



UNIVERSITÀ
POLITECNICA
DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

TESI DI LAUREA TRIENNALE

**Sviluppo di una procedura per il rilevamento e la
valutazione di cambi di direzione con sensore
inerziale**

**Developing a procedure for the detection and evaluation of change of
direction (CODs) with an inertial sensor**

Laureando:

Francesco Ottaviano

MATRICOLA: S1104824

Relatore:

Prof. Lorenzo Scalise

Correlatori:

Prof. ssa Gloria Cosoli

Prof. Marco Arnesano

ANNO ACCADEMICO 2023-2024

*Alla mia famiglia e ai miei amici, sempre pronti ad aiutarmi e a sostenermi.
All'Ing. Luna e ai migliori compagni di questi ultimi mesi Veronica e
Leandro.*

Indice

Indice	i
Elenco delle figure	iii
Elenco delle tabelle	vi
1 Introduzione	2
2 Il Cammino	4
2.1 Il cammino: generalità	4
2.1.1 Il ciclo del passo	5
2.1.2 Le fasi del ciclo del passo	7
3 La Corsa: breve excursus	9
3.1 Modellizzazione	9
3.2 Le fasi della corsa	9
3.3 Traiettoria del Baricentro	10
4 Wearable Devices	12
4.1 Unità Inerziale di Misura - IMU	12
4.1.1 Accelerometri	12
4.1.2 Giroscopi	14
4.1.3 Magnetometri	17
4.1.4 Biosensori: l'Ingegneria al servizio dello Sport	18
5 Iter Procedurale: Prove e Processamento dati	22
5.1 Metodi di acquisizione	23
5.1.1 Metodi: test in condizioni controllate (camminata)	23
5.1.2 Metodi: Test in condizioni non controllate (corsa)	26
5.2 Pre-Preprocessing	33
5.3 Processing	36
5.3.1 Algoritmo di Canny	36
5.3.2 Algoritmo per calcolo degli angoli di Yaw	38
5.3.3 Metodi di validazione	44

6 Risultati	47
7 Discussione e conclusioni	51
Bibliografia	53

Elenco delle figure

2.1.1	E' in figura rappresentato il modello di pendolo inverso nella direzione antero-posteriore; y è la posizione del baricentro (COM) in relazione alla caviglia, u è la posizione del centro di pressione (<i>Center of Pressure</i> - COP) rispetto la caviglia, θ è l'angolo di oscillazione, h è la distanza tra caviglia e COM, mg la forza peso e infine <i>GRF</i> (<i>ground reaction force</i>) sono le forze di reazione esercitate al terreno	5
2.1.2	Sono qui riportate le fasi del ciclo del passo e messi in evidenza ordinatamente gli eventi di CI, DO, ST, CO, DA, PA, TV e di CI	7
3.2.1	Fasi della corsa con modello di gamba elastica; immagine presa da Vibrazioni-oscillazioni muscolari ed accessori per correre più veloce	10
3.3.2	Traiettoria ideale del COM (nell'immagine il baricentro è <i>Centre of Gravity</i> , COG) sul piano sagittale (x,y) (sinistra) e storia temporale della posizione verticale del COM (destra); immagine presa dal [6]	11
4.1.1	Le due configurazioni più comuni degli accelerometri piezoelettrici: a sinistra quello a chip integrato, a destra il modello tradizionale con trave a sbalzo; Figura presa da [11]	13
4.1.2	Nucleo del giroscopio a forma di stampo per ciambelle rovesciato; immagine presa da [15]	15
4.1.3	In alto (Figura a) è rappresentata l'accelerazione di Coriolis (a_c) che agisce su di una particella in movimento, in basso (Figura b) il modello massa-molla del giroscopio MEMS	16
4.1.4	E' nell'immagine rappresentato un Magnetometro HV (<i>Helium Vector Magnetometer</i> - HVM) delle stazioni spaziali <i>Pioneer 10</i> e <i>11</i>	19
4.1.5	Sensori e Biosensori indossabili; figura presa da [33]	21
5.1.1	Atleta che indossa la pettorina K-sport	24

