessa matrice di cambiamento di coordinate, nel caso di $\theta = \pi/2$.

$$R_S^{S'} = \begin{bmatrix} 0 & s(\phi - \psi) & c(\phi - \psi) \\ 0 & c(\phi - \psi) & -s(\phi - \psi) \\ -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

Ottenuta mediante sostituzione e applicazione delle formule di addizione e sottrazione di seno e coseno. Si può notare che è possibile ottenere la medesima matrice di rotazione con una scelta opportuna di angoli ϕ e ψ . La matrice (3.5) permette una rotazione completa attorno ad un qualsiasi asse, la (3.6) invece permette la rotazione attorno ad un solo asse: x. Si passa dunque da una configurazione generale ad una in cui è presente un vincolo di rotazione. Intuitivamente si può pensare ad un velivolo che a seguito di un beccheggio di 90 gradi perde un grado di libertà: un tentativo di imbardata comporterebbe lo stesso risultato di un rollio.

3.2 I quaternioni

Nel piano è possibile rappresentare le rotazioni mediante l'impiego dei numeri complessi, in uno spazio tridimensionale le rotazioni possono essere completamente caratterizzate dai quaternioni. I quaternioni sono una quadrupla di componenti scalari $\in R$ del tipo:

$$\hat{\mathbf{q}} = (q_1, q_2, q_3, q_4) \quad (3.7)$$

dove q_1 è detto parte scalare e $\mathbf{w} = (q_2, q_3, q_4)$ viene chiamata parte vettoriale. È dunque possibile usare tale notazione $\hat{\mathbf{q}} = (q_1, \mathbf{w})$. Se $\mathbf{w} = 0$ allora $\hat{\mathbf{q}}$ si dice quaternione reale. Se $q_1 = 0$, allora $\hat{\mathbf{q}}$ si dice quaternione puro (o vettoriale). Come per la notazione dei numeri complessi è possibile utilizzare una scrittura algebrica dei quaternioni, si definiscono così:

$$\mathbf{i}^2 = \mathbf{j}^2 = \mathbf{k}^2 = \mathbf{ijk} = -1 \quad (3.8)$$

\mathbf{i} , \mathbf{j} e \mathbf{k} si comportano similmente all'unità immaginaria per i numeri complessi. È possibile definire un quaternione nel seguente modo:

$$\hat{q} = q_1 + q_2i + q_3j + q_4k \quad (3.9)$$

Ne segue che, diversamente da quanto avviene per i numeri complessi, il prodotto di quaternioni non è, in generale, commutativo. Il complesso coniugato di un quaternioni, denotando con q^* è definito come:

$$\hat{q}^* = q_1 - q_2i - q_3j - q_4k \quad (3.10)$$

La norma di un quaternioni è definita come il prodotto scalare del coniugato per il quaternioni q :

$$|\hat{q}| = \sqrt{\hat{q}^* \hat{q}} \quad (3.11)$$

Un quaternioni si dice unitario se la sua norma è 1. L'inverso di un elemento \hat{q} è definito come l'elemento \hat{q}^{-1} tale che $\hat{q}^{-1} \hat{q} = 1$ e $\hat{q} \hat{q}^{-1} = 1$. Moltiplicando ambo i membri della precedente equazione per \hat{q}^* si ottiene:

$$\hat{q}^* \hat{q} \hat{q}^{-1} = \hat{q}^* \Rightarrow |\hat{q}|^2 \hat{q}^{-1} = \hat{q}^* \Rightarrow \hat{q}^{-1} = \frac{\hat{q}^*}{|\hat{q}|^2} \quad (3.12)$$

Si deduce quindi che se q è un quaternioni unitario, allora $\hat{q}^{-1} = \hat{q}^*$. Il prodotto tra quaternioni a e b viene così definito sfruttando la regola di Hamilton:

$$\begin{aligned} a \otimes b &= [a_1 a_2 a_3 a_4] \otimes [b_1 b_2 b_3 b_4] = \\ &= \begin{bmatrix} a_1 b_1 - a_2 b_2 - a_3 b_3 - a_4 b_4 \\ a_1 b_2 + a_2 b_1 + a_3 b_4 - a_4 b_3 \\ a_1 b_3 - a_2 b_4 + a_3 b_1 + a_4 b_2 \\ a_1 b_4 + a_2 b_3 - a_3 b_2 + a_4 b_1 \end{bmatrix}^T \end{aligned} \quad (3.13)$$

3.3 Relazione tra quaternioni e angoli di Eulero

Un quaternioni può essere usato per rappresentare le rotazioni dello spazio e quindi individuare l'orientazione di un corpo rigido o di un sistema di riferimento tridimensionale. Secondo il teorema di Eulero, qualsiasi sequenza di rotazioni nello spazio può essere sostituita da una singola rotazione intorno ad un solo opportuno asse.

Quindi una rotazione di θ attorno un vettore A_r può anche essere descritta come un cambio di riferimento dal sistema A, di partenza ad un sistema B con origine coincidente (Fig. 3.2). Il quaternioni che descrive questa orientazione è descritto nell'equazione seguente:

$${}^A_B \hat{q} = [q_1 \ q_2 \ q_3 \ q_4] = \left[\cos \frac{\theta}{2} - r_x \sin \frac{\theta}{2} \ -r_y \sin \frac{\theta}{2} \ -r_z \sin \frac{\theta}{2} \right] \quad (3.14)$$

dove r_x, r_y, r_z rappresentano le componenti del vettore A_r (asse di rotazione) nel sistema di riferimento della terna A mentre θ è l'angolo di rotazione attorno all'asse.

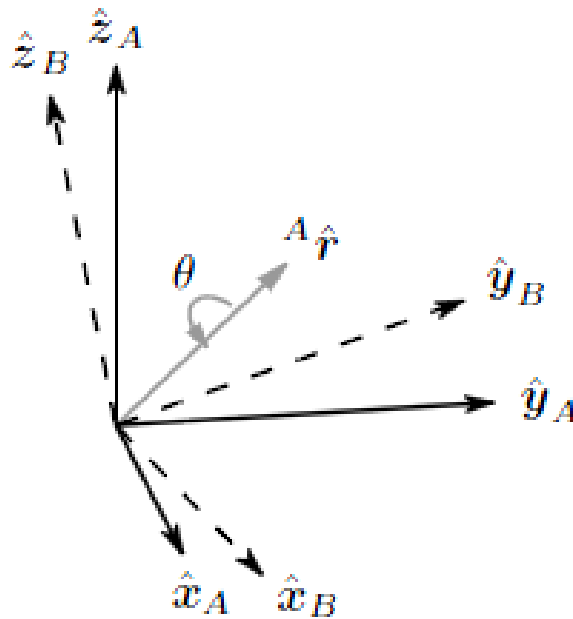


Figura 3.2: Rappresentazione delle rotazioni tramite la notazione Asse Angolo

Il quaternionione ${}^A_B\hat{q}$ descrive, quindi, il sistema B ottenuto dalla rotazione del sistema A. Il complesso coniugato di ${}^A_B\hat{q}$ è invece ${}^B_A\hat{q}$ e descrive il sistema di riferimento A, a partire dal sistema B. Un vettore A espresso sulla terna di riferimento A e rappresentato mediante un quaternionione A_v , può essere ruotato utilizzando la seguente relazione:

$$B_v = {}^A_B\hat{q} \otimes A_v \otimes {}^A_B\hat{q}^* \quad (3.15)$$

dove A_v e B_v rappresentano lo stesso vettore ma descritto rispettivamente nel sistema di riferimento A e B. Per ottenere dei vettori a quattro elementi, ad entrambi i precedenti vettori viene aggiunto uno zero come primo elemento. Sviluppando i calcoli è possibile ottenere l'orientazione del vettore A per mezzo di una matrice di trasformazione A_BR in termini delle componenti del quaternionione:

$${}^A_BR = \begin{bmatrix} 2q_1^2 - 1 + 2q_2^2 & 2(q_2q_3 + q_1q_4) & 2(q_2q_4 - q_1q_3) \\ 2(q_2q_3 - q_1q_4) & 2q_1^2 - 1 + 2q_3^2 & 2(q_3q_4 + q_1q_2) \\ 2(q_2q_4 + q_1q_3) & 2(q_3q_4 - q_1q_2) & 2q_1^2 - 1 + 2q_4^2 \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

Anche se l'orientazione viene calcolata mediante i quaternioni, è indispensabile disporre di relazioni che leghino i quaternioni e gli angoli di Eulero perché questi ultimi costituiscono una descrizione più pratica.

La rappresentazione degli angoli di Eulero a partire dalle componenti di un quaternionione $\begin{smallmatrix} A \\ B \end{smallmatrix} \hat{\mathbf{q}}$ può essere definita utilizzando le seguenti equazioni:

$$\phi = \operatorname{atan2} (2(q_3q_4 - q_1q_2), 2q_1^2 - 1 + 2q_4^2) \quad (3.17)$$

$$\theta = -\arctan \left(\frac{2(q_2q_4 + q_1q_3)}{\sqrt{1 - (2q_2q_4 + 2q_1q_3)^2}} \right) \quad (3.18)$$

$$\psi = \operatorname{atan2} (2(q_2q_3 - q_1q_4), 2q_1^2 - 1 + 2q_2^2) \quad (3.19)$$

Le formule inverse che legano le componenti del quaternionione agli angoli di Eulero non si riportano di seguito in quanto non utilizzate nella trattazione.

Dato un quaternionione unitario $\hat{\mathbf{q}}$ e un vettore velocità angolare \mathbf{w} con la sua rappresentazione in termini di quaternioni data da $\hat{\mathbf{w}} = (0, \mathbf{w})$, la derivata temporale del quaternionione è data dalla seguente relazione:

$$\dot{\hat{\mathbf{q}}} = \frac{1}{2} \hat{\mathbf{w}} \otimes \hat{\mathbf{q}} \quad (3.20)$$

Quest'ultima relazione è fondamentale per l'integrazione delle misure del giroscopio nel capitolo dedicato ai filtri di orientazione.

Capitolo 4

Sensori inerziali, magnetometrici e barometrici nell'analisi del movimento

Nell'ambito dell'analisi del movimento, i dispositivi MEMS che sono stati utilizzati in questa tesi per lo sviluppo di applicazioni nell'ambito della AAL e della riabilitazione, sono gli accelerometri, i giroscopi e i magnetometri e barometri. Di seguito verrà descritto il loro funzionamento, le loro caratteristiche e l'utilizzo che se ne fa nell'analisi del movimento.

4.1 Accelerometro

Nella quasi totalità degli accelerometri MEMS una piccola massa (m) viene tenuta sospesa grazie ad un elemento elastico (k) ed in qualche modo ne viene rilevato lo spostamento quando una forza (F) agisce su di essa. In presenza di un'accelerazione la massa si sposta dalla sua posizione di riposo di una quantità proporzionale all'accelerazione rilevata, la variazione della sua posizione viene convertita in un adeguato segnale elettrico contenente l'informazione relativa alla grandezza fisica misurata. Il sistema è dotato di uno smorzatore (b) per ridurre eventuali oscillazioni della massa. Quello che si ottiene è un sistema Massa-Molla-Smorzatore (MMS). Il modello a parametri concentrati degli accelerometri MEMS è mostrato in Fig. 4.1.

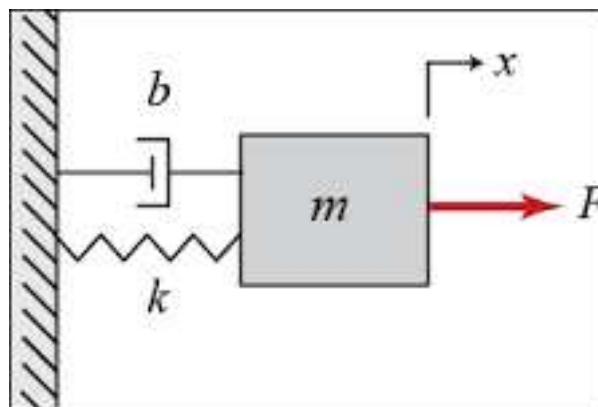


Figura 4.1: Sistema MMS che descrive il funzionamento dell'accelerometro

Ogni forza inerziale dovuta all'accelerazione deflette la massa di prova in base alla seconda legge di Newton. Tale deflessione x è misurata dal sistema di trasduzione del sensore MEMS. L'equazione differenziale del moto che descrive il sistema in Fig. 4.1 è la seguente:

$$m \frac{d^2x}{dt^2} + b \frac{dx}{dt} + kx = ma \quad (4.1)$$

dove t è il tempo, a è l'accelerazione a cui è sottoposta la massa di prova, m è la massa di prova, k è la costante elastica del sistema di sospensioni e b è lo smorzamento. Il legame matematico tra l'accelerazione e la deflessione è dato, nel dominio di Laplace, dalla seguente espressione:

$$\frac{x(s)}{a(s)} = \frac{1}{s^2 + \frac{k}{m}s + \frac{b}{m}} \quad (4.2)$$

dove s è la variabile di Laplace.

La frequenza naturale ω_n del sistema e la sensibilità S del sensore sono date dalle seguenti espressioni:

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (4.3)$$

$$S = \frac{m}{k} = \frac{1}{\omega^2} \quad (4.4)$$

Come si vede, un aumento del rapporto m/k determina un incremento della sensibilità e una diminuzione della frequenza naturale, che a sua volta limita la banda operativa del sensore. Pertanto, in fase di progetto è necessario individuare un trade-off tra due esigenze contrastanti, vale a dire la massimizzazione contestuale sia della sensibilità che della banda dell'accelerometro MEMS. Le differenti configurazioni degli accelerometri MEMS possono essere ricondotte a due classi, le configurazioni in anello aperto e quelle in anello chiuso. Nelle configurazioni in anello aperto il segnale elettrico d'uscita del sistema di trasduzione che misura la deflessione della massa di prova è direttamente utilizzato come segnale d'uscita dell'accelerometro. Nelle configurazioni in anello chiuso il segnale d'uscita del sistema di trasduzione viene utilizzato per pilotare il sistema di attuazione che fa in modo che la massa di prova resti nella posizione di riposo. Il segnale elettrico proporzionale a questa forza di retroazione fornisce la misura dell'accelerazione a cui il sensore è sottoposto. Inoltre gli accelerometri MEMS possono essere classificati sulla base dei meccanismi di trasduzione della deflessione della massa di prova. I principali meccanismi di trasduzione sono capacitivo, di gran lunga il più utilizzato, piezoelettrico, piezoresistivo ed effetto tunnel. Gli accelerometri MEMS necessitano di una procedura di calibrazione dovuta alla presenza del bias e di un eventuale fattore di scala non nullo. E altresì necessario filtrare i dati per eliminare l'effetto del rumore gaussiano bianco dovuto a fattori termo meccanici.

Un accelerometro, oltre a misurare le accelerazioni, può essere utilizzato per la misura dell'inclinazione del corpo sul quale è applicato. Le misure di accelerazione sono difatti composte da una componente di accelerazione statica e da una dinamica. Per applicazioni di tilt sensing (ovvero per misure di inclinazione) viene sfruttata la sola componente statica dell'accelerazione assumendo che la forza di gravità sia l'unico valore di accelerazione che agisce sul corpo.

Partendo da un accelerometro mono-assiale si immagini di averlo nella condizione in cui l'asse x è parallelo all'orizzonte (piano perpendicolare alla direzione del vettore rappresentato dalla forza

di gravità) per cui tutta l'accelerazione di gravità è applicata sull'unico asse. Si supponga di ruotare l'asse x di un certo angolo θ rispetto al piano dell'orizzonte come mostrato in Fig. 4.2.

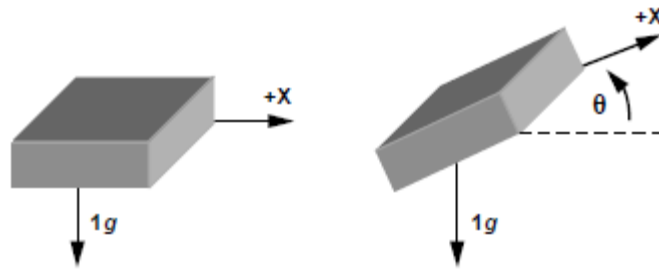


Figura 4.2: Accelerometro mono-assiale per applicazioni di tilt sensing

La forza che ora agisce sull'asse x del sensore (A_x) è ottenuta come segue:

$$A_x = 1g * \text{sen}(\theta) \quad (4.5)$$

La formula inversa ci permette di ricavare l'angolo θ che l'asse x forma con l'orizzonte:

$$\theta = \text{arcsen}(A_x) \quad (4.6)$$

Considerando ora un accelerometro tri-assiale, misurando i valori di accelerazione sui 3 assi è possibile determinare l'orientamento dell'oggetto nello spazio. La forza di gravità agisce su tutti e tre gli assi del sensore.

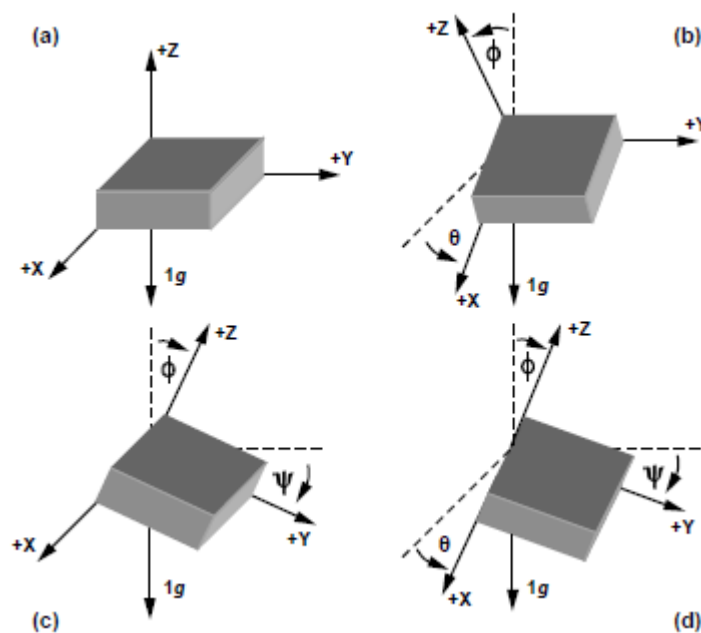


Figura 4.3: Accelerometro tri-assiale per applicazioni di tilt sensing

Ipotizzando che in posizione iniziale, gli assi x e y del sensore si trovino sull'orizzonte e che l'asse z sia perpendicolare al piano, è possibile calcolare i tre angoli θ , Ψ e ϕ mostrati in Fig. 4.3 come segue:

$$\theta = \arctan\left(\frac{A_x}{A_y^2 + A_z^2}\right) \quad (4.8)$$

rappresenta l'angolo di beccheggio.

$$\Psi = \arctan\left(\frac{A_y}{A_x^2 + A_z^2}\right) \quad (4.9)$$

rappresenta l'angolo di rollio.

$$\phi = \arctan\left(\frac{A_z}{A_y^2 + A_x^2}\right) \quad (4.10)$$

non rappresenta l'angolo di imbardata ma l'angolo formato con l'asse z.

In condizioni statiche l'accelerometro misurerà le componenti dell'accelerazione di gravità che potranno essere utilizzate per correggere gli errori di deriva introdotti dall'uso del giroscopio, da cui non si può prescindere in quelle applicazioni in cui gli angoli variano velocemente, data la risposta dinamica lenta propria degli accelerometri. Inoltre, in condizioni dinamiche l'accelerometro misurerà anche le accelerazioni introdotte da forze esterne al sensore che andranno a falsare le misure degli angoli basate sull'ipotesi che l'unica forza esterna agente sia la forza gravitazionale. Data la natura di questo sensore, non è possibile ricavare informazioni sulle rotazioni che avvengono lungo la direzione parallela a quella del vettore gravità, per cui esso contribuisce a risolvere i problemi di deriva solo per gli angoli di pitch e roll.

Per risolvere i problemi di deriva sull'angolo di yaw, viene di solito utilizzato un magnetometro che fornisce informazioni circa le componenti di campi magnetici esterni rispetto agli assi della terna sensore. Nelle ipotesi che il sensore sia soggetto solo al campo magnetico terrestre e possibile ottenere informazioni sulla direzione lungo il Nord magnetico che può essere utilizzata per ottenere stime più accurate dell'angolo di yaw.

4.2 Giroscopio

Il giroscopio MEMS usufruisce di piccole masse vibranti per misurare le velocità angolari. Il principio alla base del suo funzionamento è la forza di Coriolis che si genera per effetto del moto del sensore rispetto ad un sistema di riferimento non inerziale. Si consideri un corpo di dimensioni trascurabili in moto con velocità costante v rispetto ad un riferimento non inerziale (Fig. 4.4).

Se il sistema di riferimento relativo ruota con una velocità angolare Ω rispetto al sistema di riferimento inerziale, sul corpo agisce una forza F , definita forza di Coriolis:

$$F_{\text{coriolis}} = -2m\Omega \wedge v \quad (4.11)$$

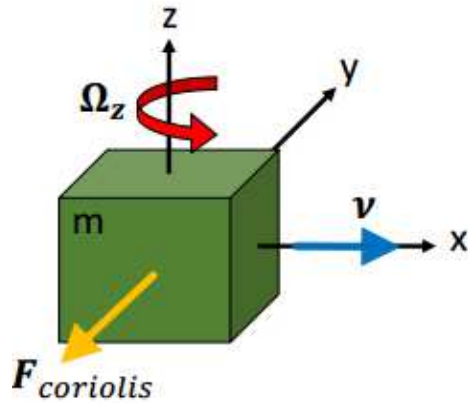


Figura 4.4: Azione della forza di Coriolis agente su una massa m

Il sensore MEMS per misurare tale forza usufruisce delle seguenti componenti:

- una massa di drive, costantemente posta in rapida oscillazione lungo la direzione x alla sua frequenza propria (Fig. 4.5) per mezzo di pettini capacitivi, con controllo in retroazione;
- una massa di sense, che viene eccitata lungo la direzione y dalla forza di Coriolis quando risulta applicata una velocità angolare al giroscopio.

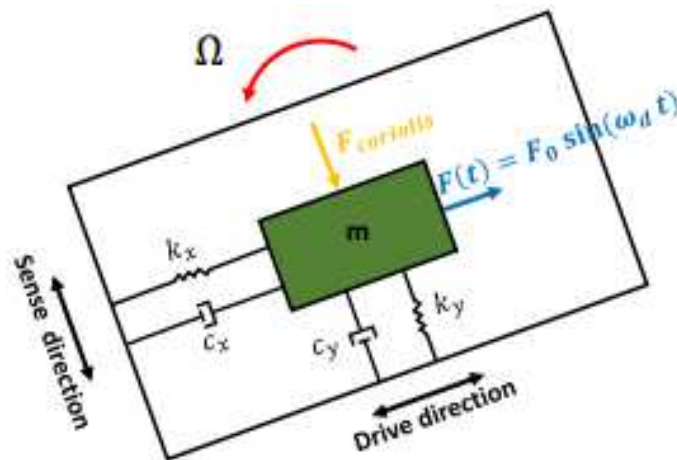


Figura 4.5: Principio di funzionamento del giroscopio MEMS

La forza di Coriolis genera uno spostamento della massa di sense in una direzione perpendicolare alla velocità v della massa di drive. Tale spostamento è linearmente correlato alla velocità angolare e viene letto come una variazione di carica elettrica tramite dei pettini capacitivi che circondano la massa, posti lungo l'asse di attuazione. Successivamente il circuito elettronico all'interno del MEMS converte tale valore di capacità in un potenziale elettrico che viene digitalizzato da un convertitore ADC.

Il giroscopio MEMS necessita forzatamente di un processo di calibrazione in modo da eliminare parte degli errori sistematici. Il bias è l'uscita media del giroscopio, quando esso non è soggetto a nessuna rotazione. La presenza di una bias nel dispositivo provoca una traslazione dei valori della velocità angolare. Solitamente il bias è un valore costante, anche se può subire variazioni nel

tempo. È possibile stimare questo valore considerando l'uscita media di un elevato numero di campioni quando il giroscopio non è soggetto a nessuna rotazione. Una volta nota tale valore è possibile compensarlo semplicemente sottraendolo all'uscita del giroscopio. La presenza di un fattore di scala provoca un aumento della rumorosità (ovvero, una maggior dispersione) rispetto al dato grezzo.

L'uscita dei giroscopi può essere perturbata da alcuni rumori di origine termomeccanica. I campioni ottenuti saranno quindi perturbati da rumore gaussiano bianco, che sarà rappresentato da una variabili casuali incorrelate a media nulla. Questo tipo di rumore non può essere trattato dalla procedura di calibrazione, ma si devono utilizzare metodologie di elaborazione di segnali apposite.

Come detto, il giroscopio misura la velocità angolare; a livello fisico avremo quindi:

$$\dot{\theta} = \frac{d\theta}{dt} \quad (4.12)$$

ossia la derivata della posizione angolare sul tempo. Quindi se dovessimo calcolare la posizione angolare in modo continuo dovremmo effettuare questa integrazione:

$$\int_0^t \dot{\theta}(t) dt = \theta(t) \quad (4.13)$$

Il problema dei sistemi digitali è l'impossibilità di effettuare un'integrazione continua, pertanto va effettuata una sommatoria di un numero finito di velocità angolari calcolate entro un intervallo temporale costante T_s , da cui:

$$\theta(t) = \int_0^t \dot{\theta}(t) dt \approx \sum_0^t \dot{\theta}(t) T_s \quad (4.14)$$

In un giroscopio tri-assiale è dunque possibile calcolare l'orientazione nello spazio di un corpo rigido a partire dalle velocità angolari misurate intorno l'asse x, y e z del sensore. Ovviamente l'approssimazione introduce errori poiché se i valori letti dal giroscopio cambiassero più velocemente dell'intervallo temporale costante, non potremmo individuarli e quindi accumulerebbero un errore nella rilevazione finale dell'angolo. Inoltre tipicamente un giroscopio ha un piccolo offset che provoca un output non nullo anche se la velocità angolare è nulla. Dato che l'orientazione si ottiene mediante l'integrazione della velocità angolare, l'offset si trasforma in uno scostamento dallo zero che cresce linearmente con il tempo. Questo errore è definito come *drift* e dopo pochi minuti di acquisizione provoca degli errori elevati nella stima degli angoli di yaw, pitch e roll.

4.3 Magnetometro

Il magnetometro MEMS è un sensore vettoriale che fornisce sia la direzione che il modulo del vettore del campo magnetico H usufruendo di tre unità sensibili posizionate ortogonalmente tra

loro. Sono sensori costruttivamente semplici che non presentano al proprio interno parti in moto a differenza di accelerometri e giroscopi e il principio alla base del loro utilizzo è la determinazione dell'orientazione del vettore di magnetizzazione terrestre. Tale vettore varia in funzione della latitudine, longitudine e altitudine, tuttavia può essere considerato costante nel caso in cui si operi localmente in assenza di disturbi elettromagnetici esterni generati da periferiche elettroniche o magneti permanenti. Le principali tecnologie costruttive permettono di classificare i magnetometri di uso più comune in 4 categorie:

- A spira;
- Uxgate;
- Ad effetto hall;
- Magnetoresistivi MR o AMR.

I magnetometri magneto-resistivi (MR o AMR da Anisotropic Magneto-Resistance) sono sensori dalle dimensioni molto contenute e largamente impiegati all'interno di periferiche quali smartphone o navigatori satellitari. E' composto solitamente da quattro magneto-resistori collegati in configurazione a ponte di Wheatstone che permette di massimizzare la sensibilità, minimizzare la deriva termica e facilitare la taratura durante la fase costruttiva. Il suo principio di funzionamento è basato sulla variazione di resistenza degli elementi disposti lungo la direzione delle linee di flusso del campo magnetico. Queste variazioni provocano lo sbilanciamento del ponte generando una tensione di uscita proporzionale all'intensità del campo magnetico rilevato. L'elemento sensibile è un conduttore avente elevata permeabilità magnetica e magneto-resistenza anisotropica costituito in una particolare lega, denominata Permalloy, composta all'80% di nickel e al 20% di ferro. In assenza del campo magnetico esterno il vettore di magnetizzazione interno si mantiene parallelo al flusso della corrente nel conduttore; mentre quando viene applicato un campo magnetico perpendicolare al flusso di corrente, il vettore di magnetizzazione interno subisce una rotazione α proporzionale all'intensità del campo magnetico (Fig. 4.6).

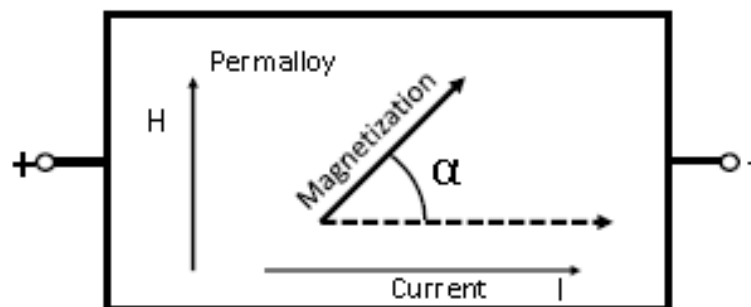


Figura 4.6: Funzionamento di un magnetometro MEMS

L'effetto di tale rotazione è una variazione di resistenza al passaggio della corrente che può essere quantificata nel seguente modo:

$$R - R_0 = \Delta R_0 \cos^2 \alpha \quad (4.15)$$

in cui:

- R_0 è la resistenza della striscia di Permalloy in assenza di campo magnetico;
- α è l'angolo di cui viene ruotato il vettore di magnetizzazione all'interno del materiale;
- ΔR_0 è una costante che dipende dal tipo di materiale.

Dall'equazione (4.15) si nota che nella relazione ingresso-uscita del sensore non vi è linearità del valore di R in funzione dell'angolo α e inoltre si è incapaci di riconoscere il segno di α e conseguentemente del vettore H . Entrambe sono caratteristiche non desiderabili per uno strumento di misura e per questo motivo si ricorre alla tecnica detta a barber-pole, che consiste nel depositare sulla superficie del Permalloy delle strisce di alluminio posizionate a 45° . Essendo l'alluminio materiale non ferromagnetico, la corrente prende il cammino più corto ortogonale alle strisce del barber-pole (Fig. 4.7), con il vantaggio di modificare la dipendenza tra resistenza e campo magnetico esterno. In questo modo la relazione tra direzione del campo e valore di resistenza del Permalloy diviene univoca e l'uscita risulta linearizzata.

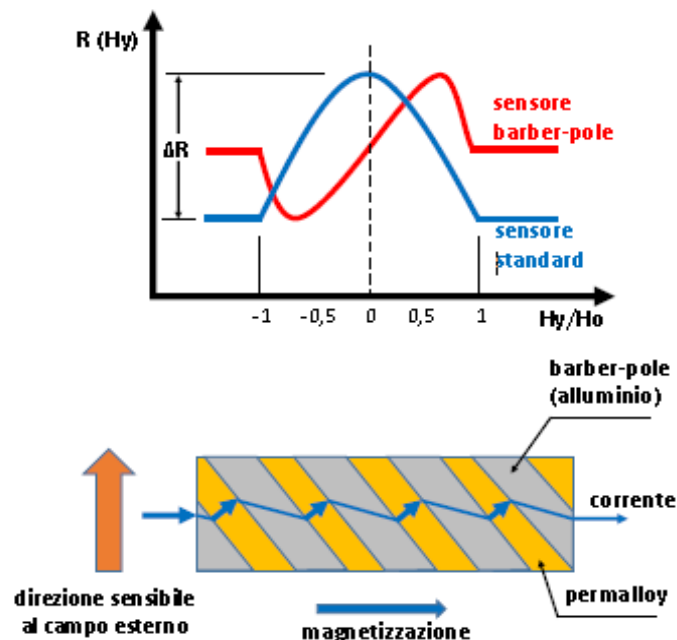


Figura 4.7: Principio di funzionamento della configurazione barber-pole

Il problema principale dei magnetometri è che misurano tutti i campi magnetici, non solamente il campo magnetico terrestre. I campi magnetici esterni, inevitabilmente presenti come ad esempio quelli prodotti da batterie e da campi indotti, distorcono il campo vicino ai sensori. Questi disturbi, se stazionari, possono essere presi in considerazione e compensati attraverso la calibrazione mentre, se momentanei, non possono essere prevedibili e correggibili.

Partendo dalle sole componenti del campo magnetico sugli assi non è possibile determinare il valore dell'angolo di imbardata yaw se non conoscendo l'orientamento del sensore nello spazio. Sarà necessario compensare le misure a seconda dell'inclinazione dell'oggetto. L'utilizzo del magnetometro risulta utile solo in presenza di un accelerometro e/o giroscopio a tre assi in quanto, noti gli angoli roll e pitch, è possibile determinare l'angolo di imbardata ψ attraverso delle considerazioni trigonometriche:

$$M_x = m_x \cdot \cos(\phi) + M_z \cdot \cos(\phi) \quad (4.16)$$

$$M_y = m_x \cdot \sin(\theta) \cdot \sin(\phi) + m_y \cdot \cos(\theta) - m_z \cdot \sin(\theta) \cdot \cos(\phi) \quad (4.17)$$

$$\psi = \text{atan2}(M_y, M_x) \quad (4.18)$$

dove M_x , M_y e M_z rappresentano le componenti del campo magnetico lungo i rispettivi assi.

Quindi la misura delle componenti del campo magnetico lungo le tre direzioni permette di definire in maniera univoca il vettore campo magnetico terrestre e di conseguenza di calcolare l'angolo azimutale tra la direzione del sensore e il polo Nord magnetico terrestre. Dal punto di vista magnetico però, nella Terra il polo Nord magnetico è quello posto al sud geografico e viceversa. Per poter correggere le osservazioni angolari e riferirle al Nord geografico, è necessario sommare l'angolo di declinazione Ω_{nE} tra l'asse magnetico e quello geografico. L'angolo azimutale riferito al polo Nord geografico sarà dunque pari a:

$$\Psi_N = \Psi_m + \Omega_{nE} \quad (4.19)$$

4.4 IMU, MARG sensor e AHRS

Come è stato descritto precedentemente, la misura dell'orientazione di un corpo rigido effettuata tramite accelerometro triassiale o giroscopio triassiale è affetta da errori che ne pregiudicano l'utilizzo nell'analisi cinematica del movimento. Per compensare il drift introdotto dal giroscopio, esso viene adoperato in combinazione con l'accelerometro per formare una unità di sensing chiamata IMU. In questa tipologia di sensori indossabili, nella stima dell'orientazione si utilizzano le informazioni ad alta frequenza dei giroscopi e quelle a più bassa frequenza derivanti dagli accelerometri per correggere la stima corrotta dai bias sui giroscopi, facendo uso di appositi algoritmi di data fusion che vengono chiamati *filtri di orientazione*. Il limite degli IMU nella stima dell'orientazione sta nel fatto che l'accelerometro non è in grado di rilevare rotazione intorno all'asse parallelo al vettore del campo gravitazionale terrestre per cui con i dati forniti da esso non è possibile correggere l'errore causato dal drift dei giroscopi sull'asse perpendicolare alla superficie terrestre.

Mediante l'aggiunta di un magnetometro triassiale è possibile misurare il vettore che indica il nord geografico. Combinando tale vettore a quello che individua la forza di gravità si è in grado di effettuare una stima della rotazione intorno l'asse parallelo al vettore campo gravitazionale terrestre permettendo così di correggere il drift del giroscopio su tutti e tre gli assi. La combinazione di una IMU e di un magnetometro formano un MARG sensor. Così come per IMU anche nei MARG sensor vengono sviluppati degli appositi filtri di orientazione per fornire una singola stima dell'orientazione di un corpo attraverso la fusione delle misure rilevate da giroscopio, accelerometro e magnetometro.

Nei MARG sensor, se il filtro di orientazione è implementato direttamente nel microprocessore a bordo del dispositivo che effettua le misure, si è in presenza di un *Attitude and Heading Reference System* (AHRS). La maggior parte dei filtri di orientazione si basano sui filtri di Kalman [5]. Tali soluzioni sono accurate ma l'algoritmo risulta essere pesante a livello computazionale e

di conseguenza non adatto ad essere implementato in microprocessori a basso costo. Per tali sono stati sviluppati ulteriori algoritmi tra cui quelli che fanno uso del filtro complementari [6]. Questo filtro di orientazione presenta un'accuratezza leggermente inferiore ma paragonabile alle soluzioni basate su Kalman. Il loro punto di forza è rappresentato dal basso carico computazionale che lo rende ideale per applicazioni real-time. In definitiva, non esiste una soluzione definitiva, la scelta di un filtro piuttosto di un altro è funzione delle risorse disponibili o dal grado di qualità cercato o, più in generale, della specifica realizzazione.

4.5 Barometro

Il barometro (il termine deriva da “barus” che significa peso e “metro” che significa misura) viene usato per misurare la pressione atmosferica. L'invenzione del barometro risale al periodo tra la fine del 1500 e la prima metà del 1600, che si basava sulla scoperta che l'aria ha un suo peso e che questo peso poteva essere misurato. Così ha origine il concetto di pressione atmosferica, come effetto del peso dell'aria che circonda la Terra e che agisce perpendicolarmente sui corpi che incontra. La Pressione atmosferica è la pressione presente in qualsiasi punto dell'atmosfera terrestre. Nella maggior parte dei casi, il valore della pressione atmosferica è equivalente alla pressione idrostatica esercitata dal peso dell'aria presente al di sopra del punto di misura. Le aree di bassa pressione hanno sostanzialmente minor massa atmosferica sopra di esse, viceversa aree di alta pressione hanno una maggior massa atmosferica. Analogamente, con l'aumentare dell'altitudine, il valore della pressione decresce.

La pressione atmosferica normale o standard è quella misurata alla latitudine di 45°, al livello del mare e ad una temperatura di 0 °C, e corrisponde ad una colonna di mercurio di 760 mm. Nelle altre unità di misura corrisponde a:

$$1 \text{ atm} = 760 \text{ mm Hg} = 760 \text{ torr} = 101\,325 \text{ Pa} = 1\,013,25 \text{ mbar} \quad (4.20)$$

Il valore della pressione atmosferica varia anche in funzione della temperatura e della quantità di vapore acqueo contenuto nell'atmosfera e decresce con l'aumentare dell'altitudine, rispetto al livello del mare, del punto in cui viene misurata.

Il barometro di tipo MEMS costituito da una piccola camera in cui è stato fatto il vuoto, in cui una parete è chiusa da un sensore di deformazione a cella di carico (Fig. 4.8). In funzione della deformazione prodotta dalla pressione, la cella produce un segnale elettrico che può essere elaborato da un microprocessore o visualizzato direttamente da un voltmetro. Due sono i principi di trasduzione utilizzati prevalentemente, quello piezoresistivo e quello capacitivo.

Nell'analisi del movimento il barometro permette di misurare l'altitudine del corpo ci è applicato, ed è quindi utilizzato per valutare la variazione nel tempo della quota lungo la direzione z terrestre. Dalla pressione e temperatura viene calcolata l'altitudine assoluta come segue:

$$h = (T + 273.15)/0.0065(1 - P/P_0)^{0.19} \quad (4.21)$$

dove T è la temperatura misurata in gradi centigradi, P è la pressione misurata in Pascal, P_0 è la pressione atmosferica a livello del mare e h è misurata in metri. P_0 è di circa 101.325kPa in condizioni normali, ma varia al variare del tempo.

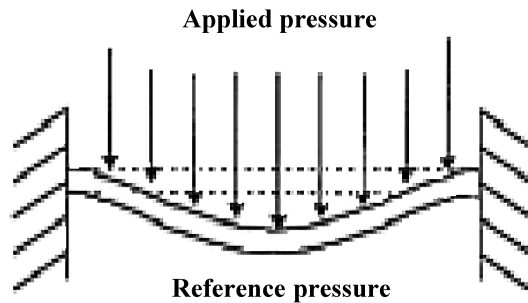


Figura 4.8: Principio di funzionamento del barometro

Come mostrato in Fig. 4.9, la misura di altitudine barometrica contiene oltre che al rumore termico anche una grande quantità di rumore di quantizzazione che genera una ampia e rapida fluttuazione della misura di altitudine rendendo le stesse inutilizzabili in molte applicazioni, soprattutto in quelle real-time.

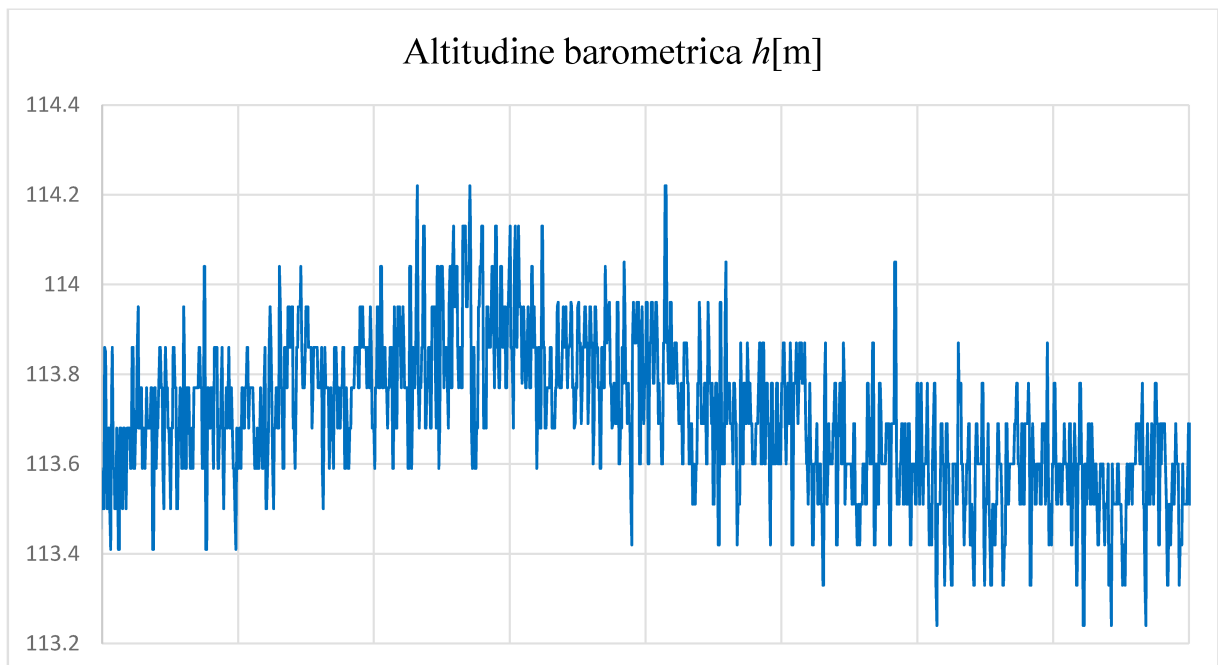


Figura 4.9: Tipico andamento del segnale di altitudine ricavato dal barometro

Al fine di ridurre la quantità di errore presente nella misura dell'altitudine, risulta necessario l'utilizzo di algoritmi di sensor data fusion che fanno uso di informazioni provenienti da ulteriori

sensori come ad esempio accelerometri, giroscopi e magnetometri. Tali algoritmi verranno descritti in dettaglio nel prossimo capitolo.

Capitolo 5

Algoritmi di sensor data fusion sviluppati

Quando si parla di sensor fusion ci si riferisce generalmente ad un insieme di specifiche tecniche sviluppate allo scopo di organizzare e gestire in modo intelligente una certa moltitudine di sensori e la grande mole di dati da essi prodotta. In questa tesi vedremo come sia possibile combinare informazioni provenienti da sensori inerziali, magnetometrici e barometrici al fine di ottenere stime accurate circa l'orientazione e l'altitudine del corpo rigido sul quale tali sensori vengono applicati. Tali informazioni verranno adoperate nel prossimo capitolo per lo sviluppo di applicazioni in ambito di AAL e riabilitazione motoria.

5.1 Stima dell'orientazione di un corpo rigido

A partire dall'algoritmo di Mahony [6] che ha sviluppato un filtro di orientazione per l'utilizzo sui veicoli aerei e valido solo per gli IMU, in questo lavoro viene proposto un algoritmo di sensor data fusion che si basa su quello di Mahony ma che fa uso di un MARG sensor.

5.1.1 La piattaforma sensoriale

Il MARG sensor utilizzato per lo sviluppo del filtro di orientazione combina l'IMU MPU-6050 ed il magnetometro HMC5883L. Visto che il filtro di orientazione sviluppato è stato implementato all'interno di un microprocessore allora parleremo di AHRS.

Il sensore MPU-6050 è una piattaforma inerziale low-cost dalle dimensioni contenute prodotta da Invensense. Integra al proprio interno un giroscopio a tre assi, un accelerometro a tre assi. La comunicazione con i registri interni del sensore avviene tramite un bus I2C ad una velocità massima di 400 KHz. Le principali caratteristiche della MPU-6050 sono di seguito elencate.

Giroscopio capacitivo MEMS:

- Misura delle velocità angolari in formato digitale per gli assi X, Y, Z, con un range massimo selezionabile dall'utente di: ± 250 , ± 500 , ± 1000 e ± 2000 °/s;
- Convertitore analogico digitale a 16 bit;
- Filtro passa basso programmabile a: 256, 188, 98, 42, 20, 10, 5 Hz;
- Corrente operativa assorbita: 3.6 mA;
- Sensibilità termica (da -40°C a $+85^{\circ}\text{C}$): $\pm 2\%$.

Accelerometro capacitivo MEMS:

- Misura delle accelerazioni in formato digitale per gli assi X, Y, Z, con un range selezionabile dall'utente di: $\pm 2\text{g}$, $\pm 4\text{g}$, $\pm 8\text{g}$ e $\pm 16\text{g}$;
- Convertitore analogico digitale a 16 bit;

- Filtro passa basso programmabile a: 260, 184, 94, 44, 21, 10, 5 Hz;
- Corrente operativa assorbita: 500 μA ;
- Sensibilità termica (da -40°C a $+85^\circ\text{C}$): $\pm 0.02 \text{ \%}/^\circ\text{C}$.

L' HMC5883L è un magnetometro a basso costo prodotto da Honeywell. Progettato per misure di campi magnetici deboli è adatto ad esser utilizzato per determinare il vettore di magnetizzazione terrestre. Al suo interno sono presenti sensori magneto-resistivi ad alta risoluzione e l'elettronica necessaria ad amplificare, filtrare, rimuovere l'offset di misura. Il sensore è in grado di funzionare ad una frequenza massima di 75Hz in polling mode e permette di scambiare facilmente i dati con un microcontrollore attraverso il protocollo I2C. Le principali caratteristiche funzionali del magnetometro sono di seguito riportate:

- Misura di intensità del campo magnetico in formato digitale per gli assi X, Y, Z, con un range selezionabile dall'utente di: $\pm 0.88, \pm 1.3, \pm 1.9, \pm 2.5, \pm 4.0, \pm 4.7, \pm 5.6, \pm 8.1$ Gauss;
- Convertitore analogico digitale ADC a 12 bit;
- VDD operativa compresa tra 2.16 V e 3.6 V;
- Corrente operativa assorbita: 100 μA ;
- Output data rate programmabile a: 0.75, 1.5, 3, 7.5, 15, 30, 75 Hz;
- Velocità massima I2C pari a 400 KHz;
- Sensibilità termica: $-0.3 \text{ \%}/^\circ\text{C}$.

5.1.2 Sviluppo del filtro di orientazione

La versione originale dell'algoritmo di Mahony faceva uso delle matrici di rotazioni per rappresentare l'orientazione mentre nella versione sviluppata in questa tesi, a partire dai dati provenienti da accelerometro, giroscopio e magnetometro, verranno ricavati gli angoli di rollio, beccheggio e imbardata a partire dal calcolo dei quaternioni.

Come detto in precedenza, la stima dell'orientazione di un corpo rigido può essere ottenuta a partire dall'integrazione della misura di velocità angolare prodotte dal giroscopio triassiale. Definiamo S_ω come il vettore contenente le 3 misure di velocità angolari. Si supponga che gli assi del terra siano solidali ad un sistema di riferimento chiamato *Earth* (E) e che il quaternion $S_\omega = (0, S_\omega)$ descriva le velocità angolari istantanee misurate dal giroscopio ed espresse in un sistema di riferimento chiamato *Sensor* (S). Il quaternion ${}^S_E\hat{q}$ rappresenta la rotazione che sovrappone il sistema Earth al sistema Sensor, quindi la sua derivata ${}^S_E\dot{\hat{q}}$ rappresenta la velocità di rotazione del sistema Earth espresso rispetto al sistema Sensor. Secondo l'eq. 3.20 è possibile quindi ottenere:

$${}^S_E\dot{\hat{q}} = \frac{1}{2} {}^S_E\hat{q} \otimes S_\omega \quad (5.1)$$

L'orientamento del sensore rispetto alla terra al tempo t , ${}^S_E\hat{q}_{\omega,t}$, può essere calcolato integrando numericamente il quaternion derivato, ${}^S_E\dot{\hat{q}}_{\omega,t}$, conoscendo le condizioni iniziali.

$${}^S_E\hat{q}_{\omega,t} = \frac{1}{2} {}^S_E\hat{q}_{est,t-1} \otimes S_{\omega_t} \quad (5.2)$$

$${}^S\hat{\mathbf{q}}_{\omega,t} = {}^S\hat{\mathbf{q}}_{est,t-1} + {}^S\hat{\mathbf{q}}_{\omega,t}\Delta t \quad (5.3)$$

dove S_{ω_t} è la velocità angolare misurata al tempo t , Δt è il tempo di campionamento e ${}^S\hat{\mathbf{q}}_{est,t-1}$ è il quaternion che stima l'orientazione al passo precedente. In questo caso, l'integrazione successiva della misura effettuata porterà ad una stima imprecisa dell'orientazione a causa della presenza del drift.

L'algoritmo implementato nel filtro di orientazione fa uso, oltre che delle misure di velocità angolare, anche dei vettori della forza gravità e del campo magnetico terrestre rilevati rispettivamente dall'accelerometro e dal magnetometro. Ciò limiterà gli effetti del drift permettendo di ricavare una stima più accurata dell'orientazione del sistema.

Si ipotizzi che nei primi istanti di funzionamento il sensore misura solamente l'accelerazione di gravità (assenza di accelerazioni lineari) e il magnetometro misura solo il campo magnetico terrestre (assenza di disturbi esterni). Il confronto tra il vettore accelerazione misurato dal sensore (nel sistema Sensor) e la direzione del vettore gravità rispetto al riferimento della terra, posto verticale $\mathbf{g} = (0; 0; g)$, permette la determinazione della rotazione reciproca dei due sistemi di riferimento. L'utilizzo di un solo vettore permette di calcolare solamente gli angoli di rollio e beccheggio. Non è possibile determinare l'angolo di imbardata ovvero quello attorno all'asse z parallelo al vettore usato come riferimento. Per tale motivo utilizziamo anche il vettore campo magnetico (purché non parallelo a \mathbf{g}) per la determinazione di tutti e tre gli angoli di Eulero.

Ipotizziamo di conoscere ${}^S\hat{\mathbf{q}}_{t-1}$ che rappresenta l'orientazione del corpo al $(t-1)$ esimo passo dell'algoritmo. Supponiamo che l'unica accelerazione presente è quella dovuta alla forza di gravità, la cui direzione $E_{\hat{\mathbf{g}}}$ risulta essere sempre normale al piano orizzontale sulla superficie terrestre. Detto ciò è possibile calcolare la direzione stimata del vettore di gravità nel sistema di riferimento del sensore $S_{\hat{\mathbf{g}}}$ attraverso la seguente relazione:

$$S_{\hat{\mathbf{g}}} = {}^E\hat{\mathbf{q}} \otimes E_{\hat{\mathbf{g}}} \otimes {}^E\hat{\mathbf{q}}^* = {}^E\hat{\mathbf{q}}^* \otimes E_{\hat{\mathbf{g}}} \otimes {}^E\hat{\mathbf{q}} \quad (5.4)$$

Supponiamo ora che l'unico flusso magnetico che i magnetometri misurano è quello dovuto al campo magnetico terrestre la cui direzione $E_{\hat{\mathbf{b}}}$ è ben nota nel riferimento Earth. Con lo stesso approccio utilizzato in precedenza si può calcolare la direzione stimata del vettore campo magnetico terrestre nel sistema Sensor $S_{\hat{\mathbf{b}}}$ mediante la seguente relazione:

$$S_{\hat{\mathbf{b}}} = {}^E\hat{\mathbf{q}} \otimes E_{\hat{\mathbf{b}}} \otimes {}^E\hat{\mathbf{q}}^* = {}^E\hat{\mathbf{q}}^* \otimes E_{\hat{\mathbf{b}}} \otimes {}^E\hat{\mathbf{q}} \quad (5.5)$$

Indicando con S_a la proiezione del vettore gravità sugli assi dell'accelerometro e con S_m la proiezione del vettore del flusso del campo magnetico terrestre sugli assi del magnetometro, chiameremo $S_{\hat{\mathbf{a}}}$ e $S_{\hat{\mathbf{m}}}$ l'estensione dei precedenti vettori a cui è stato aggiunto uno zero come primo elemento in modo da ottenere un vettore a quattro elementi che può essere utilizzato nella rappresentazione mediante quaternioni.

L'errore e_t commesso tra l'orientazione stimata dal giroscopio e quella corretta mediante le misure di accelerometro e magnetometro può essere calcolato come la somma dei prodotti vettoriali della direzione di riferimento del campo gravitazione (espresso nel sistema Sensor) con

quella misurata dall'accelerometro e della direzione del campo magnetico terrestre (espresso nel sistema Sensor) con quella misurata dal magnetometro:

$$\mathbf{e}_t = S_{\hat{\mathbf{a}}} \times S_{\hat{\mathbf{g}}} + S_{\hat{\mathbf{m}}} \times S_{\hat{\mathbf{b}}} \quad (5.6)$$

Integrando \mathbf{e}_t si è in grado di rilevare gli errori commessi nei vari step dell'algoritmo:

$$\mathbf{e}_{init} = \mathbf{e}_{t-1} + \mathbf{e}_t \Delta t \quad (5.7)$$

La misura corretta delle velocità angolari \mathbf{ar}_S sarà quindi data dalla seguente relazione:

$$\mathbf{ar}_S = S_{\hat{\boldsymbol{\omega}}} + \mathbf{e}_t k_p + \mathbf{e}_{init} k_I \quad (5.8)$$

dove k_p rappresenta il guadagno proporzionale che identifica il rate di convergenza dell'accelerometro e del magnetometro e k_I identifica il guadagno integrale che identifica il rate di convergenza del bias del giroscopio. Una volta ricavata la misura corretta della velocità angolare è possibile ricavare l'orientazione attraverso le equazioni 5.9 e 5.10. La stima accurata dell'orientazione fornita dall'algoritmo sarà quindi la seguente:

$${}^S \hat{\mathbf{q}}_{est,t} = \frac{1}{2} {}^S \hat{\mathbf{q}}_{est,t-1} \otimes \mathbf{ar}_{S_t} \quad (5.9)$$

$${}^S \hat{\mathbf{q}}_{est,t} = {}^S \hat{\mathbf{q}}_{est,t-1} + {}^S \hat{\mathbf{q}}_{est,t} \Delta t \quad (5.10)$$

Uno dei principali problemi riguardanti le misure ottenute dal magnetometro riguarda la distorsione magnetica. Infatti come le misure dell'accelerometro sono soggette ad errori dovuti ad accelerazioni lineari, anche un magnetometro è soggetto agli errori di distorsione magnetica.