5.1.2	Immagine che mostra il sensore K-sport e la sua collocazione sul retro della pettorina	25
5.1.3	Sistema di riferimento se si guarda il dispositivo isolato	26
5.1.4	Sistema di riferimento se si vede il dispositivo posizionato sul retro della pettorina indossata dal soggetto	27
5.1.5	Percorso camminato effettuato con angoli di svolta contrassegnati con diversi colori	28
5.1.6	Uno dei quattro soggetti esaminati durante le prove di corsa attorno agli ostacoli	29
5.1.7	Modelli dello spostamento lungo la direzione verticale del bacino lungo la camminata. Figura presa da [42]	30
5.1.8	Modello di controllo dei movimenti destra-sinistra del COM durante il cammino. Le forze di contatto col pavimento, rappresentate da F_{yz} , hanno direzione congiungente il centro di pressione (COP) e il COM. g indica l'accelerazione di gravità (9.81 m s^{-2}), m la massa del soggetto, h l'altezza del COM dal suolo, z_0 metà della larghezza del passo e z lo spostamento medio-laterale del COM. Immagine presa da [42]	31
5.1.9	Percorso ad ostacoli effettuato correndo da parte dei 4 soggetti; sono stati posti dei simboli a notificare che in quel punto era presente un ostacolo (un birillo)	32
5.2.10	Sono qui riportate le rotazioni successive attorno all'asse x usate per correggere l'offset	34
5.2.11	Prima parte dell'algoritmo di Preprocessing, in cui dati vengono prima ricampionati (solo accelerometro e giroscopio) poi tagliati secondo l'intervallo di tempo utile e infine filtrati con un Kalman	35
5.3.12	Esempi di utilizzo degli angoli Eulero R-P-Y: (a) nello studio della posa anatomica di una testa umana; (b) in aeronautica (immagine presa da Microsoft - Rilevamento dei volti, attributi e dati di input)	36
5.3.13	figura che mostra i segnali di Yaw in uscita dal gyro (Figura in alto), dal mag (Figura al centro) e dalla fusione dei due (in basso)	38
5.3.14	Ultima parte del Preprocessing col filtraggio Butterworth e la correzione multi-sensore dell'offset, infine la prima parte di Processing che riguarda la stima dell'angolo di Yaw mediante <i>sensor fusion</i>	39
5.3.15	Grafico che riporta il segnale di Yaw prima e dopo essere stato passato sotto filtraggio gaussiano, con $\sigma = 10$	41

5.3.16 E' qui presentato il segnale derivato dello Yaw, vale a dire il gradiente, dove peraltro sono identificati in rosso tutti i picchi i quali indicano che lì è avvenuta la transizione nel cambio di direzione	42
5.3.17 Il grafico in questione rappresenta in simultanea le ampiezze dei bordi (in rosso) e l'andamento del segnale d'imbardata (in blu)	43
6.0.1 Nell'immagine sono mostrate le rette interpolanti: per ogni angolo forniscono il coefficiente angolare e l'intercetta con cui computare il <i>COD angle</i> positivo (svolta a destra); è possibile vedere 4 nuvole di punti afferenti alle nove prove iniziali, tutte che si dispongono in maniera verticale e nei punti si separazione tra le rette, contrassegnate con colori diversi	47
6.0.2 Nell'immagine sono mostrate le rette interpolanti: per ogni angolo forniscono il coefficiente angolare e l'intercetta con cui computare il <i>COD angle</i> negativo (svolta a sinistra); è possibile vedere 4 nuvole di punti afferenti alle nove prove iniziali, tutte che si dispongono in maniera verticale e nei punti si separazione tra le rette, contrassegnate con colori diversi	48
6.0.3 E' qui sopra riportato l'istogramma, grafico che mostra le frequenze assolute (in ordinata) e i valori divisi per classi (in ascissa); è inoltre mostrata l'incertezza estesa ($2*SD$) come due linee rosse verticali e la media degli scarti come linea nera verticale	49
6.0.4 E' sopra riportato il grafico di Bland-Altman; Le linee rosse rappresentano l'intervallo di confidenza al 95%, la quasi totalità della distribuzione degli scarti assunta come normale (gaussiana)	50
6.0.5 L'immagine qui riportata presenta la retta interpolante in ascissa gli angoli di riferimento e in ordinata gli angoli misurati. La correlazione lineare è quantificata attraverso l'indice di correlazione di Pearson (ρ)	50