In un ambiente privo di elementi come apparecchiature elettroniche o materiali ferromagnetici il filtro presentato si comporterebbe in maniera ideale, stimando correttamente la posizione del sensore basandosi sulle misure di campo magnetico terrestre di gravità e velocità angolari. Il problema nasce con fonti di disturbi magnetici che alterano il campo magnetico terrestre in prossimità del sensore. Nel caso di disturbi costanti la soluzione consiste nella calibrazione del magnetometro, nel caso di influenze variabili la rimozione dell'offset costante non è più sufficiente. Si ricorre dunque ad una diversa implementazione del filtro in modo da compensare un'eventuale distorsione magnetica. Gli errori di distorsione presenti in un piano parallelo alla superficie terrestre (con asse verticale ed angolo yaw) non possono essere corretti senza l'impiego di un qualche altro apparato di misura su cui il magnetometro possa poggiare. Non è possibile sfruttare l'accelerometro poiché la misura dell'accelerazione di gravità (verticale, a meno di accelerazioni lineari) non permette di stimare errori sull'angolo di assetto di imbardata. Si procede alla presentazione dell'algoritmo di compensazione. Ruotando la misura normalizzata del magnetometro alla t-esimo istante di campionamento, $S_{\hat{\mathbf{m}}_t}$, attraverso la stima dell'orientazione fornita dal filtro è possibile ricavare la direzione del campo magnetico terrestre nel sistema Earth:

$$E_{\hat{h}_t} = (0, h_x, h_y, h_z) = {}^S_E \hat{q}_{est,t-1} \otimes S_{\hat{m}_t} \otimes {}^S_E \hat{q}_{est,t-1}^* \quad (5.11)$$

dove $S_{\hat{m}_t}$ è il quaternione formato dalle misure di campo magnetico normalizzate. L'effetto di un'inclinazione erronea di $E_{\hat{h}_t}$ può essere corretta se il vettore campo magnetico di riferimento del sensore $E_{\hat{b}_t}$ ha lo stesso orientamento di $E_{\hat{h}_t}$ lungo x e z. Ottenibile mediante:

$$E_{\hat{b}_t} = (0, \sqrt{h_x^2 + h_y^2}, 0, h_z) \quad (5.12)$$

Modificare iterazione dopo iterazione la direzione del vettore campo magnetico di riferimento $E_{\hat{b}_t}$ permette ad ogni ciclo di minimizzare gli effetti che causati dalle variazioni di campo magnetico dovute ad elementi che introducono disturbo.

5.1.3 Prestazioni del filtro di orientazione sviluppato

Tradizionalmente l'analisi del movimento umano viene valutato per mezzo di sistemi optoelettronici nei quali le posizioni dei vari segmenti corporei sono rilevate mediante l'utilizzo di markers fissati su di essi. Le principali limitazioni di questa tecnica sono l'ingombro e il costo dell'attrezzatura. Inoltre i sistemi optoelettronici sono vincolati all'ambiente del laboratorio risultando quindi inappropriati per acquisizioni di dati in luoghi aperti o più in generale in quei luoghi dove quotidianamente si svolgono le azioni sotto analisi. Il punto forte di tali sistemi invece è rappresentato dall'elevata precisione nella misura di grandezze cinematiche rendendoli i dispositivi di riferimento assoluto ("gold standard") per l'analisi del movimento umano. Come sappiamo, utilizzando dispositivi indossabili come gli AHRS è possibile, mediante algoritmi di data fusion, conoscere l'orientamento del sensore relativamente ad un Sistema di Riferimento Globale. Una stima dell'orientazione fornita dal un AHRS potrebbe essere confrontata con quella rilevata da un cluster di markers se entrambi i sistemi hanno in comune il Sistema di Riferimento Globale. Per testare le prestazioni del filtro di orientazione sviluppato, la stima dell'orientazione rilevata dall'AHRS sviluppato è stata confrontata con quella ricavata da un sistema optoelettronico e da un AHRS commerciale.

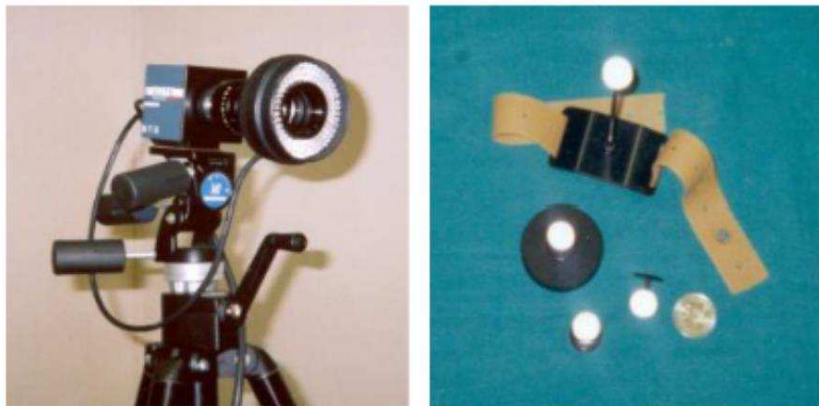


Figura 5.1: Sistema optoelettronico utilizzato per il confronto

Il sistema optoelettronico utilizza telecamere BTS (Fig. 5.1) dotate di dispositivi per la rivelazione del segnale luminoso e per la trasduzione del segnale elettrico. Le telecamere sono provviste di sensore CCD (charge coupled device) e di un opportuno filtro ottico che rende riconoscibili rispetto alla scena i markers da posizionare sull'oggetto o sulla persona. Il sistema della BTS è in grado di registrare sia segnali infrarossi che un'immagine bidimensionale del marcatore. Tale sistema determina la posizione tridimensionale x, y, z di ogni marker presente nel campo visivo di almeno due telecamere.

L'AHRs commerciale è l' x -IMU della X-IO technologies (Fig. 5.2). Esso è dotato di giroscopio triassiale a 16 bit con fondo scala fino a ± 2000 °/s, accelerometro triassiale a 12 bit con fondo scala a ± 8 g, magnetometro triassiale a 12 bit con fondo scala fino a ± 8 G. All'interno del microprocessore a bordo dell' x -IMU è implementato un algoritmo di data fusion che ricava l'orientazione del sensore sia in termini di angoli di Eulero che di quaternioni.

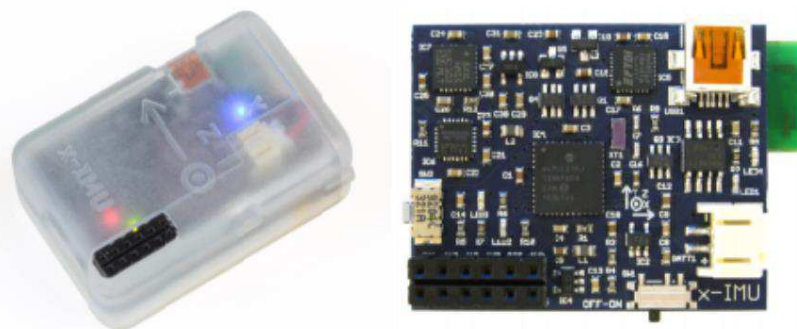


Figura 5.2: Sistema inerziale commerciale utilizzato per il confronto

Le prove che sono state eseguite, seguono le indicazioni descritte in protocollo sperimentale presente in letteratura [5]. Il protocollo prevede di fissare gli AHRs al centro di un piano di legno quadrato di lato 45 cm e agli spigoli del quale vengono posizionati quattro markers. Al centro del piano di legno è stato aggiunto un quinto marker per identificare la posizione esatta degli AHRs. Il piano di legno su cui sono stati posizionati gli AHRs e i markers è illustrato in Fig. 5.3. Le misure effettuate dagli AHRs e dal sistema optoelettronico vengono confrontate durante l'esecuzione di un esperimento che consiste nel muovere liberamente per diversi secondi il piano di legno all'interno del volume di misura. Dopo le operazioni necessarie alla calibrazione del sistema ottico, sono state eseguite e ripetute 2 diverse tipologie di prove che vengono ripetute 5 volte per un totale di 10 acquisizioni. Le tipologie di prove si suddividono in:

- volo libero: l'acquisizione inizia con il piano appoggiato a terra, viene successivamente mosso liberamente in aria per diversi secondi, e poi posto di nuovo a terra;
- variazione di quota: l'acquisizione inizia con il piano che si alza da terra a bassa velocità fino ad arrivare ad un'altezza di circa 180 cm e poi si riposiziona a terra.

All'inizio di ogni prova viene inoltre eseguito un movimento di sincronizzazione al fine di riuscire a sincronizzare le diverse acquisizioni dai vari sistemi. Il movimento di sincronizzazione consiste nell'alzare leggermente da terra uno degli spigoli del piano in modo tale che questo evento venga riconosciuto da tutti i sistemi come l'istante in cui la prova ha inizio.

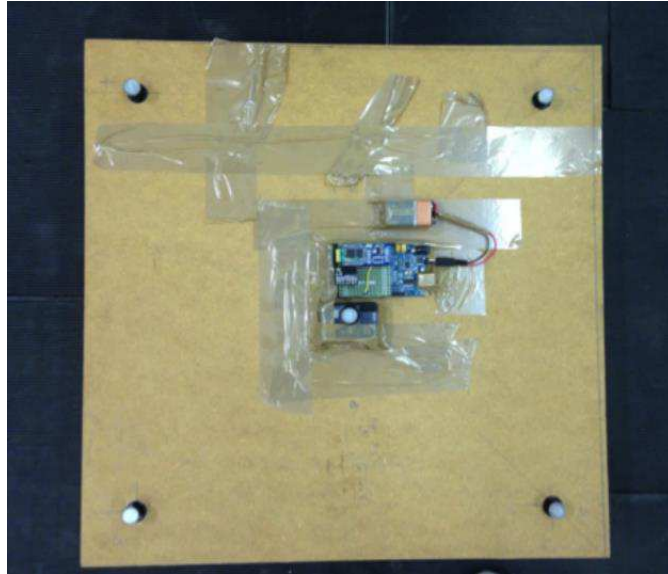


Figura 5.3: Piano in legno dove sono stati posizionati l'AHRS sviluppato, l'AHRS commerciale e i markers del sistema optoelettronico

I sistemi presi in considerazione forniscono l'orientazione del piano di legno dove sono posizionati gli AHRS e i markers. Per rendere i dati confrontabili, la stima dell'orientazione ricavata da ogni sistema dovrà essere rappresentata mediante quaternioni riferiti ad un unico sistema di riferimento globale. Infatti il sistema optoelettronica fornisce l'orientazione del piano rispetto ad un proprio sistema di riferimento globale mentre gli AHRS ricavano i quaternioni riferiti al sistema di riferimento Earth.

Dopo aver ricavato da ogni sistema preso in esame i quaternioni che rappresentano l'orientazione del sistema è possibile calcolare da essi i relativi angoli di Eulero mediante le equazioni 3.17, 3.18 e 3.19. Prendendo come riferimento gli angoli di Eulero calcolati dai dati misurati del sistema optoelettronico è possibile ricavare il *Root Mean Square Error* (RMSE) di ogni sistema preso in esame. Come si può vedere dalla Tabella 5.1, l'algoritmo di data fusion sviluppato presenta maggiore errore nella stima dell'angolo di yaw.

Tabella 5.1: Performance dell'AHRS sviluppato

Data Fusion Algorithm	RMSE Yaw	RMSE Pitch	RMSE Roll
AHRS sviluppato	3.91°	3.32°	3.78°
AHRS commerciale	9.26°	3.91°	3.27°

Dai risultati ottenuti è possibile constatare che l'algoritmo sviluppato presenta un'accurata stima dell'orientazione del sensore che può essere adoperata in diverse applicazioni che fanno uso di sistemi indossabili.

5.2 Stima dell'altitudine di un corpo rigido

Informazioni circa l'altitudine di un corpo rigido sono utilizzate in varie applicazioni come ad esempio nei sistemi di monitoraggio dell'attività umana [7], nei sistemi di rilevazione cadute, in applicazioni per smartphone ed altri. Come visto in precedenza, il sensore barometrico MEMS permette di calcolare il segnale di altitudine del corpo rigido sul quale è applicato, a partire da misurazioni della pressione atmosferica e temperatura. Tali misurazioni sono influenzate dal rumore che provoca ampie e rapide fluttuazioni del segnale di altitudine rendendo lo stesso inutilizzabile nelle applicazioni sopra citate. Al fine di ottenere una stima più accurata dell'altitudine, i segnali barometrici vengono fusi con informazioni di altitudine provenienti dal GPS [8] o segnali di accelerazione utilizzando filtri di Kalman [9]. Il problema principale nell'utilizzo del filtro di Kalman consiste nel grande carico computazionale che esso richiede soprattutto quando viene implementato in sistemi embedded real-time. Dall'altro lato invece risulta impossibile utilizzare il segnale GPS in applicazioni indoor.

In questa tesi, è stato sviluppato un algoritmo a basso carico computazionale che fonde il segnale di altitudine calcolato mediante il sensore barometrico con la misura di spostamento verticale calcolata a partire dalle misure di accelerazione e orientazione del sensore. Inizialmente vedremo come viene ottenuto il segnale spostamento verticale mediante misure di accelerazione e orientazione del sensore. Successivamente verrà descritto l'utilizzo di un filtro complementare per la fusione delle due misure [10].

5.2.1 La piattaforma sensoriale

Al fine di testare il filtro complementare per la stima dell'altitudine, è stato utilizzato il sensore barometrico MS5611-01BA in combinazione al MARG sensor descritto nel paragrafo 5.1.1. Il barometro MS5611-01BA è prodotto da MEAS Switzerland e si interfaccia con il micro tramite SPI e I2C. Questo sensore di pressione barometrica è ottimizzato per altimetri e variometri. Le principali caratteristiche funzionali del barometro sono di seguito riportate:

- Risoluzione, 15cm;
- Low power, 1 μA (standby < 0.15 μA);
- Sensore di pressione digitale integrato (24 bit $\Delta\Sigma$ ADC);
- Interfacce di comunicazione I²C and SPI fino a 20 MHz;
- Nessun componente esterno necessario.

5.2.2 Accelerazione dinamica verticale

Come visto in precedenza, il quaternion ${}^S\hat{\mathbf{q}}$ descrive la rotazione che sovrappone il sistema Earth al sistema Sensor. Esso permette di ottenere una stima del vettore di accelerazione nel sistema di riferimento Earth $E_{\hat{\mathbf{a}}}$ a partire dal vettore di accelerazione misurato nel frame Sensor $S_{\hat{\mathbf{a}}}$ come descritto dalla seguente equazione:

$$E_{\hat{\mathbf{a}}_n} = {}^S\hat{\mathbf{q}}_{est,n-1} \otimes S_{\hat{\mathbf{a}}_n} \otimes {}^S\hat{\mathbf{q}}_{est,n-1}^* = {}^S\hat{\mathbf{q}}_{est,n-1}^* \otimes S_{\hat{\mathbf{a}}_n} \otimes {}^S\hat{\mathbf{q}}_{est,n-1} \quad (5.13)$$

dove n rappresenta lo step dell'algoritmo. Quando il sensore è in movimento con velocità non costante, l'accelerazione E_a è composta da una componente di accelerazione statica (gravità) e da una dinamica (movimenti) accelerazioni quando il sistema è muove con velocità non costante. Perciò:

$$E_{\hat{a}} = E_{\hat{a}} + E_{\hat{g}} \quad (5.14)$$

dove $E_{\hat{a}}$ è il vettore di accelerazione nel sistema Earth, $E_{\hat{g}}$ e $E_{\hat{a}}$ rappresentano i vettori delle accelerazioni statiche e dinamiche espresse sempre nel frame Earth. Al fine di calcolare lo spostamento verticale siamo interessati al solo vettore di accelerazione dinamica e nello specifico della sua componente lungo l'asse z , E_{d_z} , che descrive l'accelerazione dinamica perpendicolare alla superficie terrestre. A partire da E_{d_z} è possibile, tramite doppia integrazione, ottenere la misura di spostamento verticale effettuato dal sensore. Tale misura verrà quindi utilizzata in combinazione con la misura di altitudine barometrica H_{baro} facendo uso di un filtro complementare, come mostrato in Fig. 5.4.

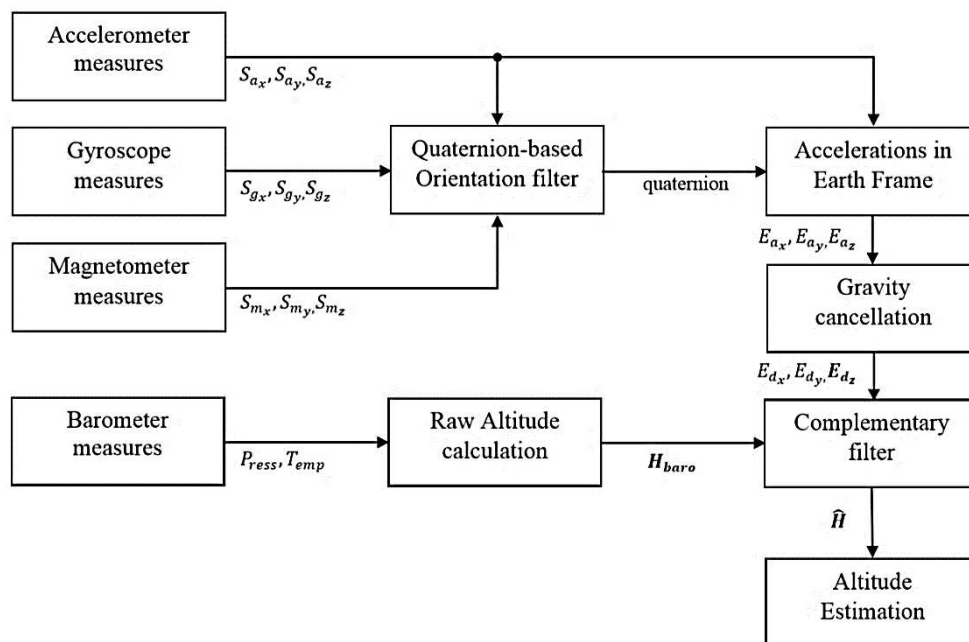


Figura 5.4: Schematizzazione dell'algoritmo di sensor data fusion sviluppato nella stima dell'altitudine

5.2.3 Sviluppo del filtro complementare

Il termine "*filtro complementare*" viene usato in letteratura per riferirsi a qualsiasi algoritmo digitale che serve a "fondere" dati simili o ridondanti da sensori diversi per ottenere una stima affidabile di una singola variabile di stato [11].

In un tipico sistema a due ingressi, un ingresso fornirà informazioni con rumore ad alta frequenza, ed è quindi filtrato passa-basso. L'altro ingresso fornisce informazioni con rumore a

bassa frequenza, ed è filtrato passa-alto. Se i filtri passa-basso e passa-alto sono matematiche complementi, allora l'uscita del filtro è la completa ricostruzione della variabile da rilevare, meno il rumore associato con i sensori.

Un filtro complementare di base è illustrato in Fig. 5.5, dove x_1 e x_2 sono misurazioni di uno stesso segnale z aventi diversi tipi di rumore, e \hat{z} è la stima di z prodotta dal filtro stesso. Si assuma che il rumore della misura x_1 , n_1 sia principalmente ad alta frequenza, e il rumore della misura x_2 , n_2 sia per lo più a bassa frequenza. Allora la funzione $G_2(s)$ può essere costruita come un filtro passa-basso per filtrare il rumore ad alta frequenza in x_2 . Se $G_2(s)$ è passa-basso allora $G_1(s) = [1 - G_2(s)]$ è il complemento, cioè un filtro passa-alto che filtra il rumore a bassa frequenza in x_1 .

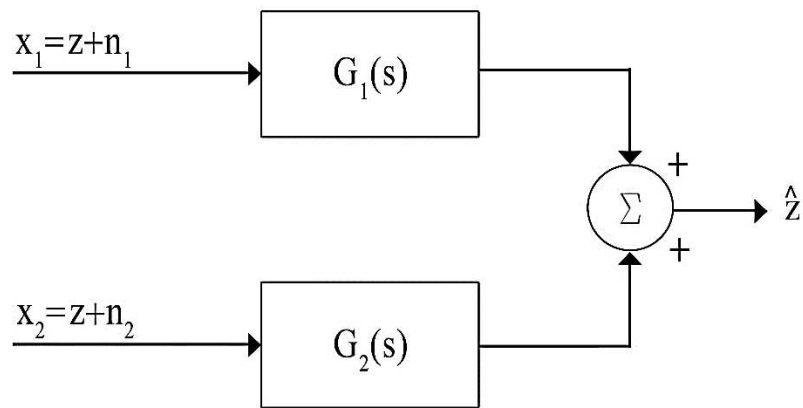


Figura 5.5: Schema di un filtro complementare di base

L'uscita del filtro $\hat{Z}(s)$ è data da:

$$\hat{Z}(s) = G_1(s)x_1(s) + G_2(s)x_2(s) = Z(s) + G_1(s)n_1(s) + G_2(s)n_2(s) \quad (5.15)$$

In pratica il segnale di uscita $Z(s)$ non è distorto mentre i due rumori $n_1(s)$ e $n_2(s)$ vengono filtrati in base alle caratteristiche dei filtri.

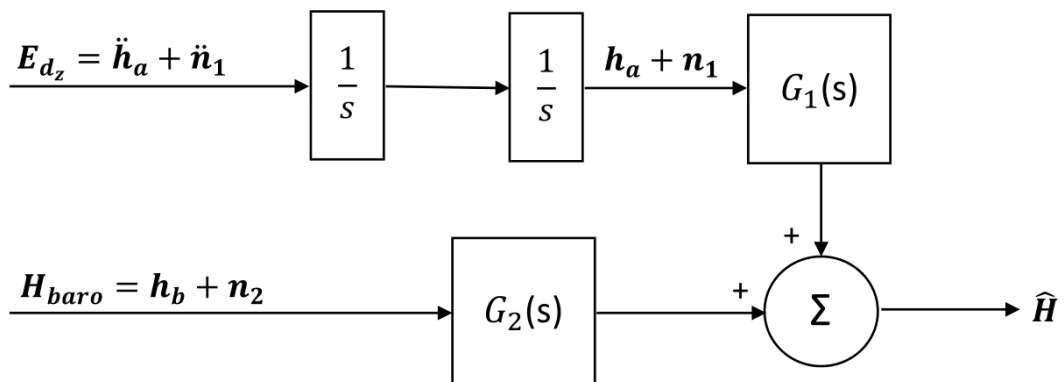


Figura 5.6: Rappresentazione del filtro complementare utilizzato per la stima dell'altitudine

Nello specifico caso di interesse, lo schema del filtro è mostrato in Fig. 5.6 dove l'uscita del filtro complementare è rappresentata dal segnale di altitudine stimato $\hat{H}(s)$ e i due ingressi rumorosi sono a componente verticale dell'accelerazione dinamica nel frame Earth, $E_{dz} = \ddot{h}_a(s) + \dot{n}_1(s)$, e la misura di altitudine barometrica $H_{baro} = h_b(s) + n_2(s)$ ottenuta dall'equazione 4.21.

Lo spostamento verticale h_a ottenuto mediante doppia integrazione di E_{dz} è caratterizzato dal rumore n_1 che è predominantemente a bassa frequenza. Al contrario H_{baro} è caratterizzato da un rumore ad alta frequenza, n_2 . Di conseguenza le due funzioni di trasferimento del filtro complementare saranno:

$$G_1(s) = \frac{s^2}{s^2 + as + b} \quad (5.16)$$

$$G_2(s) = \frac{as + b}{s^2 + as + b} \quad (5.17)$$

Il segnale di altitudine stimata sarà dunque pari a:

$$\begin{aligned} \hat{H}(s) &= \frac{1}{s^2} G_1(s) E_{dz}(s) + G_2(s) H_{baro}(s) = \\ &= \frac{1}{s^2} G_1(s) (\ddot{h}_a(s) + \dot{n}_1(s)) + G_2(s) (h_b(s) + n_2(s)) = \\ &= G_1(s) (\ddot{h}_a(s) + \dot{n}_1(s)) + G_2(s) (h_b(s) + n_2(s)) = \\ &= h(s) + \frac{s^2}{s^2 + as + b} n_1(s) + \frac{as + b}{s^2 + as + b} n_2(s) \end{aligned} \quad (5.18)$$

dove le costanti a e b sono scelte in base alle caratteristiche del rumore associato ai due segnali in ingresso del filtro complementare.

5.2.4 Performance del filtro complementare sviluppato

Al fine di valutare l'accuratezza dell'algoritmo di data fusion sviluppato per la stima dell'altitudine del sensore, sono state effettuate due tipologie di test, T1 e T2. Nel primo test (T1) il dispositivo viene posto su un piano di legno come in Fig. 5.3 in modo tale da poterlo muovere liberamente. Nello specifico, partendo da una altitudine di riposo, il piano di legno viene portato in alto di 0.3m e dopo qualche secondo di tempo, riportato alla sua altitudine di partenza. Tale prova serve per valutare la risposta del filtro sulle piccole variazioni verticali effettuate dal sensore. Nel secondo test il dispositivo viene fatto indossare all'altezza della vita da più soggetti [10]. Anche in questo caso, partendo da una altitudine di riposo, a ciascun soggetto viene chiesto di

compiere, a velocità confortevole, due rampe di scale prima in salita e poi in discesa fino a tornare all'altitudine di partenza. Ciascuna rampa ha un'altezza pari a 4 metri.

In Fig. 5.8 è mostrato un tipico segnale dell'altitudine barometrica H_{baro} (in grigio) sovrapposto a quello in uscita dal filtro complementare (in nero) riferito ad uno dei test di tipo T1. La Fig. 5.7 invece mostra un tipico andamento degli stessi due segnali nel tipico caso di esecuzione dei test T2, dove in alto è mostrato l'andamento dei segnali nell'intera prova mentre in basso vi è un ingrandimento degli stessi in un limitato intervallo di tempo.

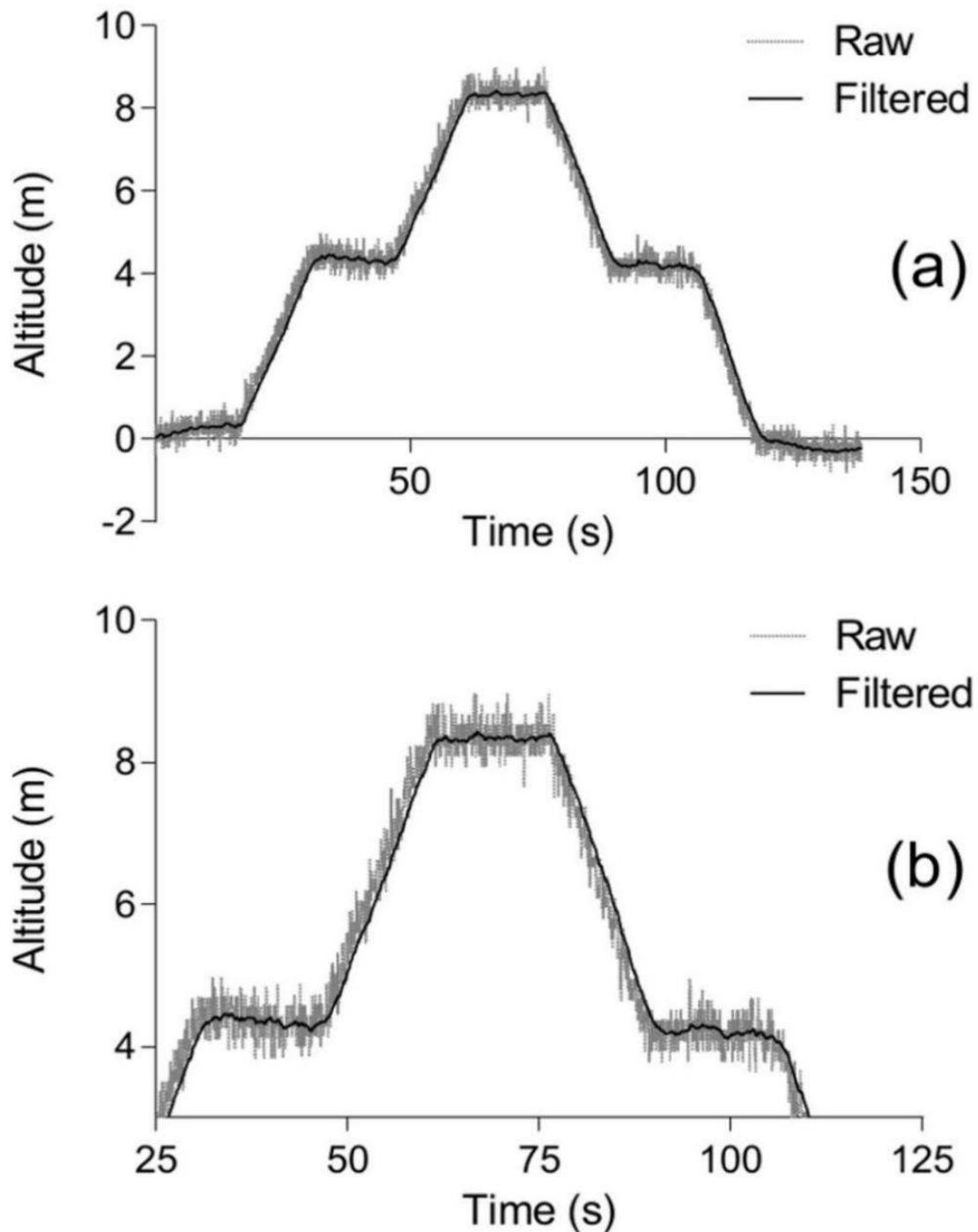


Figura 5.8: Esempio di andamento dei segnali di altitudine barometrica (in grigio) e altitudine stimata tramite filtro complementare (in nero) in un tipico test T2 (a) e suo ingrandimento (b)

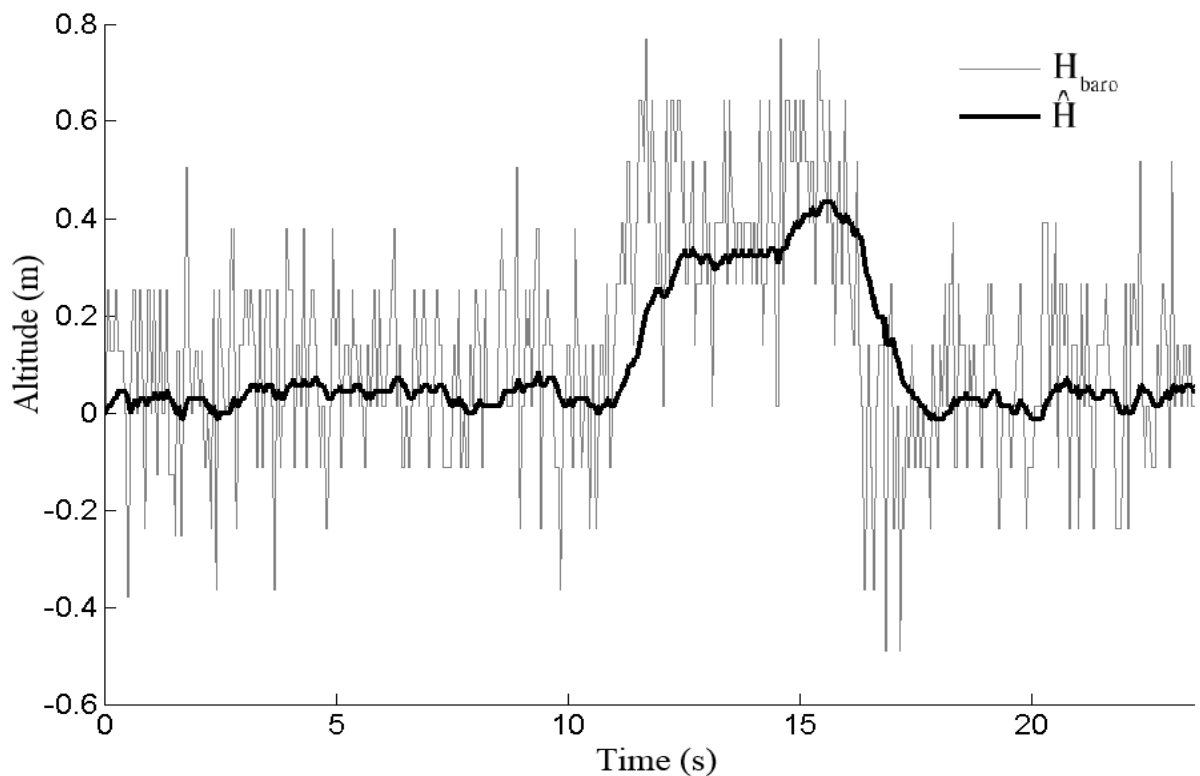


Figura 5.7: Esempio di andamento dei segnali di altitudine barometrica (in grigio) e altitudine stimata tramite filtro complementare (in nero) in un tipico test T1

Per ciascuna prova sono stati confrontati i valori della deviazione standard (DS) del segnale di altitudine barometrico con quello in uscita dal filtro complementare. I risultati hanno mostrato come si passi da valori di DS pari a circa 15 cm nel caso del segnale barometrico a valori di DS pari a circa 5 cm per quelli filtrati. Tale accuratezza è ottenibile grazie all'ottimizzazione delle costanti a e b del filtro complementare che sono state impostate rispettivamente pari a 1 e 0.55.

Dai risultati ottenuti si può constatare che il filtro implementato garantisce un'accurata stima real-time dell'altitudine del sensore che risulta essere di notevole utilità per lo sviluppo di sistemi a basso costo come quelli indossabili per la rilevazione delle cadute, il monitoraggio delle attività motorie e il motion tracking.

Capitolo 6

Sviluppo di applicazioni per l'AAL e la riabilitazione motoria

Gli algoritmi di sensor data fusion sviluppati e descritti nel capitolo precedente hanno permesso di ottenere un'accurata stima circa l'orientazione e l'altitudine di un corpo rigido a partire dalle misure provenienti da un accelerometro, un giroscopio, un magnetometro ed un barometro. Tali algoritmi rappresentano la base sulla quale poter sviluppare applicazioni low cost in ambito AAL e riabilitativo. In questo capitolo verranno descritte tre diversi campi applicativi che fanno uso di tali sensori e algoritmi. Il primo riguarda un sistema per la rilevazione delle cadute in soggetti anziani, la seconda riguarda l'analisi della deambulazione in pazienti affetti da sclerosi multipla e l'ultima l'analisi del gesto tecnico nella pratica del Nordic Walking.

6.1 Sistema di rilevazione delle cadute

Attualmente sul mercato sono disponibili svariate soluzioni tecnologiche per la rilevazione automatica delle cadute che prevedono l'utilizzo di sensori esterni o indossabili [12]. I primi sono posti nell'ambiente circostante il soggetto da monitorare. Tali soluzioni hanno il grande svantaggio di avere un range di funzionamento ridotto. I secondi, grazie alla miniaturizzazione della sensoristica, possono essere indossati dal soggetto e per tale motivo superano i limiti dei primi.

6.1.1 Le cadute negli anziani

La caduta rappresenta una dei più importanti problemi di salute pubblica [13]. Ogni anno, il 35% degli over-65 prova l'esperienza della caduta, uno o più volte. Circa il 45% delle persone di età superiore agli 80 anni che vivono nella comunità cade ogni anno. Tra il 10 e il 25% di queste persone subisce un grave infortunio in conseguenza della caduta [14]. Tutto ciò ha implicazioni rilevanti in termini di autonomia, qualità della vita e anche di costi per il servizio sanitario. Gli studi epidemiologici hanno identificato numerosi fattori di rischio per le cadute sono:

- Ipostenia
- Turbe dell'equilibrio
- Alterazioni della marcia
- Deficit visivi
- Limitazione motoria
- Deficit cognitivo
- Comportamento dello status funzionale
- Ipotensione ortostatica

La frattura all'anca è la lesione più comune legata alle cadute nelle persone anziane e i tassi di mortalità continuano ad aumentare. Ogni anno circa il 10% degli adulti con più di 65 anni sono

trattati da un medico per un infortunio e circa 100.000 anziani nei Paesi dell'UE muoiono a causa di lesioni provocate dalle cadute. Se dopo esser caduto l'anziano non è in grado di rialzarsi e/o di chiedere aiuto, può andare incontro a ipotermia, disidratazione e complicanze broncopolmonari. Esiste una correlazione diretta tra il tempo trascorso a terra dall'anziano prima di essere soccorso e il rischio di morte o di mancato recupero della piena indipendenza funzionale [15]. Per tale motivo una rapida rilevazione della caduta può scongiurare serie conseguenze.

6.1.2 Stato dell'arte sui sistemi per la rilevazione delle cadute

Un sistema per la rilevazione della caduta non può essere valutato da una singola simulazione, ma bisogna ricorrere ad un'analisi statistica su una serie di prove. Proprio per questo motivo ad ogni soggetto viene fatto ripetere più volte ogni scenario così da avere un numero abbastanza grande di prove su cui poter valutare l'efficienza. Per ogni simulazione di uno scenario si possono verificare le quattro diverse situazioni:

- Vero positivo (VP): il soggetto cade e il sistema lo rileva;
- Falso positivo (FP): il sistema rileva la caduta che in realtà non è avvenuta;
- Vero negativo (VN): il soggetto simula degli atti motori di vita quotidiana oppure una caduta con ripresa e il sistema non rileva nulla;
- Falso negativo (FN): il soggetto cade e il sistema non lo rileva.

Dalle situazioni precedentemente elencate, in un protocollo di validazione con un numero statisticamente significativo di prove, è possibile ricavare la *sensitività*, la *specificità* e l'*accuratezza* di un algoritmo. La *sensitività* è la capacità di un algoritmo di rilevare la caduta e viene calcolata mediante la seguente formula:

$$sensitività = \frac{VP}{VP + FN} \quad (6.1)$$

La *specificità* è la capacità di un algoritmo di non scambiare un qualsiasi evento per una caduta e viene calcolata mediante la seguente formula:

$$specificità = \frac{VN}{VN + FP} \quad (6.2)$$

L'*accuratezza* invece viene calcolata come segue:

$$accuratezza = \frac{VN + VP}{(VN + VP + FN + FP)} \quad (6.3)$$

Il sistema ideale per la rilevazione della caduta deva avere una *Sensitività* e una *Specificità* pari al 100%. Gli algoritmi implementati in tali sistemi, per essere ritenuti validi, devono quindi avere la massima *Sensitività* e *Specificità*.

Negli ultimi anni molti studi si sono concentrati sullo sviluppo di sistemi per la rilevazione delle cadute che facessero uso di informazioni provenienti da uno o una molteplicità di sensori posti a

bordo di dispositivi indossabili. Ad esempio Kangas [16] ha proposto tre diversi algoritmi di rilevazione delle cadute utilizzando i soli dati provenienti da un accelerometro triassiale posto rispettivamente sulla vita, testa e polso del soggetto. Egli ha suddiviso in più fasi l'intero evento caduta rilevando ciascuna fase attraverso l'utilizzo di specifiche soglie impostate sui valori di accelerazione e/o orientazione ottenute tramite l'accelerometro. Il primo algoritmo si basa sulla rilevazione della fase di impatto (*Impact*) e cambio di orientazione (*Posture*). Nella fase Impact il soggetto impatta il terreno e l'accelerazione raggiunge un picco elevato. Nella fase Posture, successiva a quella di Impact, il soggetto generalmente si troverà a terra in una posizione diversa a quella prima della fase di impatto. Il secondo algoritmo oltre che sull'impatto e sul cambio di orientazione si basa anche sulla rilevazione della fase *Start*, precedente a quella di impatto, in cui il soggetto perde contatto con il terreno e inizia la discesa a terra sperimentando l'assenza di gravità. Durante questa fase l'accelerazione tende a 0 g. Il terzo e ultimo algoritmo oltre che alla rilevazione della fase Impact e Posture richiede che la velocità prima dell'impatto sia sotto una soglia di 0.7 ms^{-1} . Ciascuno dei tre algoritmi è stato testato da soggetti volontari che eseguivano uno specifico protocollo sperimentale che includeva varie tipologie di caduta e azioni di vita quotidiana come ad esempio camminare, sedersi, sdraiarsi ed altre. Dai risultati ottenuti il terzo algoritmo, quando il soggetto indossava il dispositivo sulla vita, ha ottenuto le migliori prestazioni in termini di sensibilità e specificità.

Come Kangas, altri autori [17] [18] hanno proposto algoritmi di rilevazione delle cadute che facessero uso di dati provenienti da accelerometri o IMU. Il principale punto debole di tutti questi lavori consiste nel fatto che i protocolli sperimentali utilizzati per validare ciascun algoritmo prendevano in considerazione solamente cadute nelle quali il tronco del soggetto rimaneva in posizione orizzontale dopo una caduta a terra. Tali cadute quindi vengono rilevate attraverso la valutazione di un picco di accelerazione seguito da un cambio di orientazione del soggetto. Nella realtà esistono tipologie di cadute, come ad esempio le sincopi e le cadute all'indietro rimanendo seduti, in cui il tronco del soggetto rimane pressoché in posizione verticale. La sincope infatti è una tipologia di caduta nella quale il soggetto perde conoscenza scivolando a terra con la schiena appoggiata ad una parete. Tale evento è considerato una caduta visto che può causare fratture e lacerazioni [19].

Noury [20] ha proposto un protocollo sperimentale per la valutazione nei sistemi di fall detection che, a partire da quelli utilizzati nei precedenti lavori [16] [17] [18], prevedeva anche la caduta quali la sincope e la quelle all'indietro rimanendo seduti. Tale protocollo è mostrato in Fig. 6.1.

L'introduzione di tali eventi riducevano drasticamente le prestazioni in termini di sensibilità, specificità e accuratezza degli algoritmi sopra menzionati [21]. Tali algoritmi infatti, a causa del fatto che utilizzavano solo un accelerometro per rilevare le cadute, non erano in grado di rilevare quelle nelle quali il tronco del soggetto rimaneva in posizione quasi verticale.

Per tale motivo autori come Bianchi [22] e Chen [23] hanno introdotto l'utilizzo di un ulteriore sensore, quello barometrico, per valutare le variazioni di altitudine che avvengono durante una qualsiasi caduta a terra. Ovviamente tale variazione dipende dalla posizione corporea nella quale è indossato il dispositivo (se indossato alla caviglia il barometro è pressoché inutile). Entrambi Bianchi e Chen hanno sviluppato algoritmi di fall detection facendo uso di informazioni provenienti oltre che dal barometro anche da un accelerometro triassiale che veniva utilizzato anche per la stima dell'orientazione del dispositivo. I soggetti indossavano il dispositivo all'altezza

della vita che risulta essere il segmento corporeo migliore per la rilevazione delle cadute. Ciascun autore ha quindi testato le prestazioni del proprio algoritmo facendo eseguire a diversi soggetti volontari protocolli sperimentali che prevedevano molti più scenari rispetto a quello proposto di Nuory ma comunque diversi tra loro. Nello specifico, Bianchi ha suddiviso l'intero protocollo in tre sotto-test: A, B e C. Il Test A include scenari indoor di ADL e cadute, il Test B scenari di cadute outdoor, il test C scenari indoor e outdoor di ADL differenti da quelle del test A. Il miglior algoritmo proposto da Bianchi ha raggiunto il 96.9% di sensitività e il 97.5% di specificità per il Test A, il 90% di accuratezza e l'86.7% di sensitività per il Test B e alcun falso positivo per il Test C. Il protocollo sperimentale utilizzato da Chen invece non considerava alcuni scenari previsti da Bianchi ed il suo algoritmo ha ottenuto un'accuratezza del 97.5%, una sensitività del 95.71% e una specificità del 97.78%. In Fig. 6.5 vengono elencati tutti gli eventi di caduta e ADL previste nei protocolli di Chen e Bianchi.

Categoria	Attività	Risultato
Caduta indietro	Finendo seduto	Positivo
	Ruotando sul fianco sinistro	Positivo
	Finendo sdraiato	Positivo
	Finendo sdraiato con recupero	Negativo
Caduta avanti	Sulle ginocchia poi sdraiato	Positivo
	Ruotando sul fianco sinistro	Positivo
	Finendo sdraiato	Positivo
	Finendo sdraiato con recupero	Negativo
Caduta laterale sinistra	Finendo sdraiato	Positivo
	Finendo sdraiato con recupero	Negativo
Caduta laterale destra	Finendo sdraiato	Positivo
	Finendo sdraiato con recupero	Negativo
Sincope	Scivolare sul muro finendo seduto	Positivo
ADL	Sdraiarsi sul letto poi alzarsi	Negativo
	Camminare per qualche metro	Negativo
	Sedersi su una seggiola	Negativo
	Salire due gradini	Negativo
	Abbassarsi a raccogliere qualcosa	Negativo

Figura 6.1: Protocollo sperimentale proposto da Nuory per la valutazione di un sistema di rilevazione delle cadute

6.1.3 Il sistema di fall detection proposto

Al fine di migliorare le prestazioni di tali sistemi, in questa tesi, è stato sviluppato un algoritmo per la rilevazione delle cadute a partire dai dati provenienti da un accelerometro triassiale, un giroscopio triassiale, un magnetometro triassiale e un barometro sfruttando gli algoritmi di sensor data fusion per la stima dell'orientazione e dell'altitudine descritti nel Capitolo 5. L'algoritmo sviluppato è stato successivamente confrontato con quelli proposti da Chen e Bianchi eseguendo i protocolli sperimentali da loro proposti. Il dispositivo utilizzato è principalmente composto da:

- MCU (ATmega328P)

- MARG sensor (MPU-6050, HMC5883L)
- Barometro (MS5611-01BA)
- Interfaccia radio Bluetooth (HC-05) per l'invio dell'allarme ad un dispositivo master che può essere un pc, uno smartphone o tablet
- Sistema per la memorizzare la gran quantità di dati rilevati dai sensori quando non si ha la possibilità di interfacciare il dispositivo ad un computer.

Lo schema del dispositivo è mostrato in Fig. 6.2.

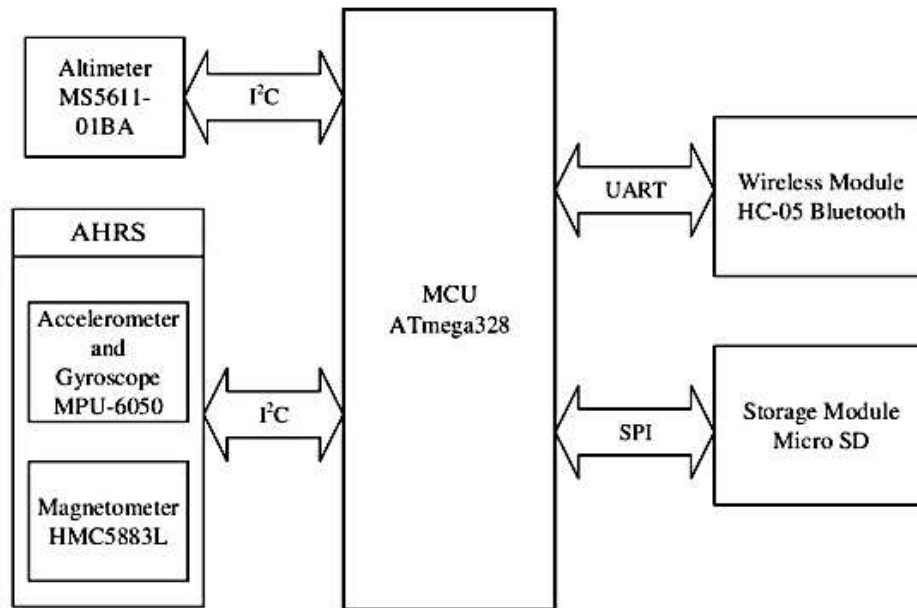


Figura 6.2 Schema a blocchi del dispositivo utilizzato per lo sviluppo dell'algoritmo di rilevazione caduta proposto

Il diagramma di flusso dell'algoritmo proposto è illustrato in Fig. 6.4. Sulla base di studi precedenti [16], [17], [21], l'algoritmo utilizza specifici valori di soglia per la rilevazione delle seguenti fasi che caratterizzano la caduta:

1. *Impact*: dopo la perdita di contatto con il terreno, inizia la caduta verso il suolo dovuta all'attrazione della forza di gravità. L'impatto causa sempre un picco di accelerazione.
2. *Aftermath*: l'immobilizzazione, o quasi, al suolo è associato a bassi valori di accelerazione per un breve periodo di tempo.
3. *Posture*: postura finale valutata tramite la stima degli angoli di pitch e roll, dipendente dall'orientazione del tronco del soggetto dopo la caduta.

Ovviamente, come già detto, ad ogni caduta è associata una variazione di altitudine del dispositivo in relazione al segmento corporeo sul quale esso è posizionato. Nel caso specifico, l'algoritmo è stato testato posizionando il dispositivo all'altezza della vita dei soggetti (Fig. 6.3).

L'algoritmo rileva un possibile impatto a terra se il segnale dell'accelerazione dinamica verticale E_{dz} supera la soglia At_1 settata a 1.5g. Nell'istante in cui ciò avviene, l'algoritmo valuta la variazione di altitudine ΔH nell'arco di tempo Tt_{AV} pari a 2.5 secondi, come segue:

$$\Delta H = \hat{H}^b - \hat{H}^a \quad (6.4)$$

dove \hat{H}^b e \hat{H}^a rappresentano i valori di altitudine stimati 1 secondo prima e 1.5 secondi dopo il picco di accelerazione. Parallelamente, se all'interno di un tempo $Tt_A = 1s$ dopo l'impatto a terra, il valore di E_{d_z} scende al di sotto di una soglia At_A impostata a 0.35g, allora viene verificata anche la fase di Aftermath. Il successivo controllo dell'algoritmo riguarda l'orientazione del dispositivo dopo la verifica delle precedenti due fasi. Infatti se entro un tempo Tt_P pari a 1 secondo, gli angoli di pitch o roll superano la soglia Ot_P impostata a 50° , allora viene verificata anche la terza fase. In tal caso il corpo del soggetto ha modificato la sua orientazione rispetto a quella che aveva prima della caduta. A questo punto, al fine di indicare automaticamente se l'assistenza è o meno necessaria, il sistema controlla se entro 30 secondi di tempo l'orientazione del soggetto scende al di sotto della soglia $Ot_{GU} = 40^\circ$ che indica che il soggetto è riuscito a rialzarsi da solo.

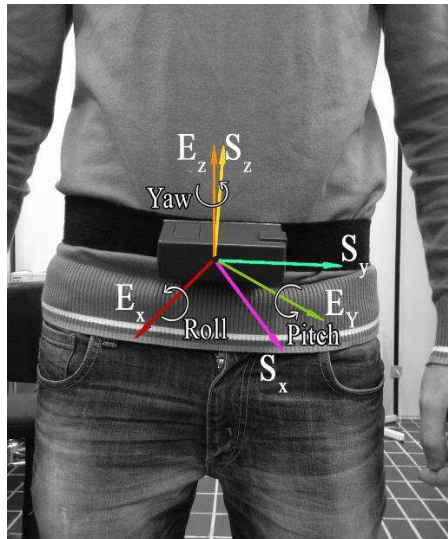


Figura 6.3: Posizionamento del dispositivo

Se la fase Posture non viene rilevata dal sistema, è possibile che il dispositivo dopo la caduta non abbia subito una variazione abbastanza rilevante nella sua orientazione. In questo caso l'algoritmo verifica se il valore di ΔH calcolato, supera la soglia At_{FA} impostata a 0.52m. Se ciò avviene allora l'algoritmo valuta la variazione di altitudine all'interno dei successivi 30 secondi di tempo, mediante il calcolo di $\Delta H'$ come segue:

$$\Delta H' = \hat{H}^c - \hat{H}^a \quad (6.5)$$

dove \hat{H}^c rappresenta l'altitudine corrente stimata 1.5 secondi dopo l'impatto a terra del soggetto. Se $\Delta H'$ supera la soglia At_{GU} impostata a 0.46m e contemporaneamente i valori di pitch e roll sono al di sotto di Ot_{GU} , allora il soggetto è considerato di nuovo in piedi. In caso contrario verrà generato un allarme.

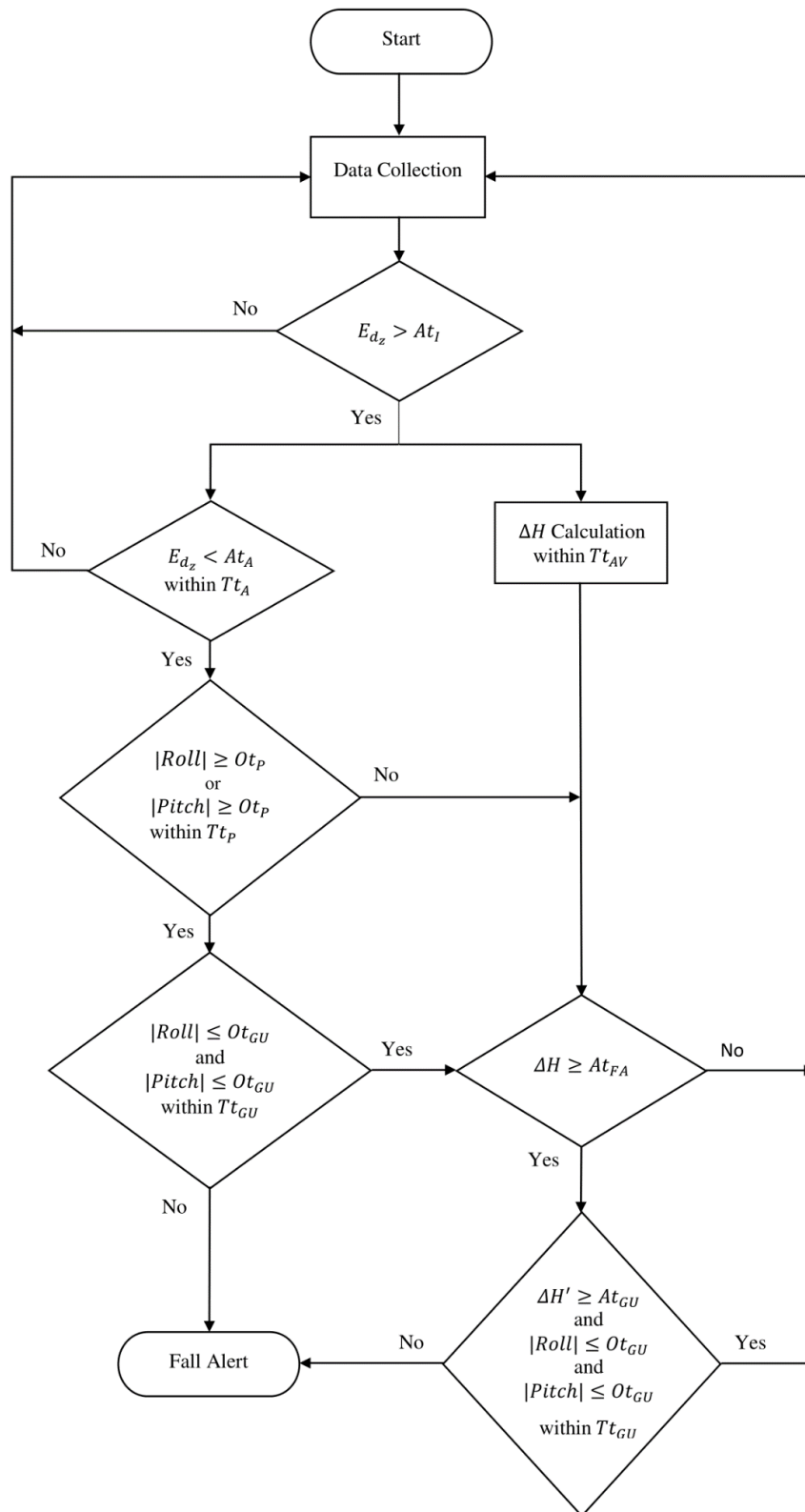


Figura 6.4: Flow chart del algoritmo di fall detection proposto

Le soglie impostate sugli angoli, accelerazioni e altitudini, sono state scelti dopo aver osservato i risultati di diverse prove sperimentali. Affinché venga generato l'apposito allarme tutte le

condizioni elencate precedentemente devono verificarsi con l'ordine e negli intervalli di tempo ammissibili, altrimenti l'algoritmo non rileverà la caduta.