Elenco delle tabelle

2.1.1 Range indicativi di variabilità dei parametri del passo per soggetti adulti sani (cammino in piano). Vedi [39] per variazioni rispetto all'età.	6
4.1.1 Dispositivi indossabili utilizzati in medicina sportiva	20

Abstract

Nel mondo dello sport si sta gradualmente abbandonando, o quantomeno riducendo, un approccio di *athlete-supporting* basato esclusivamente sulla rapidità degli atleti, concentrandosi di più su metodi che sfruttano sistemi di misura inerziali (*Inertial Measurement Unit*, IMU). Alcuni studi come [9] e [28] dimostrano che dei *COD* marcati possano condurre a una condizione di fatica neuromuscolare e muscolo-scheletrica, risultando in un sovraccarico meccanico sui distretti anatomici inferiori del corpo e dunque in un crescente rischio d'infortunio, anche e soprattutto per via di condizioni e tempi di riposo non adeguati. In questo lavoro di tesi viene in primo luogo presentato un protocollo di test che vede dei soggetti svolgere delle prove di camminata e di corsa con un dispositivo indossabile in una pettorina da sport. In secondo luogo servendosi dei dati raccolti sul campo, è sviluppata una procedura per il rilevamento e la valutazione di cambi di direzione utilizzando sensori inerziali. Le implicazioni potrebbero in un futuro rivelarsi di grande aiuto nel migliorare la comprensione dei movimenti degli atleti e, quindi, le loro prestazioni.

Capitolo 1

Introduzione

Oramai negli sport di qualunque sorta si cercano tecnologie allo stato dell'arte ed innovative che possano migliorare le performance degli atleti [27]. In particolare si sta gradualmente abbandonando, o quantomeno riducendo, un approccio di *athlete-supporting* basato esclusivamente sulla cinematica (sulla velocità, parametro preferito da allenatori di sport che fanno della rapidità il loro punto forte), a favore di un approccio *motion-tracking* che sfrutta sistemi di misura inerziali (*Inertial Measurement Unit*, IMU). Nel presente studio è stato possibile raccogliere importanti risultati per quanto riguarda l'analisi del passo e della corsa (*Running Gait Analysis*, RGA)¹ di un set di soggetti (vedi sez. 5.1) con l'ausilio del dispositivo *K-AI Wearable Tech indoor device* di K-Sport (Fano, Italia). Tale dispositivo è dotato di una tecnologia *Sensor Fusion* e ha incorporato un corredo di sensori che misurano segnali diversi, caratterizzanti gli aspetti metrologici del passo/corsa: un *Global Positioning System* (GPS), un Accelerometro, un giroscopio, un magnetometro, degli elettrodi per un elettrocardiogramma (*ECG*), e sensori a banda ultra-larga. La ricerca in questo ambito (*motion-tracking*) ha fatto importanti passi avanti negli ultimi anni, visto il crescente affermarsi di una nuova generazione di IMU basate su tecnologia di sistemi micro-elettro meccanici (*Micro-Electro Mechanical systems* - MEMS). Uno dei modi migliori per aiutare allenatori e atleti a ottimizzare le prestazioni è fornire loro dati personalizzati e direttamente correlati alle prestazioni stesse. Alcuni studi come [9] e [28] dimostrano che dei *COD* marcati possano condurre a una condizione di fatica neuromuscolare e muscolo-scheletrica, risultando in un sovraccarico meccanico sui distretti anatomici inferiori del corpo e dunque in un crescente rischio d'infortunio, anche e soprattutto per via di condizioni e tempi di riposo non adeguati. Nel presente studio si fa uso di un dispositivo posizionato su di una pettorina indossabile, ciò lo rende molto adatto per la RGA, in particolare per applicazioni sportive, nelle quali un posizionamento sulla parte superiore del corpo di un atleta si traduce in una maggiore confortevolezza e ciò vuol dire non interferire coi suoi