In Fig. 6.5 sono riportati gli andamenti dei segnali di accelerazione dinamica verticale E_{d_z} , angoli di pitch e roll e altitudine stimata durante una tipica caduta all'indietro rimanendo seduti. Dalla figura è possibile notare la suddivisione dell'intera caduta nelle diverse fasi sopra descritte.

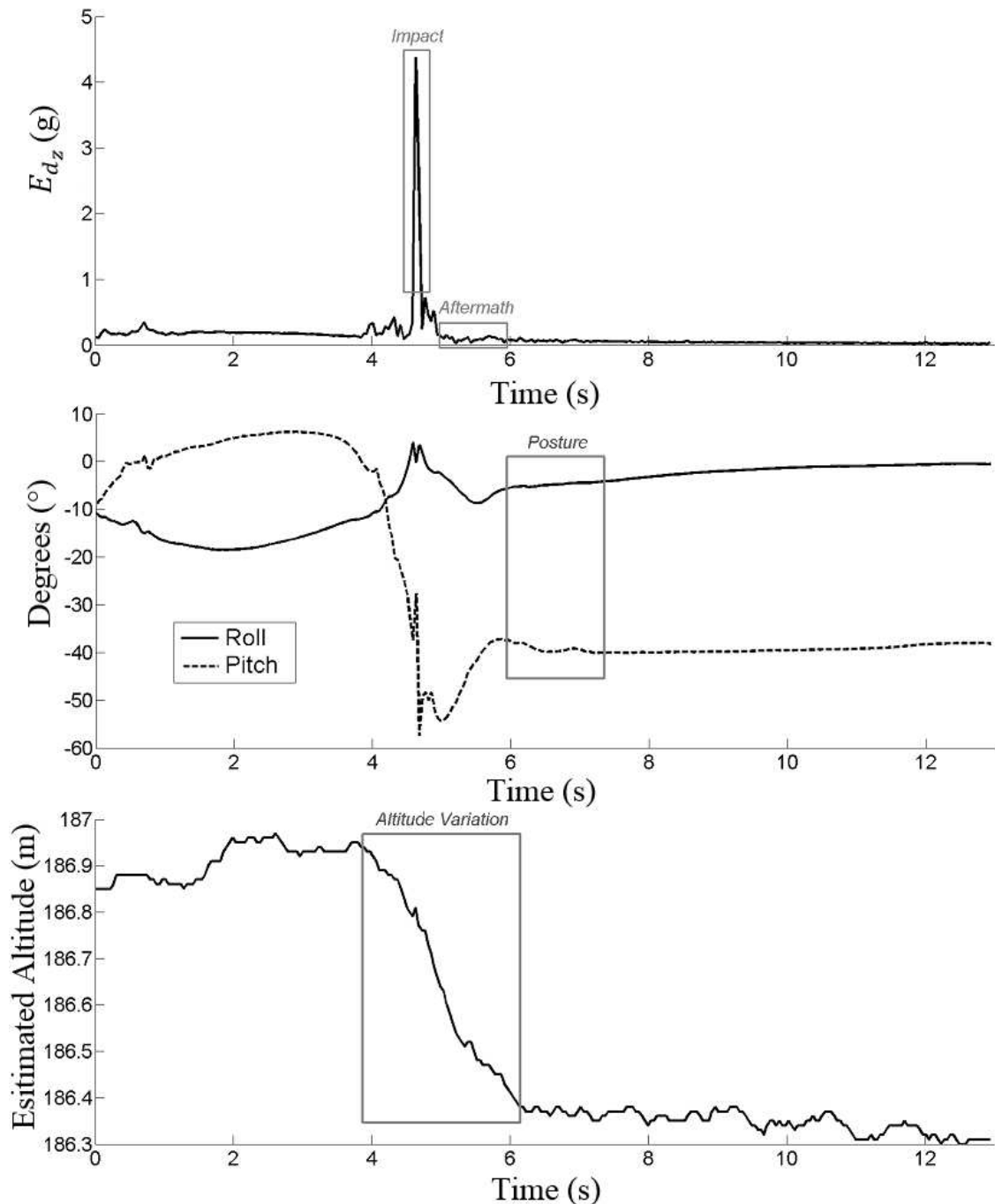


Figura 6.5: Andamento dei segnali di accelerazione dinamica verticale, angoli di pitch e roll e altitudine stimata durante una tipica caduta all'indietro rimanendo seduti

6.1.4 Validazione del sistema

Al fine di validare il sistema, l'algoritmo proposto è stato confrontato con gli algoritmi sviluppati da Bianchi e Chen eseguendo gli stessi loro protocolli sperimentali descritti in Fig. 6.6 dove i simboli I e O indicano se l'evento è di tipo indoor o outdoor.

Event		Protocol		
Category	Type	Outcome	Chen	Bianchi
Backward fall	Ending up sitting	Positive	I	
	Ending in lateral position	Positive	I	
	Ending up lying	Positive	I	I/O
	Ending up lying with recovery	Negative	I	
Forward fall	On the knees then ending lying	Positive	I	
	Ending in lateral position	Positive	I	
	Ending up lying	Positive	I	I/O
	Ending active lying	Positive		I/O
	With attempt to break the fall	Positive		I/O
	Protecting with arm, ending lying	Positive	I	
	Ending up lying with recovery	Negative		I/O
	Ending up lying with recovery and walking	Negative		I/O
Lateral left fall	Ending lateral	Positive	I	
	Ending up lying	Positive	I	I/O
	Ending up lying with recovery	Negative	I	
Lateral right fall	Ending lateral	Positive	I	
	Ending up lying	Positive	I	
	Ending up lying with recovery	Negative	I	
Syncope	Slipping against a wall ending up sitting	Positive	I	I/O
ADL	Lying on a bed then standing	Negative	I	I
	Standing after picking something	Negative		I
	Sitting on a chair then stand up	Negative	I/O	I
	Walking on the stairs	Negative	I/O	I
	Walking	Negative	I/O	I
	Running	Negative	I/O	I/O
	Bend down and doing own laces	Negative	I/O	I
	Jumping	Negative	I/O	I
	Squatting then standing up	Negative	I/O	
	Coughing or sneezing	Negative	I/O	
	Taking the lift	Negative	I	I
	Coolapse into a chair	Negative		I
	Opening and closing the door in a room	Negative		I
	Wearing the device after dropping it on the floor	Negative		I
	Wearing the device after going to the toilet	Negative		I
	Dropping the device after going to the toilet	Negative		I
	Walking down four big steps	Negative		O
	Walking up and down a slope	Negative		O
	Driving, parking and leaving the car	Negative		O
	Dropping the device on the car's seat	Negative		O
	Dropping the device on the floor	Negative		O
	Getting into the car	Negative		O
	Wearing the device on the car's seat	Negative		O

Figura 6.6: Protocolli sperimentali di Bianchi e Chen utilizzati per la validazione dell'algoritmo proposto e per il confronto

Le simulazioni delle cadute sono state effettuate su un materasso (vedi Fig. 6.7) in modo da attutire l'impatto al suolo e non recare danni ai soggetti volontari che si sono sottoposti alle prove. Il test di validazione è stato effettuato da soggetti di età compresa tra i 22 e i 29 anni visto che non era ragionevole chiedere a degli anziani di simulare le cadute previste dal protocollo. Dopo aver mostrato loro un video nel quale sono illustrate le diverse simulazioni da effettuare, ad ogni

soggetto è stata posizionato all'altezza della vita il dispositivo e poi è stato invitato a svolgere le varie prove previste nei protocolli di validazione.



Figura 6.7: Esempio di svolgimento di una prova di caduta sopra un materasso

6.1.5 Prestazioni del sistema

In tabella 6.1 sono riportati i risultati ottenuti, in termini di accuratezza, sensibilità e specificità dell'algoritmo proposto in questa tesi, confrontandoli con gli algoritmi sviluppati da Bianchi e Chen secondo i loro protocolli sperimentali.

Tabella 6.1: Performance dell'algoritmo proposto e confronto con quelli sviluppati da Chen e Bianchi

Experimental Protocol	Algorithm	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Accuracy (%)
Chen Test	Proposed	100	98.89	99.69
	Chen	95.71	99.44	97.5
Bianchi Test A	Proposed	100	99	99.38
	Bianchi	97.5	96.5	96.9
Bianchi Test B	Proposed	100	100	100
	Bianchi	86.7	100	90
Bianchi Test C	Proposed	N.A.	100	100
	Bianchi	N.A.	100	100

Come si può notare l'algoritmo sviluppato in questa tesi presenta le migliori prestazioni. Ciò è dovuto ad una serie di motivi. L'utilizzo da parte di Chen e Bianchi del solo accelerometro e barometro, va a scapito di una corretta stima circa l'orientazione e l'altitudine del dispositivo. In tali sistemi infatti gli angoli di pitch e roll vengono calcolati attraverso il solo utilizzo dell'accelerometro che, come abbiamo visto nel Capitolo 4, è influenzato da accelerazioni esterne e vibrazioni che alterano la stima degli stessi angoli. In aggiunta, la scarsa accuratezza nella stima dell'altitudine, favorisce una sbagliata valutazione di alcuni eventi sia nel sistema di Chen che in quello di Bianchi.

6.2 Sistema di analisi della camminata in pazienti con sclerosi multipla

Nel mondo i malati di Sclerosi Multipla (MS) sono 2.5-3 milioni, di cui 450.000 in Europa e 65.000 in Italia. L'insorgenza di tale malattia è tuttora ignota ma è più frequente che ciò avvenga tra i 20 e i 50 anni di età e con probabilità doppia nelle donne rispetto agli uomini. La MS è una malattia autoimmune cronica demielinizzante caratterizzata da una grande varietà di segni e sintomi dipendenti dalla regione del Sistema Nervoso Centrale interessata dalla lesione. Il progredire della patologia potrebbe comportare delle limitazioni funzionali di vario grado nei soggetti affetti e quindi un'indagine sulla postura e sul movimento in tali pazienti può fornire informazioni utili sull'andamento delle terapie riabilitative.

A partire da queste statistiche, in questa tesi ci si prefigge come obiettivo l'utilizzo di sensori indossabili per valutare nei pazienti affetti da MS i parametri caratteristici relativi alla deambulazione che consentano di effettuare una diagnosi precoce della patologia, quantificare e valutare il grado di avanzamento della malattia e quanto questa risulti invalidante per il paziente in termini di riduzione dei movimenti.

6.2.1 Stato dell'arte

Finora, diversi gruppi di ricercatori hanno focalizzato la loro attenzione sullo studio della deambulazione e del controllo dell'equilibrio in persone con disturbi neurologici, utilizzando protocolli e strumentazione diversa. Lo studio e l'analisi della postura e del passo, tramite sensori indossabili, possono aiutare il personale clinico a comprendere gli esiti di terapie riabilitative, la risposta dell'organismo ad una determinata somministrazione farmacologica, lo stato di avanzamento generale della patologia e le limitazioni funzionali che ne conseguono.

Diverse sono le tipologie di strumentazione utilizzata per questi studi ma l'obiettivo che si cerca di raggiungere è quello di svincolarsi dall'utilizzo di sistemi di acquisizione dei dati tradizionali, che restano pure sempre i più attendibili. Questi ultimi generalmente richiedono l'utilizzo di fotocamere e la prova, quindi, deve essere fatta in laboratori specializzati. L'impiego dei sensori indossabili rappresenta una nuova e interessante frontiera per la valutazione dell'analisi del passo e della postura e per fare in modo che i dati forniti da essi siano utili per la stima di parametri utili a livello clinico.

In Spain et al. [23] è stato determinato come l'utilizzo di IMU come sistema portatile di misurazione del movimento possa discriminare gli utenti affetti da MS e aventi una normale velocità di cammino rispetto ai controlli sani. Sono state valutate anomalie di cammino e di equilibrio durante test quali Quiet Standing Task, Gait Task and Postural Task. Poi sono stati effettuati test simili, per confronto, utilizzando il cronometro e si è visto che questa prova, basata solo su parametri temporali, risulta inefficace se utilizzata in pazienti lievemente affetti; quindi, si è visto che i dati di postura e di cammino derivanti dai sensori indossabili andavano a discriminare correttamente i soggetti affetti da SM rispetto ai controlli sani.

Nel lavoro svolto da Corporaal et al. [24] vengono valutati i movimenti del tronco tramite il dispositivo posto in prossimità del centro di massa, vicino a L3-L5, formato da 2 giroscopi digitali che registrano gli angoli di pitch (Antero-Posteriore) e roll (Medio-Laterale) e relative velocità angolari. È stato chiesto ai soggetti in esame di effettuare tre tipologie di test di equilibrio e quattro di cammino. In questo studio si è visto che le oscillazioni nei pazienti sono maggiori tra i vari task rispetto ai controlli e che questo aumento dello Sway Posturale è correlato con il punteggio EDSS e con il punteggio relativo al questionario DHI (Dizziness Handicap Inventory) in cui i pazienti hanno espresso le loro valutazioni sulla sensazione soggettiva di squilibrio che hanno avvertito durante le varie prove.

Un elaborato molto utile ai fini dello svolgimento del seguente lavoro è quello presentato da Rebula et al. [25]. In esso, vengono utilizzate delle IMUs fissate sopra il collo del piede e si valuta come il suo posizionamento e la sua variabilità possano essere utilizzate in settori come invecchiamento, rischio di cadere, lesioni spinali, neuropatia diabetica e patologie neurologiche varie tra cui la Sclerosi Multipla. Viene generato un algoritmo che serve per elaborare i dati forniti dall'IMU e che riduce la deriva dovuta agli spostamenti del passo. Dai risultati si è visto che i parametri di cammino derivati dalla stima dei valori in uscita dall'IMU sono ragionevolmente in accordo con quelli forniti da un sistema di analisi del movimento fatta tramite la stereofotogrammetria.

6.2.2 Valutazione e fatica

Attualmente il grado di severità della MS, e cioè delle conseguenze neurologiche prodotte dal danno anatomico subito dal tessuto nervoso, si effettua tramite una serie di scale cliniche fra le quali la più utilizzata è la "*Expanded Disability Status Scale*" (EDSS) proposta dal neurologo americano Kurtzke negli anni cinquanta.

Il punteggio EDSS totale viene determinato da due fattori: la capacità di deambulazione e i punteggi relativi ad otto sistemi funzionali (Piramidale, Cerebellare, Tronco encefalico, Sensitivo, Sfinterico, Visivo, Cerebrale, Altri). Infatti, viene utilizzata una sotto-scala che valuta lo stato funzionale di alcuni sistemi funzionali che sono variabilmente colpiti dalla malattia. A ciascun sistema funzionale viene dato un punteggio di crescente gravità (da 1 a 5). La categoria "Altri" non riceve un punteggio numerico ma fornisce indicazioni su un problema particolare, ad esempio la perdita della capacità di deambulare. La figura sotto mostra tutti i punteggi.

La fatica (o meglio astenia) è uno dei sintomi più comuni e anche più disabilitanti della Sclerosi Multipla. Esso può insorgere anche anni prima dell'esordio della malattia vera e propria. A volte è il sintomo più marcato in un paziente che ha un minimo danno neurologico e può interferire in

maniera significativa con le capacità funzionali di una persona. I meccanismi alla base della fatica nei pazienti con SM non sono ancora completamente compresi; le ipotesi principali riguardano un'alterazione dell'equilibrio neuroendocrino o metabolico cerebrale, oppure un rallentamento della conduzione nervosa dovuta alla demielinizzazione.



Figura 6.8: Scala EDSS per la valutazione della sclerosi multipla

Per valutare l'entità della fatica i neurologi hanno introdotto alcuni strumenti specifici come questionari o scale. Tra le più comuni scale di autovalutazione per la SM vi sono la "Fatigue Severity Scale" (FSS o Scala di Gravità della Fatica) e la "Modified Fatigue Impact Scale" (MFIS, Scala Modificata dell'Impatto della Fatica), entrambe piuttosto sintetiche, valide e affidabili. La MFIS, la quale verrà utilizzata per la valutazione della fatica nell'ambito di questo lavoro di tesi, segue un approccio multidimensionale con componenti cognitive, fisiche e psicosociali.

6.2.3 Gait cycle

La caratterizzazione del cammino in pazienti con malattie neurologiche è molto importante per valutare il progredire della patologia e se le terapie riabilitative abbiano o meno avuto un buon esito per eventualmente andare a variare il trattamento farmacologico. Attualmente, i test effettuati si basano sull'utilizzo di cronometri e sull'osservazione del medico mentre il paziente svolge determinate azioni. Quando la malattia è ai primi stadi, quindi quando $EDSS \leq 4$, è difficile andare a discriminare i malati dai sani tramite l'utilizzo di tali protocolli, a causa della loro soggettività della misura la quale potrebbe portare a valutazioni e diagnosi errate. L'utilizzo di una misurazione oggettiva, basata sull'uso di sensori indossabili è utile per caratterizzare parametri di cammino e di postura dei soggetti malati e metterli a confronto con quelli ottenuti dai test effettuati su persone sane.

Il ciclo del passo o gait cycle, è costituito da una serie di eventi che si ripete in maniera periodica e corrisponde all'intervallo di tempo tra due contatti iniziali successivi dello stesso piede. Esso è suddiviso in due fasi principali:

- *Stance* (appoggio), ossia il periodo durante il quale il piede o parte di esso è in contatto con il suolo e corrisponde al 60% del ciclo del passo.

- *Swing* (oscillazione), ossia il periodo durante il quale il piede si trova sollevato da terra per l'avanzamento dell'arto e corrisponde al 40% del ciclo del passo.

Ciascun passo contiene otto schemi funzionali o fasi caratterizzate da un preciso obiettivo. La combinazione sequenziale delle fasi è in grado di far effettuare all'arto tre compiti di base:

- *Accettazione del carico* che si occupa di attutire l'impatto e del passaggio del carico da un piede all'altro. In questa fase di accettazione del carico si ha la prima parte dell'appoggio doppio, o double support, in cui entrambi i piedi sono a contatto con il suolo.
- *Appoggio singolo* in cui un arto ha la responsabilità di sostenere tutto il peso del corpo sia sul piano sagittale che su quello frontale, permettendo la contemporanea progressione.
- *Avanzamento dell'arto* che garantisce il corretto posizionamento dell'arto durante l'oscillazione.

La Fig. 6.9 riassume la suddivisione del ciclo del passo e il posizionamento dei due arti.

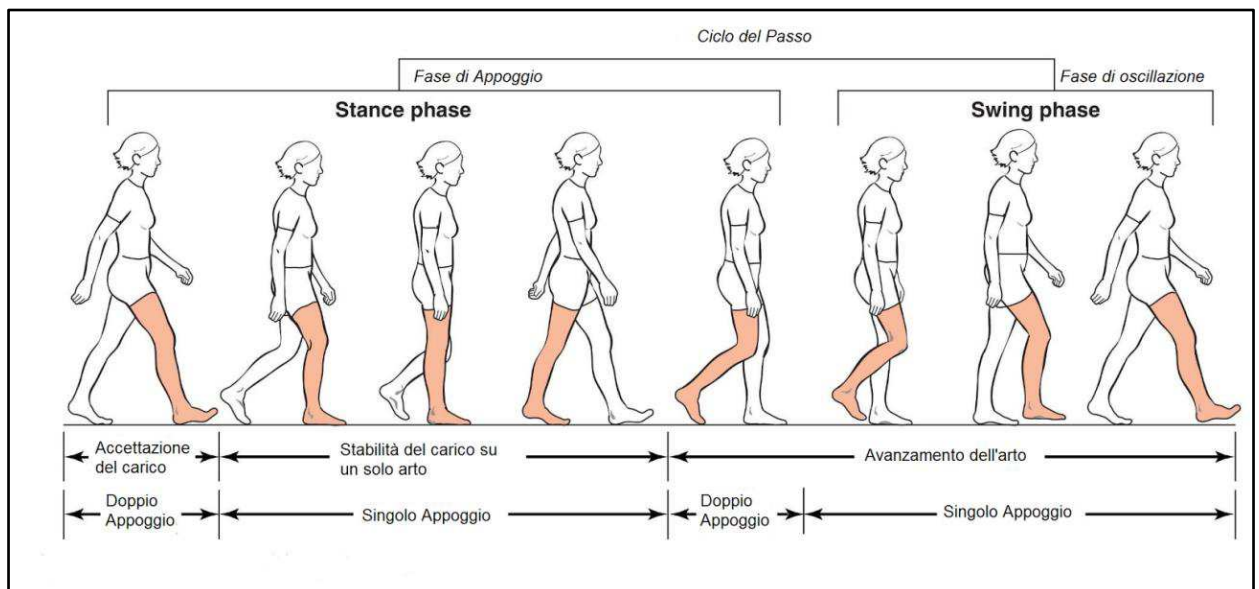


Figura 6.9: Ciclo del passo

6.2.4 Protocollo di sperimentazione

Il dispositivo indossabile utilizzato dai soggetti durante i test è composto da un MARG sensor (MPU-6050 e HMC5883L) e da un alloggiamento MICRO-SD card per il salvataggio dei dati durante i test. Tali dati sono stati processati ed elaborati off-line mediante l'utilizzo del software Matlab. I due dispositivi vengono posizionati sulla pianta dei due piedi e mantenuti tramite delle apposite fascette di velcro. Per praticità, i due dispositivi sono stati posizionati con l'asse y del sensore in direzione della punta delle scarpe, la z verso l'alto e la x verso destra come mostrato in Fig.6.10. Prima dell'inizio di ciascuna prova sono stati effettuati specifici movimenti dei due sensori per poterli sincronizzare tra di loro.

Sono stati analizzati 10 soggetti con MS: uno con EDSS pari a 3, uno con EDSS pari a 3.5, uno con EDSS = 4, quattro pazienti con EDSS = 4.5, uno con EDSS pari a 5 e due con EDSS = 5.5. Sono stati poi analizzati anche 5 pazienti sani. In accordo con gli specialisti della Clinica di Neuro-Riabilitazione dell'Ospedale Regionale di Torrette di Ancona è stato deciso di sottoporre i pazienti a tre tipologie di test standard:

- *Quiet Standing Task* per la valutazione dell'equilibrio ma che non è oggetto di questo studio.
- *Timed Up and Go (TUG) Test* e *Six Minutes Walking (6MW) Test* per la valutazione della deambulazione.

Una volta effettuati i test sui dieci soggetti patologici, i risultati sono stati confrontati con un gruppo di controlli sani. Per ogni tipologia di test sono stati ricavati dei parametri per caratterizzare come la malattia si manifesta e come evolve anche in relazione a valutazioni relative alla scala EDSS. Tutti i test sono stati effettuati nei locali della palestra della Clinica di Neuro-Riabilitazione in presenza del medico curante. Al termine di ogni test ai pazienti è stato chiesto di compilare il questionario per la valutazione della fatica. Durante le prove vengono effettuati dei filmati in modo da avere un confronto durante l'elaborazione dei dati nel caso sorgessero dei problemi e per questo viene fatta firmare a ciascun paziente una liberatoria dove si autorizzano le riprese.

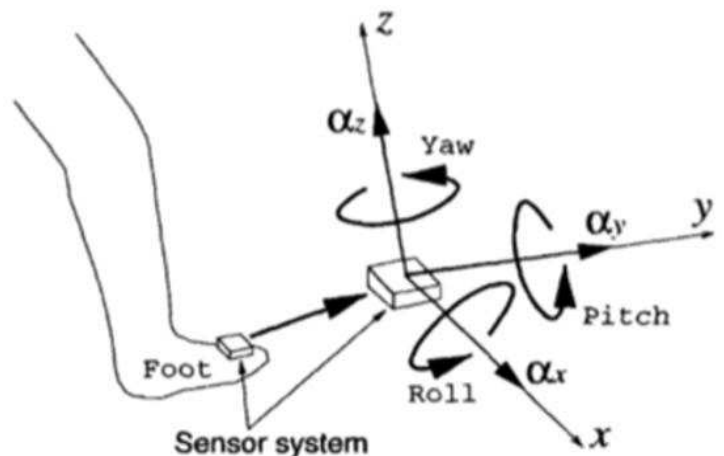


Figura 6.10: Posizionamento ed orientazione del dispositivo utilizzato durante le prove

TUG Test

Questo test è utilizzato per valutare la mobilità funzionale del soggetto. Il paziente deve alzarsi da una sedia, percorrere tre metri, aggirare un ostacolo, tornare indietro e rimettersi seduto. Come mostrato in Fig. 6.11, tre sono le tipologie di TUG che ciascun paziente ha eseguito:

- *TUG classico* quello sopra descritto.
- *TUG cognitivo* dove si chiede al paziente di effettuare il TUG classico e contemporaneamente di contare a voce alta a partire dal numero 100 e sottraendo 3 di volta in volta.

- *TUG manuale* in cui il soggetto si deve alzare dalla sedia, prendere in mano il vassoio posto su un tavolo vicino a lui, effettuare il percorso del TUG classico con il vassoio in mano, poggiare il vassoio sul tavolo e rimettersi seduto.

I parametri di interesse sono:

- Durata della prova [s]
- Numero di passi compiuti
- Lunghezza del tracciato [m]
- Tempo di turning [s] ovvero il tempo che impiega il soggetto ad invertire il senso di marcia
- Durata fase singolo Stance del piede calcolato sia in secondi che in % del ciclo del passo
- Durata fase dell'appoggio doppio dei piedi calcolato sia in secondi che in % del ciclo del passo
- Durata fase di Swing calcolata sia in secondi che in % del ciclo del passo.
- Durata dello stride [s]
- Lunghezza media dello stride [m]
- Oscillazione dell'angolo di roll [°] per la valutazione della flessione-estensione dei piedi

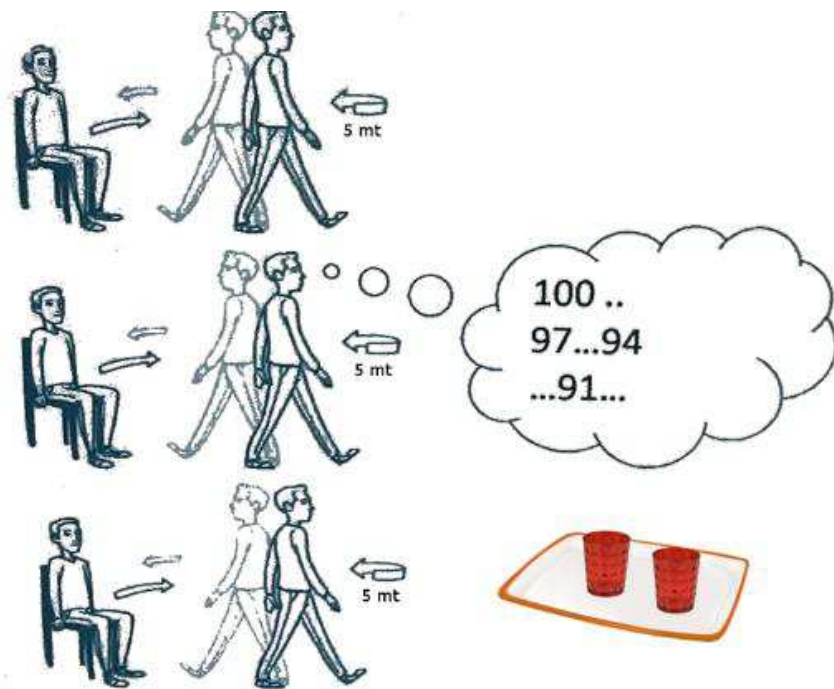


Figura 6.11: Rappresentazione delle tre diverse tipologie di TUG compiute da ciascun soggetto

6MW Test

Il Six minute Walking Test misura la distanza che un soggetto può percorrere camminando su una superficie piana per sei minuti, al ritmo da lui ritenuto adeguato per le proprie capacità, comprese tutte le interruzioni che il soggetto ritiene necessarie. Il test può essere eseguito sia al chiuso che all'aperto purché il percorso sia bene delimitato e privo di ostacoli. Il corridoio deve essere lungo almeno 30 metri in modo da evitare che il paziente esegua continue svolte e si vada

quindi ad alterare la corretta esecuzione del test (Fig. 6.12). Il 6MW Test serve a valutare la capacità di percorrere una certa distanza e rappresenta una misura rapida ed economica per valutare la capacità di svolgere le normali attività quotidiane e il grado di limitazione funzionale del soggetto dovute al progredire della patologia. È una prova molto utile anche per valutare l'insorgenza della fatica in questi pazienti e non a casa, alla fine di tale test si chiede al soggetto di compilare il questionario MFIS. I parametri di interesse sono gli stessi di quelli del TUG Test escludendo il tempo di turning.



Figura 6.12: Corridoio dell'ospedale dove è stato effettuato il 6MWT

6.2.5 Algoritmo sviluppato

L'algoritmo sviluppato può essere riassunto suddividendolo in più steps:

1. Acquisizione dati provenienti al MARG sensor
2. Discriminazione delle fasi di Stance e Swing impostando una soglia sull'RMS delle misure delle velocità angolari filtrate. Di seguito viene riportato un grafico che rappresenta come viene rilevato il passo (Fig. 6.13). Le linee colare rappresentano le tre misure di velocità angolare, la linea tratteggiata il segnale filtrato dell'RMS delle velocità angolari e la linea nera definisce la fase di Stance (stato alto) e quella di Swing (stato basso) grazie al confronto tra l'RMS calcolata e la soglia impostata
3. Calcolo degli angoli di yaw, pitch e roll attraverso l'uso del filtro di orientazione sviluppato e descritto nel Capitolo 5
4. Rotazioni delle accelerazioni dal sistema di riferimento del sensore (Sensor frame) al sistema di riferimento terrestre (Earth frame) tramite l'equazione (5.13) e moltiplicazione delle stesse per 9.81 m/s^2
5. Determinazione degli intervalli di Stance e di Swing in termini di tempo e di percentuale all'interno del ciclo del passo. L'inizio del passo è definito come il l'istante in cui il tallone tocca il terreno (definito come *Prestance*). La fine della fase di Stance invece è definito

come l'istante la punta del piede si stacca dal terreno (*PreSwing*) corrisponde al momento precedente l'inizio della fase di swing

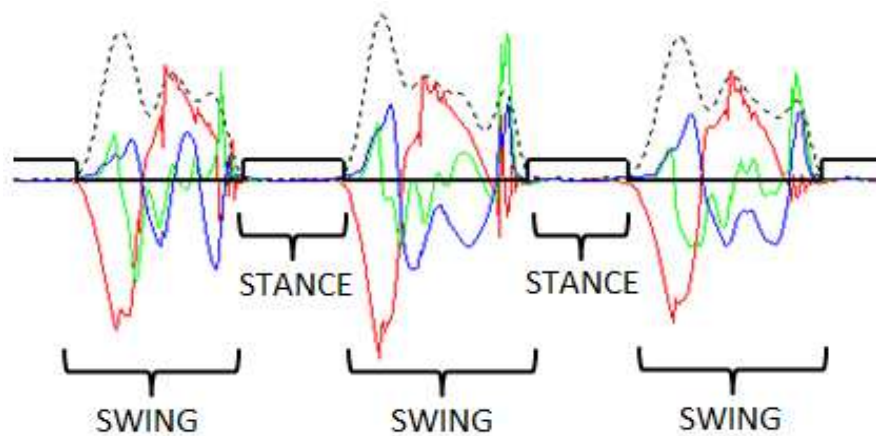


Figura 6.13: Determinazione fasi di Stance e Swing

6. Individuazione del cambio di direzione e calcolo del tempo di turning mediante l'utilizzo di una soglia applicata sull'angolo yaw
7. Calcolo delle velocità mediante integrazione del segnale di accelerazione ruotata al punto 4 dell'algoritmo
8. Applicazione dell'algoritmo *Zero Velocity Update (ZUPT)* in cui viene azzerato il contributo di velocità durante la fase di Stance considerando che il piede è fermo a terra.
9. Integrazione delle velocità calcolate al punto precedente e calcolo della distanza percorsa nel piano
10. Valutazione della flessione-estensione dei due piedi durante la camminata attraverso l'utilizzo dell'angolo di roll

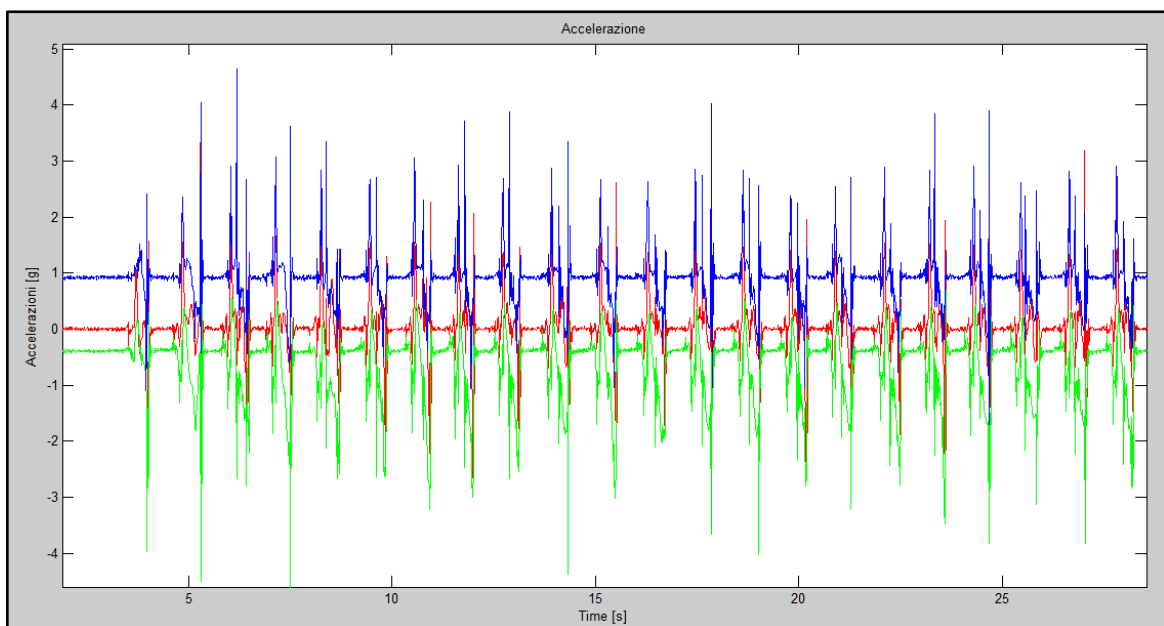


Figura 6.14: Misure delle accelerazioni [g] lungo l'asse x (in verde), y (in rosso) e z (in blu) riferite al sistema di riferimento del sensore, riferito ad un tipico 6MW Test.

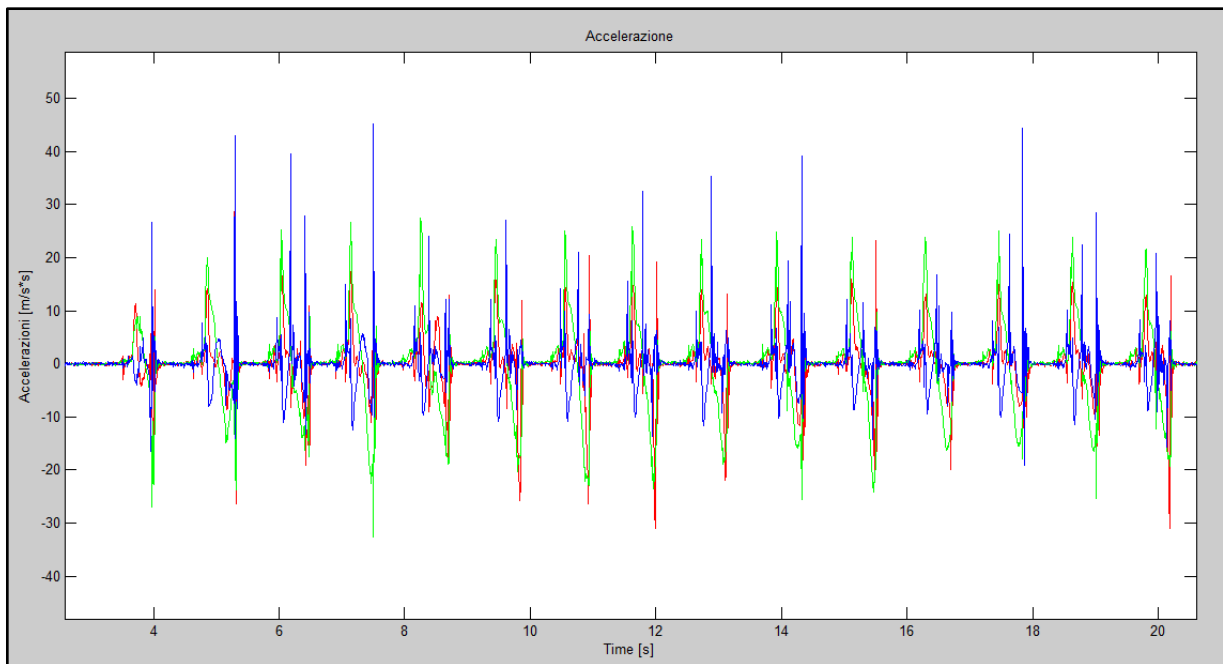


Figura 6.15: Misure delle accelerazioni ruotate nel sistema di riferimento terrestre [m/s²] lungo l'asse x (in verde), y (in rosso) e z (in blu), riferite ad un tipico 6MW Test.

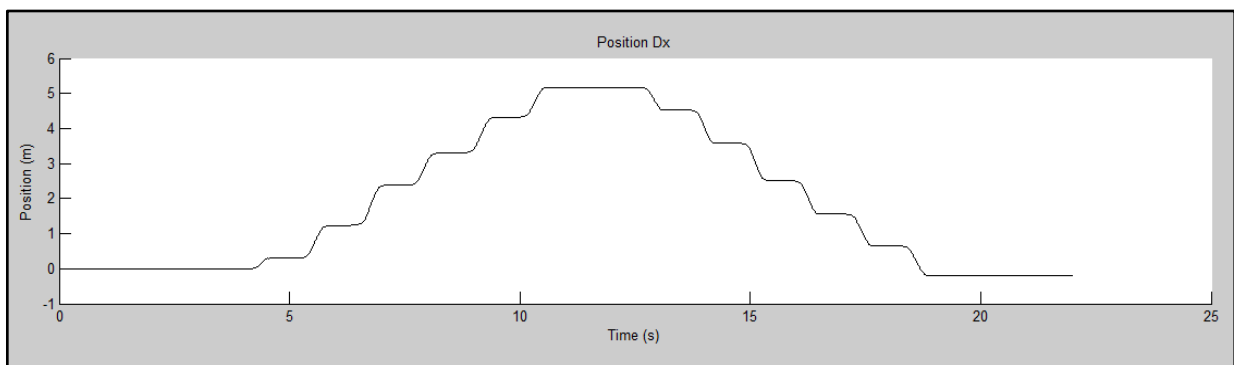


Figura 6.16: Andamento del segnale di posizione in un esempio di TUG Test

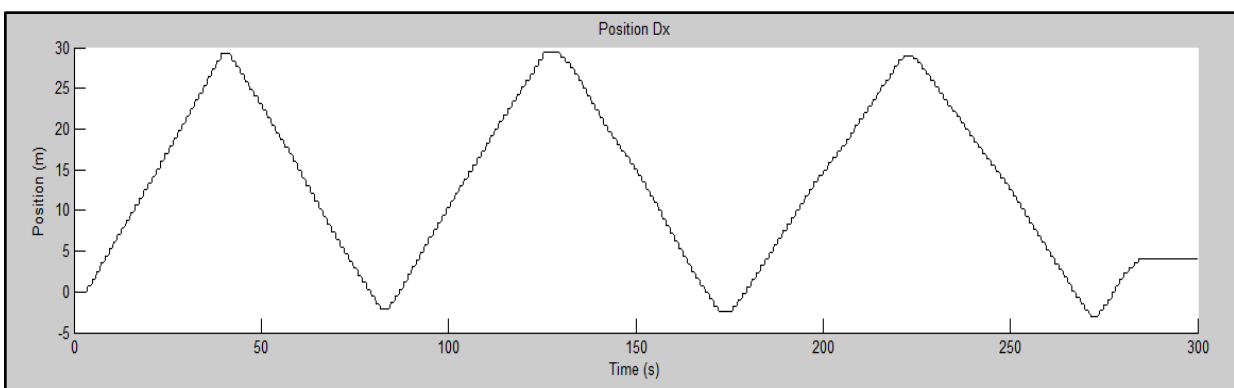


Figura 6.17: Andamento del segnale di posizione in un esempio di 6MW Test

6.2.6 Risultati

Di seguito vengono riportati i risultati ottenuti suddivisi per la tipologia di test effettuato.

6MWT

In tabella 6.2 sono riportate le medie delle percentuali delle varie fasi del passo nei vari pazienti malati di MS confrontati con la media dei pazienti sani. In generale si nota un aumento della fase di appoggio nei pazienti malati eccetto per il caso di EDSS=4 e EDSS=5 dove i valori sono anche inferiori a quelli dei controlli sani. Un'informazione molto interessante è quella relativa al doppio appoggio del piede. Come si può notare infatti, questa fase rappresenta il 20% dell'intero ciclo del passo nei pazienti sani mentre ha un valore notevolmente incrementato nei pazienti morbosì.

Tabella 6.2: Valori percentuali delle fasi di appoggio, oscillazione e doppio appoggio nell'esecuzione del 6MWT

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MED SANI
EDSS	3	3.5	4	4.5	4.5	4.5	4.5	5	5.5	5.5	n/a
Appoggio [%]	75	76	58.8	75.7	82.6	76.7	70.5	61	73.2	71.6	68
Oscillazione [%]	25	24	41.2	24.2	17.4	23.3	39.5	38	26.8	28.3	31
Doppio Appoggio [%]	36	35	32	26	24.4	28.8	30	38	30.3	40	20

Altra misura importante è la velocità media calcolata sia su tutto il percorso che nei minuti 0-2, 2-4, 4-6 per valutare un possibile correlazione tra la velocità della camminata, l'indice di fatica e il percorso totale effettuato. Tali misure sono mostrate in tabella 6.3. Dalla Fig. 6.18 si nota come l'andamento della velocità è decrescente col tempo nei soggetti morbosì mentre rimane pressoché costante in quelli sani. È stata calcolata una percentuale di variazione tra la velocità media nei primi due minuti (0-2) di tempo e quella relativa agli ultimi due (4-6) per analizzare la correlazione con l'indice di fatica calcolato dal questionario al quale i pazienti hanno dovuto rispondere dopo aver effettuato tale test di cammino. Dai calcoli eseguiti si nota che nei pazienti con indice di fatica più elevato, quelli cioè con punteggio ≥ 39 , vi è un maggiore rapporto percentuale tra le due velocità.

Tabella 6.3: Velocità, distanze e indice di fatica

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MED SANI
EDSS	3	3.5	4	4.5	4.5	4.5	4.5	5	5.5	5.5	n/a
VELO MED [m/s]	1.58	1.54	1.44	1.01	1.04	0.98	0.93	1.31	0.53	0.76	1.62
VELO MED 0-2 minuti [m/s]	2.05	1.50	1.44	1.09	1.05	1.09	0.99	1.33	0.54	0.75	1.61
VELO MED 2-4 minuti [m/s]	1.65	1.69	1.44	0.98	1.05	0.95	0.99	1.35	0.54	0.75	1.64
VELO MED 4-6 minuti [m/s]	1.06	1.53	1.44	0.98	1.05	0.89	0.8	1.25	0.50	0.73	1.61
DISTANZA dopo 2 minuti [m]	168	129	120	74.5	1.02	86	67	96	38	57	≈ 150
DISTANZA TOT. [m]	463	390	360	197.5	200	188	198	278	110	120	≈ 450
INDICE di FATICA	32/81	3/81	33/81	41/81	40/81	68/81	39/81	49/81	50/81	38/81	n/a
VAR [%] 0-2 min 4-6 min	93.4	1.96	0	11.22	0	22.47	23.8	6.4	8	2.73	0

Un ulteriore parametro valutato è la variazione dell'angolo di roll durante la camminata. In particolar modo è interessante valutare l'oscillazione del piede durante la fase di Swing e durante la fase che precede lo Swing (che chiameremo *Pre-Swing*). Questo parametro, sostanzialmente ci dà un'idea del livello di flesso-estensione di dell'articolazione di caviglia quando si passa dalla fase di appoggio alla fase di oscillazione. Nella fase antecedente allo Swing la caviglia si trova in una fase di plantarflessione (allontanamento del piede rispetto alla gamba come quando si va in punto dei piedi) che poi nella fase di oscillazione deve giungere ad una dorsiflessione (avvicinamento del piede alla gamba come quando si cammina sui talloni) perché sennò si avrebbe il trascinarsi del piede durante l'avanzamento dell'arto. In tabella 6.4 vengono riportati i valori dell'angolo di roll dei vari soggetti.

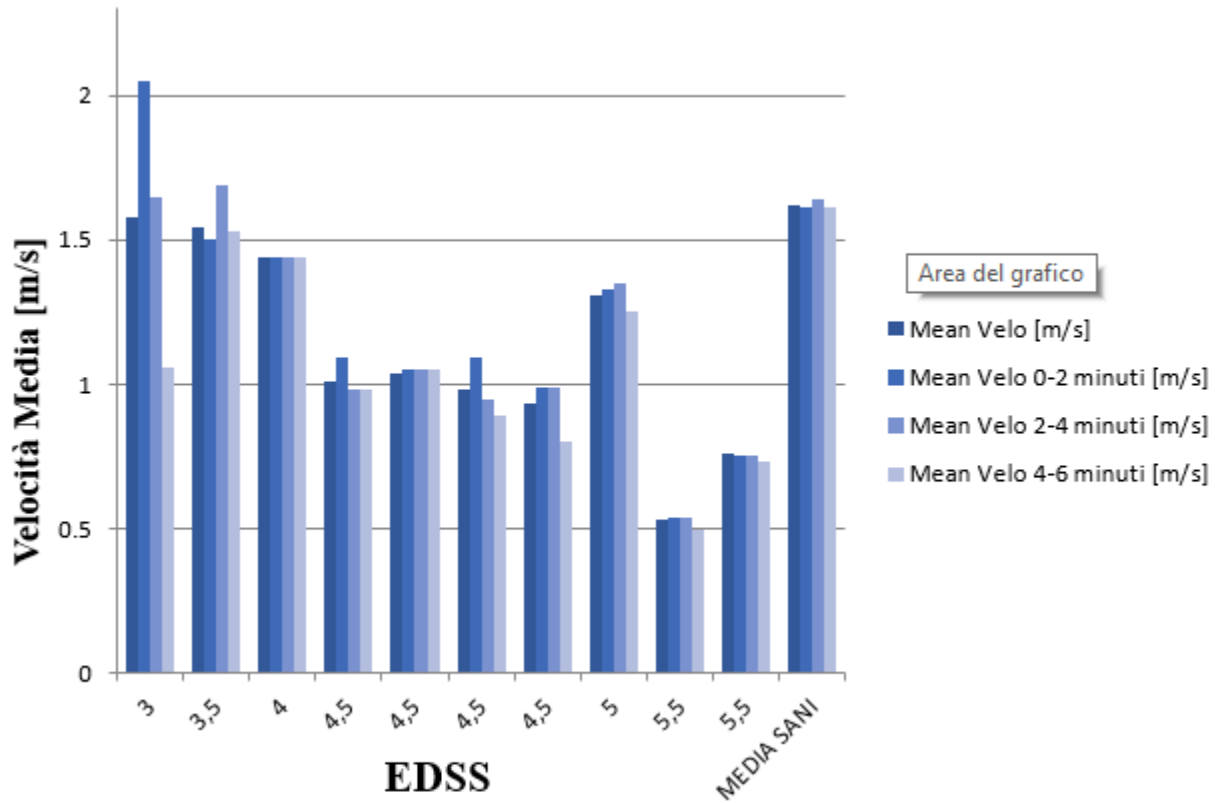


Figura 6.18 Valori medi delle velocità di cammino nel 6MWT: confronto tra soggetti morbosì e sani

Tabella 6.4: Angoli di flessione-estensione della caviglia nella fase di Swing

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MED SANI
EDSS	3	3.5	4	4.5	4.5	4.5	4.5	5	5.5	5.5	n/a
Roll Pre-Swing [°]	22.4	20	22	21.5	25.9	34.8	20	15.7	5.62	26	31
Roll Swing [°]	38	21	30	34	20.5	28.5	43	40.8	18.2	30	51

In questo caso si ha una forte variabilità anche tra pazienti appartenenti allo stesso gruppo. In generale comunque si nota una netta differenza tra pazienti morbosì e sani. In Fig. 6.19 sono schematizzati in dati di Tabella 6.4.

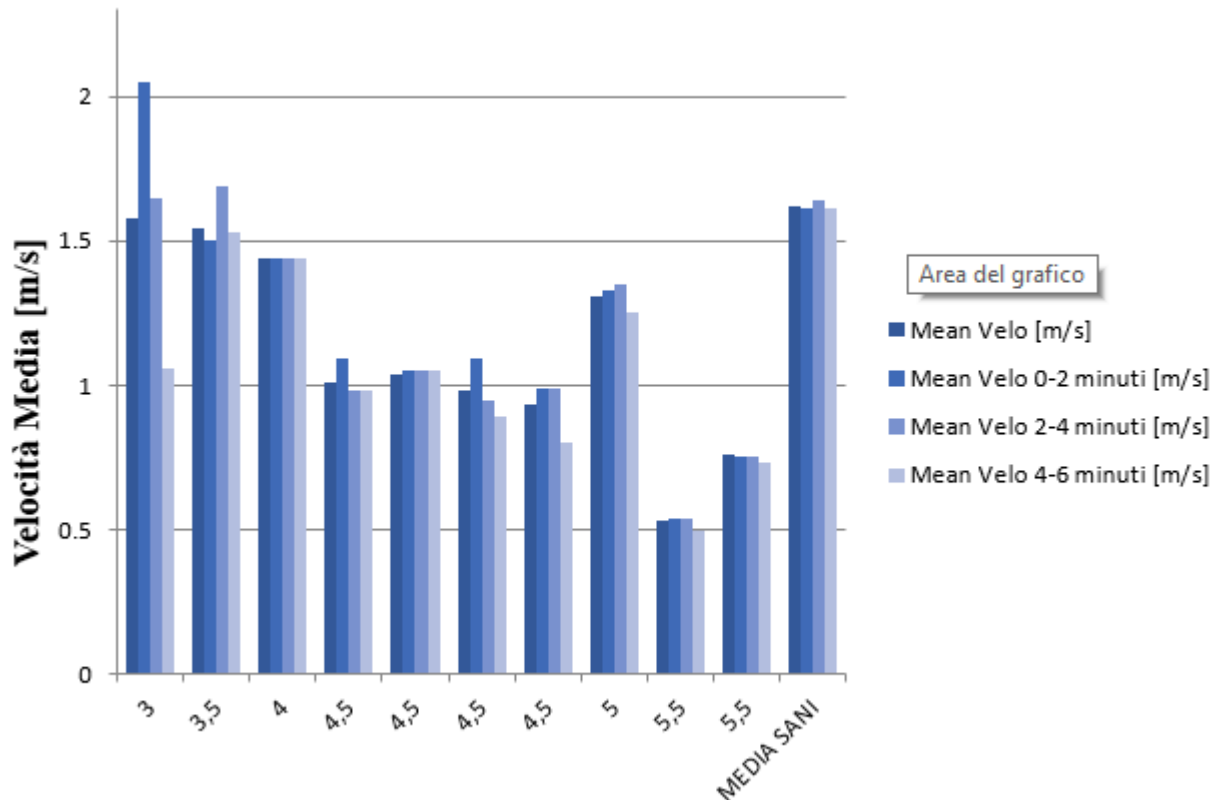


Figura 6.19 Valori medi degli angoli di roll durante la fase di Swing e Pre-Swing: confronto tra soggetti morbosi e sani

TUG Test

Per quanto riguarda il Timed Up and Go test sono state analizzate le durate delle varie prove in relazione alla loro diversità per valutare quale sia il ruolo della manualità e della parte cognitiva nell'approccio a tale compito.

Come si evince dalla prima parte della tabella 6.5, si ha un aumento della durata del TUG in relazione al grado di EDSS. Anche per quanto riguarda il test cognitivo, ossia effettuando un calcolo mentale, e quello manuale, dove viene richiesto al paziente di portare un vassoio con dei bicchieri, si ha un aumento della durata della prova. La velocità media diminuisce all'aumentare del grado EDSS sebbene ci sia una variabilità tra pazienti aventi lo stesso livello di valutazione mentre il tempo con cui si inverte la marcia aumenta. Si nota che ci sono 5 casi su 10 in cui il tempo di turning è superiore nel TUG cognitivo rispetto a quello manuale. In questa particolare prova il paziente perde la concentrazione nel cammino e talvolta è stato necessario anche richiamarli per effettuare la svolta perché sennò avrebbero continuato il loro percorso senza tornare indietro.

Infine in Tabella 6.6 sono riportati i valori medi delle lunghezze del passo sia per il TUG Test che per il 6MWT. Si può affermare che l'andamento è coerente con quanto riportato anche nelle altre tabelle. I valori sono più o meno simili a quelli della media dei sani per valori di EDSS ≤ 4 , decrescono per i pazienti con EDSS = 4.5 e in maniera notevole per quelli con EDSS=5.5 arrivando alla metà della media dei sani. I dati salgono, però, per il paziente con EDSS = 5 perché il soggetto pur avendo difficoltà evidenti nella coordinazione dei movimenti comunque ha mantenuto un

andamento e passo spedito nel 6MWT che poi è andato decremento nei vari TUG a causa del fatto che l'azione di alzarsi dalla sedia lo ha affaticato notevolmente.