¹La *Running Gait Analysis* è sfruttata in molteplici applicazioni sportive soprattutto per migliorare le performance e la consapevolezza e le abitudini dei movimenti, oltre che per prevenire gli infortuni

movimenti durante il gioco. E' inveterato che i tradizionali sensori posizionati sui giunti articolari possano influire negativamente sul movimento degli atleti, differentemente da quelli posizionati sul busto che invece ne preservano la fluidità e naturalezza; inoltre i ricercatori hanno dimostrato l'efficacia con cui le IMU indossabili riescono a studiare gli andamenti locomotori tipici di ogni atleta mentre pratica lo sport di pertinenza: nel calcio, sport prevalentemente incentrato nella corsa, nel basket, che notoriamente presenta una frequenza di cambi di direzione (*Change of Directions, COD*) più importante rispetto al calcio. Si intuisce come l'*athlete-tracking* possa essere di supporto nell'identificare e nel quantificare gli episodi (*incidents*) di COD, aspetto cruciale per prevenire gli infortuni negli sport che richiedono alte performance fisiche. Pertanto il seguente studio si focalizza sullo sviluppare un algoritmo efficiente per identificare non solo con assoluta precisione dove e quando si verificano questi COD durante la locomozione umana, in un caso come cammino e nell'altro come corsa, ma anche di stimarne la gravità (l'ampiezza); questo è un obiettivo onorevole visto che apre a nuove possibilità di ricerca, oltre che dare validi e innovativi strumenti a chi studia come migliorare le performance degli atleti.

Capitolo 2

Il Cammino

2.1 Il cammino: generalità

Il cammino è in condizioni *normali* il metodo di locomozione più comune agli esseri umani, ma che però nasconde una notevole complessità legata a tutte le componenti che vi partecipano (sistema muscolo-scheletrico e nervoso). Mentre si cammina c'è un uso alternato delle gambe le quali forniscono stabilità e propulsione, inoltre possono essere assunte diverse andature e si può avere un diverso tipo di passo, il passo *statico* o il passo *dinamico*. Si ha il primo tipo di passo quando ci si muove in maniera lenta e contenuta, cosicché la forza peso passi sempre per la base d'appoggio che è il piede e si abbia una transizione costante tra posizioni di equilibrio statico; tali posizioni possono essere mantenute per un tempo indefinito irrigidendosi di colpo. Il secondo tipo di passo è quello normalmente utilizzato: il corpo è in posizione eretta appoggiato sul piede che funge da base ridotta, dunque l'apparato locomotore è obbligato a coinvolgere tutto il corpo nell'orchestrare tale movimento, dove peraltro entrano in gioco meccanismi d'inerzia. Le posizioni non sono necessariamente di equilibrio; considerando un passo monopodalico il corpo ruota attorno alla caviglia sospinto dalla propria inerzia. E' perciò facile assimilarlo al modello di pendolo inverso, mentre l'oscillazione in avanti della gamba assomiglia a quella di un pendolo libero (svincolato dalla caviglia), (vedi Whittle [39] e Winter [40]). La biomeccanica del corpo umano viene rappresentata da una catena multisegmentata: nel caso di postura eretta in quiete, è possibile semplificare tale catena in un *pendolo inverso* semplice incernierato alla caviglia (vedi Figura 2.1.1), ad un grado di libertà sul piano sagittale (vedi ulteriormente in Gage et al. 2004 [18]). La trasmissione verso il tronco delle forze e delle coppie che gli arti inferiori si scambiano è effettuata dai muscoli e dai legamenti, il tronco le raccoglie e gli arti superiori lavorando in sinergia con quelli inferiori, generano delle accelerazioni e quindi forze d'inerzia necessarie ad equilibrare il corpo e performare il movimento cercato. Si può notare empiricamente che se si cammina o corre a braccia conserte, la spinta cinetica data dalle braccia è in parte rimpiazzata dal movimento della testa e in parte dal movimento del

tronco [24].

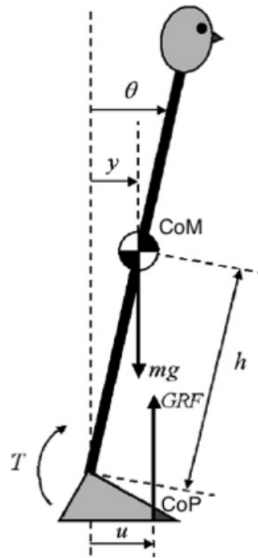


Figura 2.1.1: E' in figura rappresentato il modello di pendolo inverso nella direzione antero-posteriore; y è la posizione del baricentro (COM) in relazione alla caviglia, u è la posizione del centro di pressione (*Center of Pressure* - COP) rispetto la caviglia, θ è l'angolo di oscillazione, h è la distanza tra caviglia e COM, mg la forza peso e infine GRF (*ground reaction force*) sono le forze di reazione esercitate al terreno