Tabella 6.5: Durate, velocità e tempi di turning in seguito all'esecuzione del TUG Test

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MED SANI
DURATA [s]	EDSS	3	3.5	4	4.5	4.5	4.5	4.5	5	5.5	5.5	n/a
	TUG cla	12	14.20	15.3	27	24.5	18	22.50	27	46	27	12.3
	TUG cog	11.33	15.22	18.66	27.5	22.83	21.67	27.06	32	60	29	12.67
	TUG man	19.67	20.58	22.67	31	28	27.67	32.67	32	54	33	13.67
VELOCITA' [m/s]	TUG cla	1.63	1.43	1.26	0.96	0.85	1.19	0.93	0.97	0.36	0.84	1.38
	TUG cog	1.68	1.16	1.08	0.88	0.89	1.05	0.75	0.64	0.33	0.78	1.34
	TUG man	1.28	1.08	0.91	0.92	0.79	0.88	0.62	0.54	0.4	0.81	1.35
TEMPO DI TURNING [s]	TUG clas	1.89	2.49	2.37	3.92	3.93	2.87	3.15	2.69	3.48	3.90	1.86
	TUG cog	1.86	2.40	4.04	4.65	3.77	2.85	3.02	2.94	5.10	5.60	1.91
	TUG man	2.1	2.37	2.71	5.38	3.05	3.65	2.88	3.9	4.85	4.73	1.81

Tabella 6.6: Lunghezza media del passo in TUG e 6MW Test

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MED SANI
6MWT	EDSS	3	3.5	4	4.5	4.5	4.5	4.5	5	5.5	5.5	n/a
	Lun. passo media [m]	1.41	1.08	1.14	0.68	0.73	0.74	0.75	1.12	0.62	0.64	1.32
	TUG cla	1.30	0.95	1.08	0.73	0.64	0.92	0.79	0.87	0.43	0.64	1.27
	TUG cog	1.25	0.77	0.94	0.64	0.68	0.75	0.70	0.61	0.54	0.60	1.24
TUG man	Lun. passo media [m]	1.23	0.70	0.79	0.68	0.59	0.65	0.55	0.60	0.48	0.59	1.23

Concludendo è possibile affermare che nella condizione di cammino rettilineo non sono state rilevate differenze statisticamente significative nei parametri spazio-temporali tra i soggetti sani e quelli affetti da sclerosi. Al contrario dalle prove relative al TUG test si può constatare una notevole differenza nel tempo di turning, nella fase di doppio appoggio del piede e nella flessione-estensione della caviglia. Per quanto riguarda invece il 6MWT è evidente che nei pazienti morbosì vi è, col passare del tempo, una riduzione della velocità del cammino con conseguente riduzione della lunghezza del passo.

6.3 Sistema di analisi del gesto motorio nel Nordic Walking

Il Nordic Walking (NW) è uno sport facile da praticare e ricco di potenzialità ma, come tutti gli sport, la tecnica è importantissima per riuscire a eseguire il movimento in modo corretto, efficace e che faccia bene alla salute [26]. Il NW consiste in una camminata normale effettuata con l'ausilio di due bastoncini. Questi però, non devono essere un appoggio, ma bensì uno strumento per svolgere una vera e propria funzione di spinta. Così facendo si coinvolgono la maggior parte dei muscoli con di conseguenza un maggior dispendio energetico. Questo sport è completo sotto tutti gli aspetti. Esso può essere praticato in qualsiasi luogo e da qualsiasi persona. In ogni caso sono consigliati i terreni omogenei, senza tanti ostacoli, e con pendenze variabili ma mai troppo ripide, in quanto non permettono di esprimere al meglio il gesto tecnico, sfruttare al massimo l'ampiezza del movimento e la continuità del passo. Molto rapidamente questa disciplina si è diffusa in tutto il mondo, coinvolgendo sempre più persone. Ad oggi, grazie agli innumerevoli fattori positivi che si possono trarre da questa attività, sono sempre di più i medici e le strutture sanitarie che inseriscono il NW nei loro programmi, sia di prevenzione sia di riabilitazione.

Tale studio prevede l'analisi qualitativa del gesto atletico del Nordic Walking mediante la valutazione di parametri che caratterizzano il movimento dei bastoncini durante una camminata di NW. Tali parametri saranno calcolati a partire dai dati misurati da specifici sensori e rappresenteranno la base per una successiva implementazione di algoritmi di classificazione. Lo studio è stato portato avanti grazie alla collaborazione con la Scuola Italiana di Nordic Walking (SINW).

6.3.1 La tecnica

Tutta la camminata si incentra nel passo alternato, l'alternanza dei movimenti di braccio e gamba opposti. La tecnica si basa su due movimenti: il recupero e la spinta. Il recupero genera il susseguirsi dei movimenti di spinta:

1. Avanzamento della spalla, braccio, leggermente piegato, in avanti e con la mano si afferra l'impugnatura del bastoncino
2. La gamba opposta viene portata in avanti e inizia la rullata del piede

La spinta a sua volta, è suddivisa in quattro movimenti:

1. Appoggio-caricamento:
 - a. *del piede*, il tallone appoggia sul terreno e inizia il caricamento del peso del corpo durante la fase di rullata del piede (tallone e metatarso).

- b. *del ginocchio*, nel momento di appoggio del tallone sul terreno il ginocchio rimane leggermente piegato, in modo da assorbire da subito l'impatto con il terreno.
 - c. *della mano*, il bastoncino viene puntato nel terreno e inizia il carico di spinta con l'apertura graduale della mano.
2. Controllo dei movimenti:
- a. *del piede*, rollio controllato del piede sul bordo esterno del metatarso, per finire sul mignolo e alluce, passando dalla posizione supina a quella prona;
 - b. *della mano*, apertura graduale e controllata della mano durante tutta la fase di spinta;
 - c. *del braccio*, lavora a pendolo, mantenendo un leggero piegamento;
3. Spinta-distensione:
- a. *del piede*, alla fine della rullata (punta del piede) inizia la fase di spinta e distensione;
 - b. *della mano*, inizia la pressione sul lacciolo del bastoncino, con apertura graduale della mano, e continua per tutta la spinta fino alla distensione del braccio;
4. Mantenimento della tensione:
- a. *della gamba e del piede*, la gamba che si trova dietro rimane tesa e il piede deve restare a contatto con il terreno il più possibile;
 - b. *del braccio*, a conclusione del lavoro di spinta rimane teso all'indietro, mantenendo il contatto del bastoncino con il terreno il più a lungo possibile.



Fig. 6.20: Aspetti fondamentali della Nordic Walking.

La tecnica subisce piccole variazioni quando si affrontano salite o discese:

- *in salita*, fino a quando la pendenza si aggira su percentuali fino al 10 per cento, si riesce ad avanzare ancora con il passo lungo della tecnica fondamentale alternata. In presenza di pendenze più elevate viene meno la rullata del piede, il passo è più corto e diminuisce

di conseguenza la spinta. Il baricentro del corpo è spostato con una leggera inclinazione del busto in avanti, senza però esagerare perché altrimenti si carica troppo la colonna vertebrale, si compromette la respirazione e vengono poco ossigenati i muscoli. Perciò è necessario mantenere un passo più ampio possibile e quando la pendenza diventa eccessiva, aumentare la forza di spinta sulle braccia applicando una tecnica parallela dei bastoncini (entrambi avanti/indietro);

- *in discesa*, le articolazioni sono fortemente sollecitate, perciò l'uso dei bastoncini passa dalla spinta al solo appoggio. Con pendenze lievi e gradualità, il busto deve essere molto rialzato e le spalle sono spostate all'indietro, il passo sarà più lungo e i muscoli della gamba svolgono un'azione frenante. Il peso del corpo deve essere distribuito tra l'appoggio del bastone e il tallone del piede opposto. Quando la pendenza comincia ad essere sempre più pronunciata, come per la salita, i bastoncini devono essere portati contemporaneamente davanti al corpo, in modo da formare una linea unica bastoncini-braccia. Ciò serve per svolgere un'azione frenante, grava molto meno sulle articolazioni, migliora l'appoggio e facilita l'equilibrio.

6.3.2 Sistema di acquisizione dati

In questo studio si è deciso di sensorizzare i due bastoncini piuttosto che il soggetto che pratica NW. In particolare, ciascun bastoncino è stato equipaggiato di:

- Scheda di sviluppo (Arduino Fio)
- MARG Sensor (MPU-6050 e HMC5883L)
- Sensore FSR
- Cella di carico
- Modulo Bluetooth HC-05
- Batteria

Mediante il MARG sensor è possibile ottenere informazioni utili circa l'orientazione e l'accelerazione del bastoncino durante la camminata. La cella di carico è un corpo metallico elastico a cui vengono applicati uno o più estensimetri. Gli estensimetri sono delle piccole griglie costituite da filamenti di costantana che, incollati in opportune posizioni della struttura della cella di carico, sono in grado di seguirne perfettamente la deformazione modificando di conseguenza la propria resistenza elettrica. Questa variazione di resistenza viene convertita in un segnale elettrico, grazie alla realizzazione di un Ponte di Wheatstone. Inserita nel bastoncino, la cella fornisce in uscita un valore proporzionale alla deformazione causata dalla forza sulla parte meccanica della cella stessa che corrisponde alla forza esercitata verso il terreno dal soggetto. Il sensore di pressione FSR è stato posizionato sull'impugnatura del bastoncino e viene utilizzato per valutare l'entità dell'impugnatura sul bastoncino.

Grazie all'interfaccia Bluetooth, ciascun bastoncino inviava tutti i segnali provenienti dai vari sensori ad un'unità master. Prima dell'inizio di ciascuna prova, ai due bastoncini sono stati fatti fare specifici movimenti per la sincronizzazione dei dati. La Fig. 6.21 mostra i due bastoncini sensorizzati utilizzati nei test di camminata.

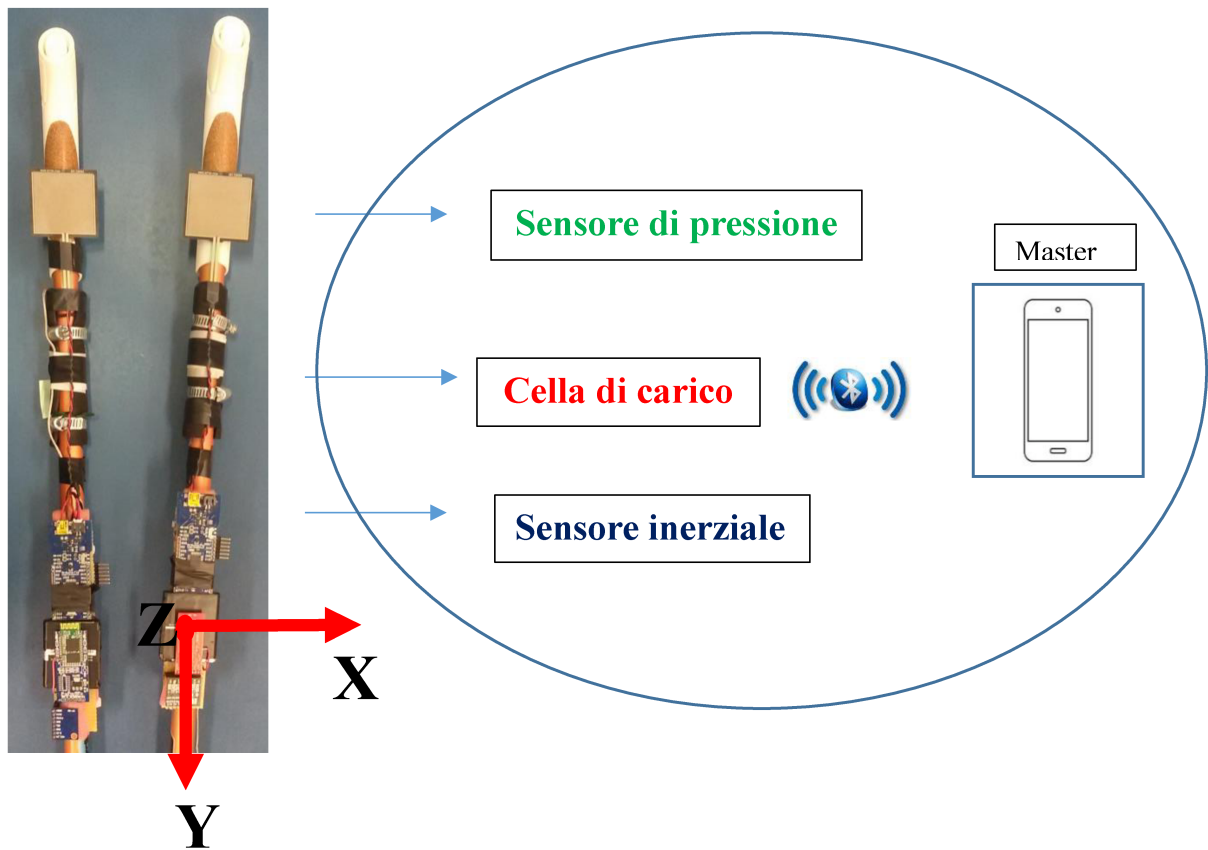


Figura 6.21: Sistema di acquisizione dati



Figura 6.22: Parametri di interesse per l'analisi del gesto atletico del NW

Le prove sotto analisi sono state eseguite da un istruttore del Nordic Walking, esperto della giusta tecnica e dei comuni errori. Egli ha eseguito dei test su un percorso rettilineo pianeggiante

di circa 50 metri. Sono state effettuate diverse camminate su un terreno compatto coperto da un manto erboso, in giornate differenti e sottoponendo il soggetto in analisi a diverse condizioni. In tutto sono state effettuate varie registrazioni in giornate diverse. La tecnica utilizzata durante la camminata è quella alternata. Tutti i dati acquisiti durante queste prove sono stati successivamente elaborati mediante l'utilizzo del software Matlab.

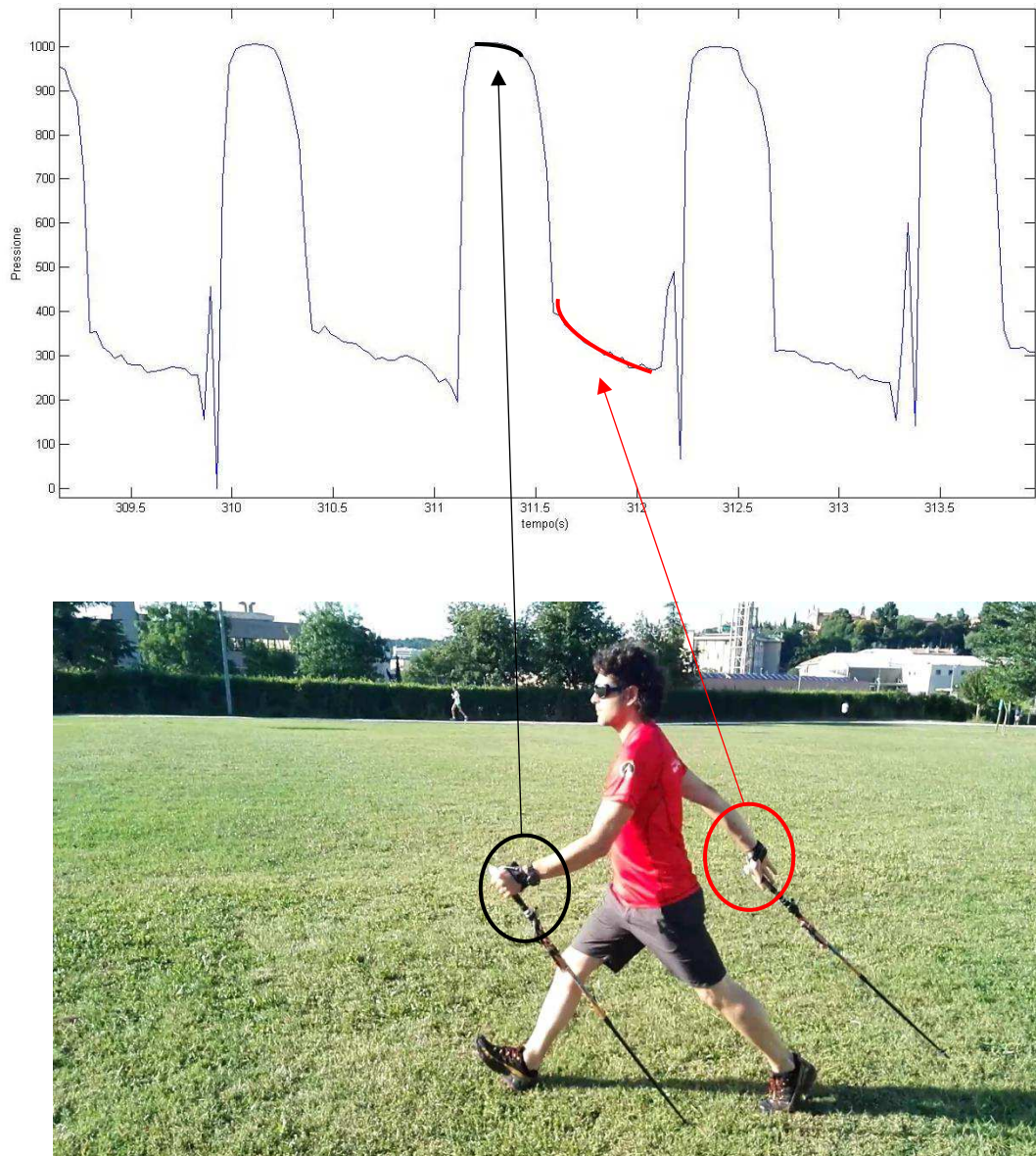


Figura 6.23: Andamento del segnale di pressione sull'impugnatura dei bastoncini durante una tipica camminata (sopra) e ingrandimento sul singolo passo (sotto)

6.3.3 Analisi di dati

Ogni volta che si punta il bastoncino a terra, la mano viene chiusa, la pressione sull'impugnatura del bastoncino aumenta rapidamente fino a raggiungere i valori massimi, restando costante per tutto il tempo in cui si mantiene l'impugnatura. Raggiunta la massima

spinta la mano lascia la presa sul bastoncino, facendo così registrare valori minimi di pressione. La pressione, nel momento del rilascio del bastoncino, non raggiungerà mai livelli nulli perché il sensore trovandosi su di una superficie curva, registrerà sempre un piccolo valore di pressione. L'unico istante in cui vengono registrati degli zeri, è quando, prima di arrivare ai valori che denotano la chiusura della mano sull'impugnatura (alti valori), una lieve pressione modifica la dislocazione del sensore facendolo arrivare a una posizione più simile a quella piana. La Fig. 6.22 mostra in dettaglio l'andamento nel tempo del segnale di pressione sull'impugnatura del bastoncino durante una tipica camminata svolta da un istruttore della SINW.

Lo studio dell'orientazione del bastoncino ci permette di misurarne l'inclinazione in riferimento al terreno. Una volta appoggiato il bastoncino a terra, i valori registrati sono sempre minori di 90° , in quanto non può trovarsi in posizione perpendicolare al terreno. La sua inclinazione diminuisce fino a quando la mano non è al di sotto della spalla, superato questo punto l'inclinazione aumenta fino a fine spinta. Durante il recupero il bastoncino viene staccato da terra, raggiungendo così la minima inclinazione, prossima allo zero, cioè bastoncino parallelo al terreno, per poi raggiungere la massima inclinazione per il successivo appoggio. La Fig. 6.23 mostra in dettaglio l'andamento nel tempo del segnale relativo all'angolo di roll che descrive l'inclinazione del bastoncino durante una tipica camminata svolta da un istruttore della SINW.

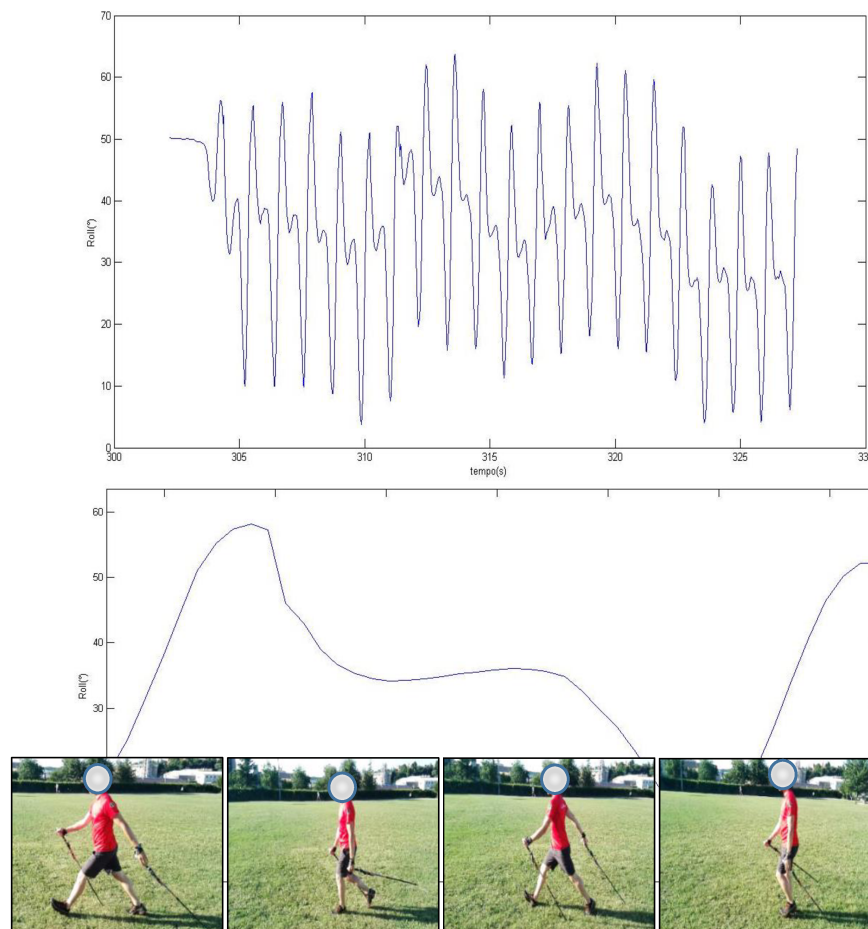


Figura 6.24: Andamento dell'angolo di roll durante una tipica camminata (sopra) e ingrandimento sul singolo passo (sotto)

In assenza di forza esercitata sulle celle di carico, a causa di un lieve offset, queste registrano comunque un piccolissimo valore. Quando il bastoncino viene appoggiato a terra, il segnale inizia a crescere con andamento monotono fino a raggiungere un massimo, momento di fine spinta, in cui si esercita la maggior forza possibile verso il terreno per darsi lo slancio necessario ad eseguire il passo. La risposta della cella di carico non è istantanea, infatti si stabilizza a un valore costante per poi tornare al minimo molto lentamente. Questo lo si può riscontrare dal fatto che, nella fase di volo avviene il recupero, quindi sul bastoncino, che si trova in aria, non viene esercitata alcuna forza. La Fig. 6.24 mostra in dettaglio l'andamento nel tempo del segnale di forza applicata sul bastoncino verso il terreno durante una tipica camminata svolta da un istruttore della SINW.

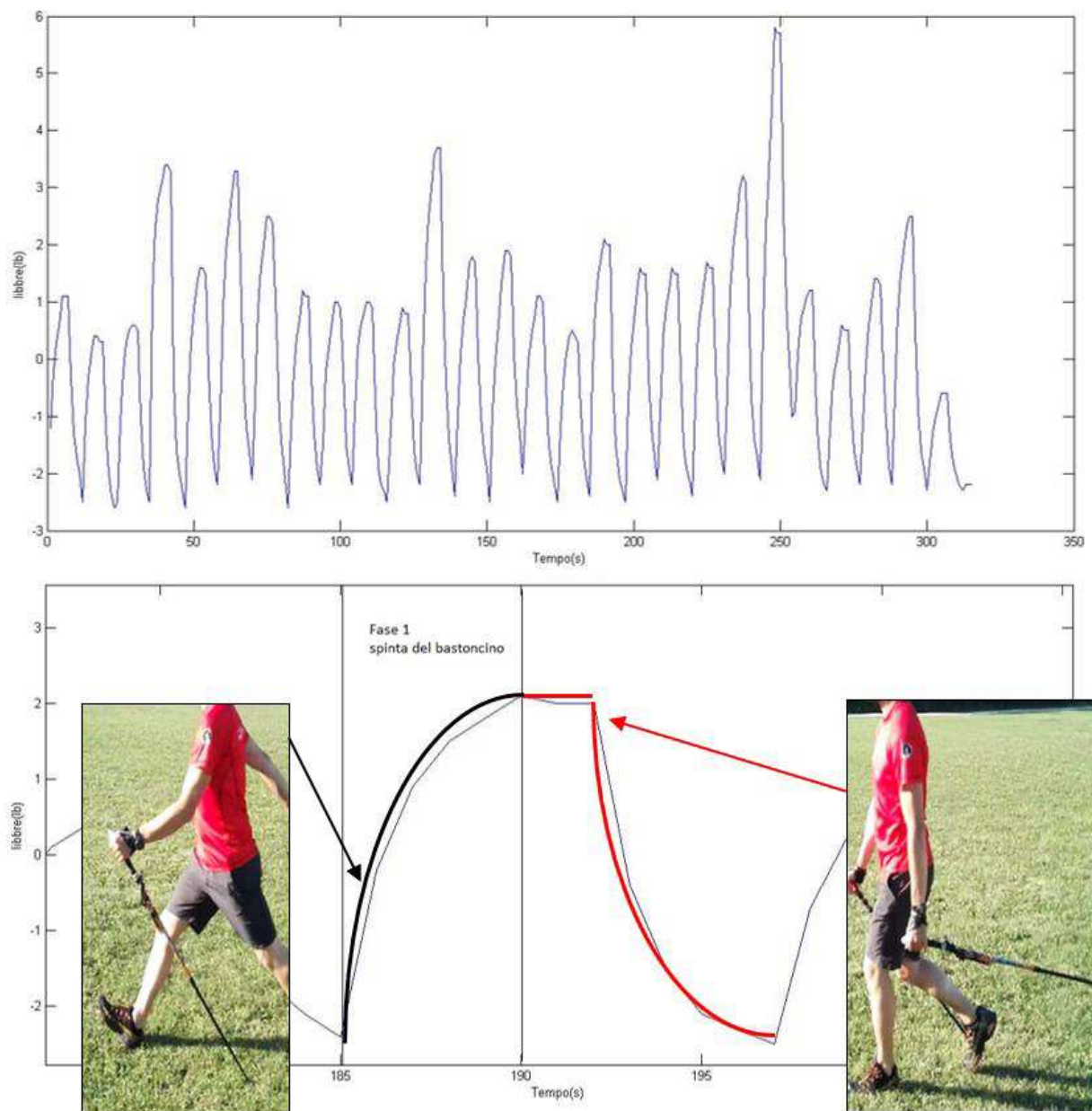


Figura 6.25: Andamento del segnale di forza applicata (misurata in libbre) verso il terreno dai bastoncini durante una tipica camminata (sopra) e ingrandimento sul singolo passo (sotto)

Dalle figure 6.22, 6.23 e 6.24, mediante la valutazione dei tre diversi segnali, si può in un certo senso “caratterizzare” il gesto motorio compiuto dall’istruttore di NW. In Fig. 6.25 vengono mostrati quattro diversi istanti (A, B, C e D) durante il singolo passo di una camminata.