2.1.1 Il ciclo del passo

Panoramica e temporizzazione del ciclo del passo

Il ciclo del passo è definito come la sequenza che va dall'inizio dell'appoggio del piede sul suolo al successivo appoggio del medesimo piede, ecco perché viene chiamato anche *doppio passo*, contrariamente al *passo* che invece indica una mezza sequenza, la quale termina con l'appoggio del piede controlaterale. Tutte le fasi del ciclo si verificano in modo alternato per le due gambe, con uno sfasamento del 50% per ogni mezza sequenza (passo); ogni gamba durante un passo va incontro alle due seguenti fasi [24]:

- fase di appoggio (*stance*), rappresenta circa il 60% dell'intero ciclo. Mediante l'appoggio una gamba provvede all'azione di supporto e di equilibrio, inoltre di tale fase fanno parte le due di doppio appoggio, che ne rappresentano circa il 10%.
- fase di sospensione (*swing*), rappresenta il 40% del ciclo (il restante della fase di appoggio). Coadiuvata dalla *stance*, tale fase permette all'arto che non si trova in appoggio di oscillare in avanti e quindi di avanzare.

Si pensi che secondo lo studio di Iosa et al. 2013 [21] le durate relative dei precedenti tre periodi valgono (rispettivamente) 100-38-62 [s], cosicché i rapporti del ciclo del passo col tempo d'appoggio e poi del tempo d'appoggio col tempo di sospensione siano circa uguali al rapporto aureo: $100/62 \simeq 62/38 \simeq (1 + \sqrt{5})/2 \simeq 1,618$.

Parametri della velocità del cammino

Quando si analizza il cammino si usa parlare di *cadenza* (c [passi/min]) che tiene conto dei mezzi cicli che avvengono in un certo intervallo di tempo, e di tempo di ciclo t_c :

$$t_c = \frac{120}{c} \text{ [s]} \quad (2.1)$$

Sia c sia t_c sono convertibili in frequenza ([Hz]), la prima dividendola per 60 e la seconda per 120, ottenendo rispettivamente la frequenza di passo f_p e la frequenza di ciclo f_c . Introducendo l'unità di spazio, ossia la lunghezza del passo l_p (equivalente alla lunghezza del ciclo l_c), si arriva a definire la velocità del cammino v :

$$v = l_c f_c = l_p f_p = \frac{l_c}{t_c} = \frac{l_p}{t_p} \text{ [m/s]} \quad (2.2)$$

Conoscendo quindi due soli parametri tra quelli di tempo (o frequenza) e di spazio, è possibile risalire alla velocità. La tabella 2.1.1 riporta dei range indicativi di variabilità di questi parametri per soggetti adulti sani.

Tabella 2.1.1: Range indicativi di variabilità dei parametri del passo per soggetti adulti sani (cammino in piano). Vedi [39] per variazioni rispetto all'età.

Soggetti	Cadenza c [passi/min]	Tempo ciclo t_c [s]	Lunghezza ciclo l_c [m]	Velocità v [m/s]
Femmine	118 ± 20	1.05 ± 0.17	1.32 ± 0.26	1.30 ± 0.36
Maschi	113 ± 22	1.10 ± 0.22	1.55 ± 0.30	1.46 ± 0.36

Per regolare la velocità del cammino si può variare la lunghezza o la frequenza del passo. Nonostante viga un'indipendenza nel regolare ciascuno di questi due parametri (ad opera dell'uomo), si è scoperta l'esistenza sia per uomini sia per donne di una relazione lineare che li lega, così scritta:

$$l_p = q + b f_p \quad b > 0 \quad (2.3)$$

Da notare che le costanti q e b possono essere utilizzate come parametro biometrico per l'identificazione personale.