Il passo inizia con l’appoggio a terra del tallone dx e il contemporaneo puntamento del bastoncino sx che registrerà un’inclinazione massima descritta dall’angolo di roll ed un valore di pressione massimo sull’impugnatura sx (istante A). Successivamente, il soggetto si porta con il corpo in avanti e inizia la fase di spinta sul bastoncino in cui la forza applicata verso il terreno comincia ad aumentare gradualmente. Il bastoncino sx arriverà ad essere in linea con la spalla raggiungendo un valore minimo di roll (istante B). L’impugnatura sul bastoncino sx comincia a diminuire fin quando il braccio sx è completamente disteso all’indietro, la mano è completamente aperta (istante C) e la forza applicata è massima. Da qui in poi inizia la fase di recupero, in cui il bastoncino sx viene riportato in avanti mantenendo la mano aperta. In questa fase viene inizialmente registrato il minimo assoluto di roll (istante D) che poi cresce gradualmente fino a tornare ad un valore prossimo a quello di partenza (istante A). Durante questa fase la forza applicata sul bastoncino è nulla quindi e segnale proveniente dalla cella di carico decresce gradualmente vista la lentezza nella risposta del trasduttore.

In Fig. 6.26 è mostrata la sovrapposizione dei segnali di roll e di pressione applicata relativi al singolo passo della camminata e dove vengono identificati i quattro istanti sopra descritti. Allo stesso modo la Fig. 6.27 mostra la sovrapposizione dei segnali di roll e forza applicata.



Figura 6.26: Caratterizzazione di singolo passo in una tipica camminata

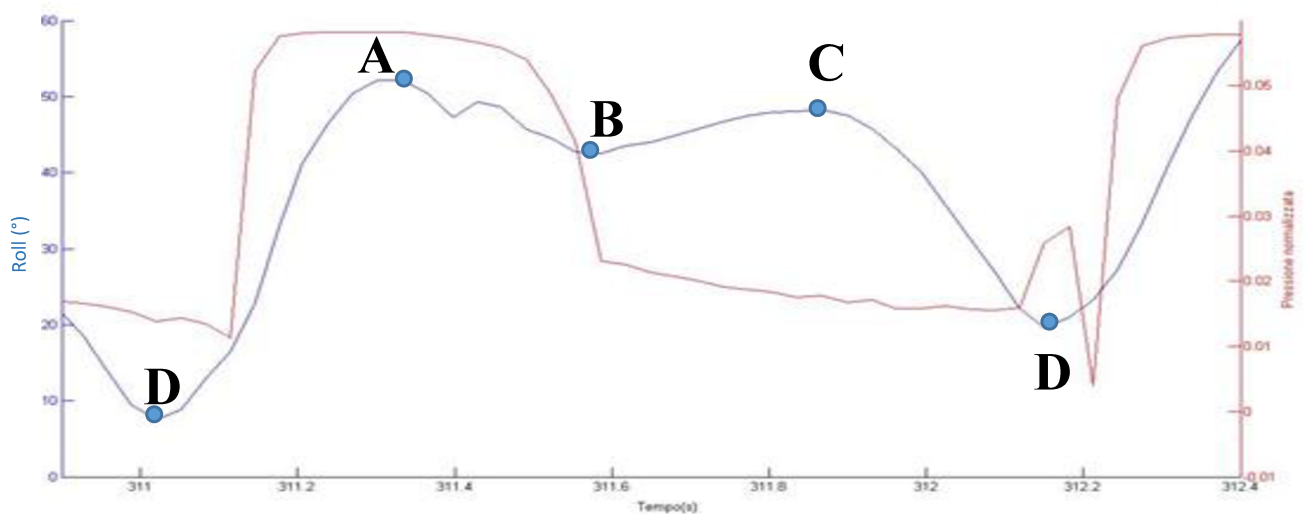


Figura 6.27: Sovrapposizione dei segnali di pressione (in rosso) e roll (in blu) che descrivono il singolo passo di una tipica camminata

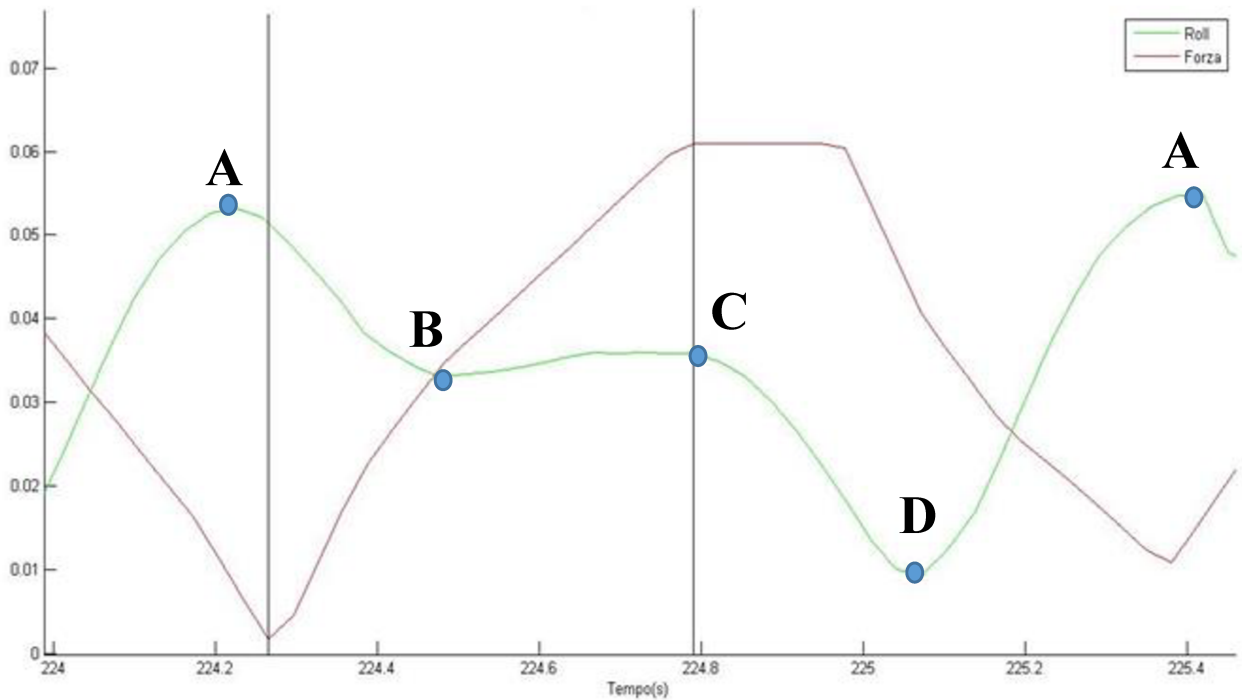


Figura 6.28: Sovrapposizione dei segnali di forza (in rosso) e di roll (in verde) che descrivono il singolo passo di un tipica camminata

Le Fig. 6.28, 6.29 e 6.30 mostrano gli andamenti rispettivamente dei segnali di pressione, orientazione e forza applicata su entrambi i bastoncini. Dalle figure è evidente la sincronizzazione nel movimento del braccio destro e sinistro dell'istruttore di NW durante una tipica camminata.

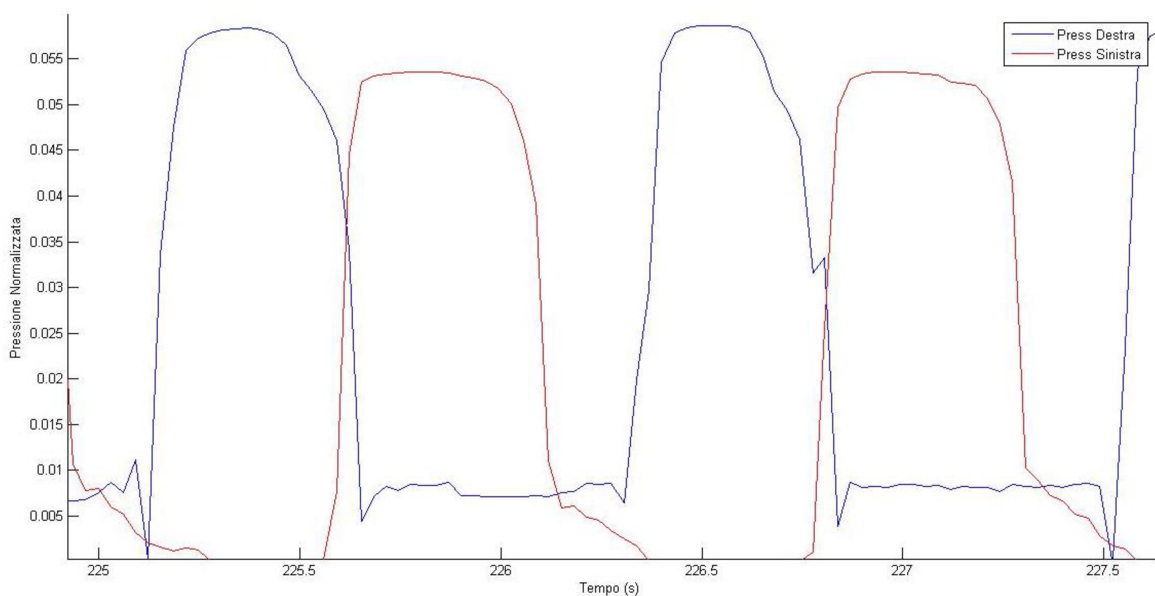


Figura 6.29: Andamento dei segnali di pressione sui bastoncini dx e sx durante una tipica camminata

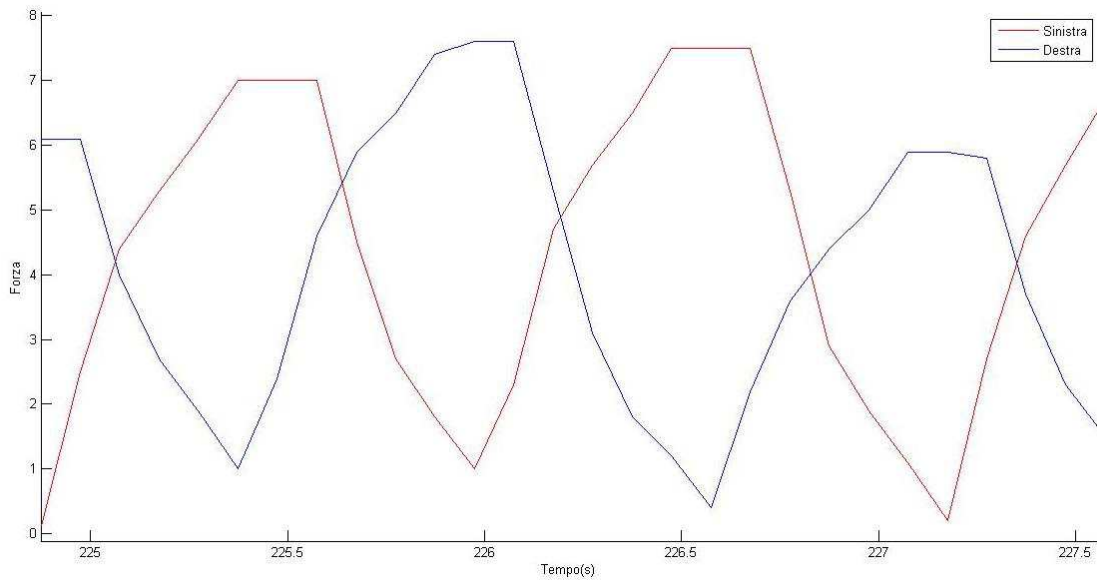


Figura 6.30: Andamento dei segnali di forza applicata sui bastoncini dx e sx durante una tipica camminata

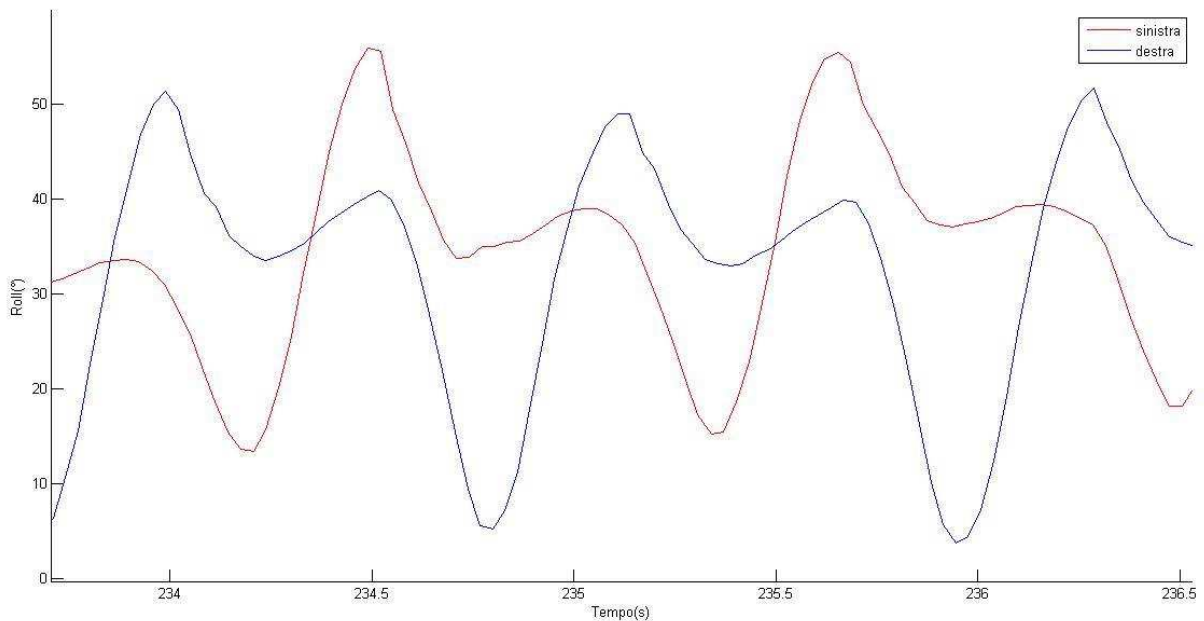


Figura 6.31: Andamento dei segnali di inclinazione dei bastoncini dx e sx durante una tipica camminata

In conclusione è possibile affermare che l'utilizzo di sensori a bordo dei due bastoncini possono essere usati per fare un'analisi del gesto atletico. Questa analisi si inserisce in un campo totalmente aperto nella letteratura scientifica, toccando aspetti ancora non studiati a sufficienza. Ovviamente questo lavoro dovrà essere portato avanti acquisendo dati da più soggetti, esperti

e principianti. L'obiettivo finale sarà quello di implementare dei classificatori che permettano in maniera del tutto automatica di valutare la correttezza del gesto atletico, l'entità e l'origine degli eventuali errori commessi dai principianti o dagli stessi istruttori durante la camminata.

Capitolo 7

Conclusioni

L'obiettivo di questo lavoro ha riguardato l'analisi, lo studio e lo sviluppo di algoritmi di sensor data fusion a partire da misure provenienti da un'unità di sensing composta da quattro sensori MEMS quali un accelerometro, un giroscopio, un magnetometro ed un barometro. Mediante lo sviluppo di specifici algoritmi è stato possibile ottenere un'accurata stima circa l'orientazione nello spazio e l'altitudine del segmento corporeo sul quale tali sensori vengono applicati. Tali algoritmi sono stati progettati in modo da garantire un basso carico computazionale permettendo la loro implementazione in dispositivi embedded. A tal proposito, sono stati sviluppati dei dispositivi indossabili per applicazioni nel campo dell' Ambient Assisted Living e della riabilitazione motoria.

Sfruttando i dati accelerometrici e le accurate stime di orientazione e altitudine del dispositivo, è stato implementato un algoritmo di fall detection in grado di rilevare la caduta di un soggetto e generare un allarme real time per segnalare l'emergenza. Al fine di testare le performance dell'algoritmo, diversi volontari hanno eseguito protocolli sperimentali che prevedevano simulazioni di cadute ed eventi di normale vita quotidiana. Dai risultati ottenuti risulta che l'uso combinato dei quattro sensori a bordo del dispositivo, ha permesso di ottenere migliori performance rispetto agli algoritmi attualmente presenti in letteratura.

Un secondo campo applicativo ha riguardato lo studio e l'analisi della camminata in soggetti affetti da sclerosi multipla al fine di determinare in maniera quanto più oggettiva possibile l'esito di una terapia riabilitativa, per vedere come il paziente reagisce ad una determinata somministrazione farmacologia o più semplicemente per avere un'idea sul decorso naturale della patologia. Sono stati analizzati 10 soggetti con vari gradi di severità della malattia, valutata tramite la EDSS, e con diversi indici di fatica determinati tramite la MFIS, confrontando i loro dati con quelli di un gruppo di soggetti sani. I soggetti sono stati sottoposti al TUG test ed al 6MWT. È stato confermato un generale peggioramento dei parametri analizzati in riferimento all'aumento del grado della patologia. Il Timed Up and Go test ha evidenziato che, soprattutto nei malati con EDSS pari a 5.5, il tempo di inversione di marcia nella prova "cognitiva" è maggiore rispetto a quella "manuale" quindi in questo caso i pazienti per risolvere il calcolo mentale hanno perso la concentrazione nella camminata. Stessa cosa può essere vista anche in altri due pazienti, uno con grado 4 e l'altro con 4.5. Per quanto riguarda il Six Minutes Walking test è stata rilevata una correlazione con l'indice di fatica derivante dal questionario a cui sono stati sottoposti i pazienti soprattutto in relazione alla diminuzione della velocità durante il test.

Applicando i sensori sui bastoncini utilizzati nella disciplina del Nordic Walking, è stato possibile valutare il gesto motorio compiuto dai soggetti praticanti durante una camminata. In questo specifico studio, oltre ad accelerometro, giroscopio e magnetometro, sono stati utilizzati anche un sensore FSR ed una cella di carico. I primi tre sensori sono stati adoperati per descrivere l'orientazione dei due bastoncini nel tempo e nello spazio. Il sensore FSR è posizionato sull'impugnatura dei bastoncini e valuta la pressione della mano sul bastoncino durante la camminata. La cella di carico è invece utile per misurare la forza applicata dai bastoncini verso il

terreno. Le informazioni provenienti da tutti questi sensori sono in grado di caratterizzare in maniera del tutto oggettiva la correttezza del gesto atletico.

Publicazioni

Rivista

P. Pierleoni, A. Belli, L. Maurizi, L. Palma, L. Pernini, M. Paniccia and S. Valenti, “A Wearable Fall Detector for Elderly People Based on AHRS and Barometric Sensor” IEEE Sensor Journal, vol. 16, no 17, pp. 6733–6744, Sept. 1, 2016.

P. Pierleoni, A. Belli, L. Palma, M. Pellegrini, L. Pernini, and S. Valenti, “A High Reliability Wearable Device for Elderly Fall Detection” Sensors Journal, IEEE, vol. 15, no. 8, pp. 4544–4553, Aug 2015.

Conferenza internazionale

Paola Pierleoni, Alberto Belli, Lorenzo Maurizi, Lorenzo Palma, Luca Pernini, Simone Valenti, “A Indoor Localization System for AAL over Ipv6 WSN”, in International Symposium on Personal, Indoor and Mobile Radio Communications – Internet of Things for Ambient Assisted Living Workshop, IEEE, 2016.

P: Pierleoni, L. Pernini, L. Palma, L. Maurizi, S. Valenti, L. Sabbatini and A. Marroni, “An Innovative WebRTC Solution for e-Health Services” in International Conference on E-health Networking, Application & Services, IEEE, 2016.

Lorenzo Palma, Luca Pernini, Alberto Belli, Simone Valenti, Lorenzo Maurizi, Paola Pierleoni, “IPv6 WSN Solution for Integration and Interoperation Between Smart Home and AAL Systems” in Sensor Applications Symposium (SAS), IEEE, 2016.

Paola Pierleoni, Alberto Belli, Lorenzo Maurizi, Lorenzo Palma, Luca Pernini, Simone Valenti, “Performance Evaluation of a PNS Based on an Objective Experimental Method” in Intelligent Solutions in Embedded System (WISES), IEEE, 2015.

Paola Pierleoni, Luca Pernini, Alberto Belli, Lorenzo Palma, Michele Paniccia, Simone Valenti, “SVM-Based Fall Detection Method for Elderly People using Android Low Cost Smartphones” in Sensors Applications Symposium (SAS), IEEE, 2015.

Paola Pierleoni, Luca Pernini, Alberto Belli, Lorenzo Palma, Simone Valenti, “A Versatile Ankle-Mounted Fall Detection Device Based on Attitude Heading Systems” in Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), IEEE/CAS-EMB, 2014.

Paola Pierleoni, Luca Pernini, Alberto Belli, Lorenzo Palma, Simone Valenti, “An Accurate Device for Real-Time Altitude Estimation Using Data Fusion Algorithms” in International

Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications (MESA), IEEE/ASME, 2014.

Conferenze Workshop Nazionali

Paola Pierleoni, Alberto Belli, Lorenzo Palma, Luca Pernini, Simone Valenti, “An innovative IoT solution for smart environments in AAL,” in Forum Italiano dell’Ambient Assisted Living (FORITAAL), May, 2015.

Lorenzo Palma, Paola Pierleoni, Alberto Belli, Luca Pernini, Simone Valenti, “La localizzazione indoor nel mondo dell’IoT,” in Workshop Tecnico GARR 2014, Dec 2014.

Bibliografia

- [1] P. Pierleoni, A. Belli, L. Maurizi, L. Palma, L. Pernini, M. Paniccia and S. Valenti, “A Wearable Fall Detector for Elderly People Based on AHRS and Barometric Sensor”, *IEEE Sensor Journal*, vol. 16, no 17, pp. 6733–6744, Sept. 1, 2016
- [2] Maki, Brian E., Pamela J. Holliday, and Anne K. Topper. "A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population", *Journal of gerontology* 49.2 (1994): M72-M84
- [3] Sabatini, Angelo M. "Quaternion-based strap-down integration method for applications of inertial sensing to gait analysis", *Medical and Biological Engineering and Computing* 43.1 (2005): 94-101
- [4] P. Pierleoni, L. Palma, A. Belli, and L. Pernini, “A real-time system to aid clinical classification and quantification of tremor in parkinson’s disease” in *Biomedical and Health Informatics (BHI)*, 2014 IEEE-EMBS International Conference on. IEEE, 2014, pp. 113–116
- [5] A. M. Sabatini, “Kalman-filter-based orientation determination using inertial/magnetic sensors: Observability analysis and performance evaluation”, *Sensors*, vol. 11, no. 10, pp. 9182–9206, 2011
- [6] R. Mahony, T. Hamel, and J.-M. Pflimlin, “Nonlinear complementary filters on the special orthogonal group”, *IEEE Trans. Autom. Control*, vol. 53, no. 5, pp. 1203–1218, 2008
- [7] Sagawa, K.; Ishihara, T.; Ina, A. & Inooka, H. “Classification of human moving patterns using air pressure and acceleration”, *Industrial Electronics Society, 1998. IECON'98. Proceedings of the 24th Annual Conference of the IEEE*, 1998, 2, 1214-1219
- [8] Sternberg, H.; Fessele, M. & Hönniger, C. “Indoor navigation without infrastructure-based local positioning system”, *Proceedings of the 6th International Symposium on Mobile Mapping Technology MMT*, 2009, 9
- [9] Sabatini, A. M. & Genovese, V. “A Stochastic Approach to Noise Modeling for Barometric Altimeters Sensors”, *Multidisciplinary Digital Publishing Institute*, 2013, 13, 15692-15707
- [10] Higgins, W. T. “A comparison of complementary and Kalman filtering”, *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, 1975, 11, 321-325
- [11] P. Pierleoni, A. Belli, L. Palma, L. Pernini, and S. Valenti, “An accurate device for real-time altitude estimation using data fusion algorithms”, in *Mechatronic and Embedded Systems and Applications (MESA)*, 2014 IEEE/ASME 10th International Conference on. IEEE, 2014, pp. 1–5

- [12] Delahoz, Y. S. & Labrador, M. “A. Survey on fall detection and fall prevention using wearable and external sensors Sensors”, *Multidisciplinary Digital Publishing Institute*, 2014, 14, 19806-19842
- [13] Rubenstein, L. Z. “Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention Age and ageing”, *Br Geriatrics Soc*, 2006, 35, ii37-ii41
- [14] Ageing, W. H. O. & Unit, L. C. “WHO global report on falls prevention in older age”, World Health Organization, 2008
- [15] Gurley, R. J.; Lum, N.; Sande, M.; Lo, B. & Katz, M. H. “Persons found in their homes helpless or dead”, *New England Journal of Medicine*, Mass Medical Soc, 1996, 334, 1710-1716
- [16] Kangas, M.; Konttila, A.; Lindgren, P.; Winblad, I. & Jämsä, T. “Comparison of low-complexity fall detection algorithms for body attached accelerometers Gait & posture”, *Elsevier*, 2008, 28, 285-291
- [17] Bourke, A. K.; Van de Ven, P. W.; Chaya, A. E.; ÓLaighin, G. M. & Nelson, J. “Testing of a long-term fall detection system incorporated into a custom vest for the elderly Engineering in Medicine and Biology Society”, 2008. *EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*, 2008, 2844-2847
- [18] Jantaraprim, P.; Phukpattaranont, P.; Limsakul, C. & Wongkittisuksa, B. “A system for improving fall detection performance using critical phase fall signal and a neural network”, *Songklanakarin Journal of Science & Technology*, 2012, 34
- [19] Brignole, M. “Distinguishing syncopal from non-syncopal causes of fall in older people Age and ageing”, *Br Geriatrics Soc*, 2006, 35, ii46-ii50
- [20] Noury, N.; Fleury, A.; Rumeau, P.; Bourke, A.; Laighin, G.; Rialle, V. & Lundy, J. “Fall detection-principles and methods Engineering in Medicine and Biology Society”, 2007. *EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, 2007, 1663-1666
- [21] Pierleoni, P.; Belli, A.; Palma, L.; Pellegrini, M.; Pernini, L. & Valenti, S. “A High Reliability Wearable Device for Elderly Fall Detection”, *Sensors Journal, IEEE*, 2015, 15, 4544-4553
- [22] Bianchi, F.; Redmond, S. J.; Narayanan, M. R.; Cerutti, S.; Celler, B. G. & Lovel, N. H. “Falls event detection using triaxial accelerometry and barometric pressure measurement”, *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2009. *EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, 2009, 6111-6114
- [23] Chen, D.; Zhang, Y.; Feng, W. & Li, X. “A wireless real-time fall detecting system based on barometer and accelerometer”, *Industrial Electronics and Applications (ICIEA)*, 2012 *7th IEEE Conference on*, 2012, 1816-1821

- [23] R.I. Spain, R.J. St. George, A. Salarian, M. Mancini, J.M. Wagner, F.B. Horak, D. Bourdette. “Body-worn motion sensors detect balance and gait deficits in people with multiple sclerosis who have normal walking of speed”, *Gait and Posture* 35 (2012) 573-578
- [24] Sharissa H.A. Corporaal, Henrik Gensicke, Gens Kuhle, Ludwig Kappos, John H.J. Allum, Özgür Yaldizli. “Balance control in multiple sclerosis: Correlation of trunk sway during sway and gait tests with disease severity”, *Gait and Posture* 37 (2013) 55-60
- [25] John R. Rebula, Lauro V. Ojeda, Peter G. Adamczyk, Arthur D. Kuo. “Measurement of foot placement and its variability with inertial sensors”, *Gait and posture* 38 (2013) 974-980
- [26] Pino Dellasega, “Nordic Walking, Benessere ed emozioni della camminata con i bastoncini”, *Hoepli*, 2012