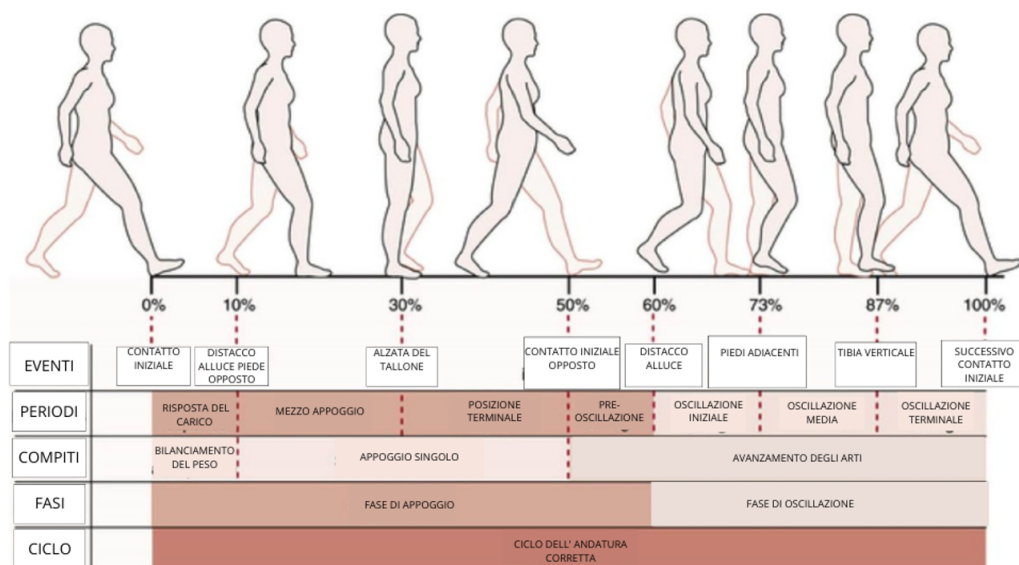


Figura 2.1.2: Sono qui riportate le fasi del ciclo del passo e messi in evidenza ordinatamente gli eventi di CI, DO, ST, CO, DA, PA, TV e di CI

2.1.2 Le fasi del ciclo del passo

Si possono identificare in tutto sette sottofasi del ciclo del passo, quattro per la fase d'appoggio e tre per la fase di sospensione. Per la fase d'appoggio si nominano una serie di eventi principali:

- CI, Contatto Iniziale col tallone (inizio del doppio appoggio);
- DO, Distacco dell'alluce del piede Opposto (fine del doppio appoggio);
- ST, Sollevamento del Tallone;
- CO, Contatto iniziale del piede Opposto (inizio del doppio appoggio);
- DA, Distacco dell'Alluce (fine del doppio appoggio).

I precedenti eventi determinano le seguenti sottofasi:

- passaggio di carico graduale da un arto all'altro (appoggio da posteriore ad anteriore) al momento dell'appoggio del tallone a terra;
- Avanzamento del tronco rispetto al piede (fermo) fino a che non diventa verticale;
- spinta dell'avampiede (metatarso) che imprime un'accelerazione in alto e in avanti, che genera la progressione del corpo;

- controllo d'equilibrio; quando si verifica l'appoggio posteriore sull'alluce, il quale fa sì che ci sia un passaggio di carico graduale all'altro arto, già a contatto col terreno.

Durante la fase di sospensione si riconoscono gli eventi:

- DA, Distacco dell'Alluce dal suolo (fine del doppio appoggio);
- PA, Piedi Adiacenti;
- TV, Tibia Verticale;
- CI, Contatto Iniziale col tallone (fine del doppio appoggio).

Di seguito le corrispondenti sottofasi:

- fase di distacco (sospensione iniziale); l'arto ora si accorcia permettendo il superamento della verticale (temporalmente è collocato dopo la seconda sotto-fase di appoggio);
- fase di avanzamento, anche detta sospensione media, quando l'arto è libero di oscillare e di passare sotto il tronco;
- Sospensione finale, in cui l'arto si allunga in avanti preparandosi per il successivo appoggio.

Preso come riferimento la Figura 2.1.2 si intravede una reale complessità nel gesto quotidiano di camminare, anche e soprattutto se si considerano gli eventi metabolici e bioenergetici che ogni istante entrano in gioco nel sostenere e nel garantire la prosecuzione del movimento (il medesimo non rientra nell'oggetto di questo studio, per completezza vedi [24]).

Capitolo 3

La Corsa: breve excursus

3.1 Modellizzazione

Sebbene il cammino (vedi sez. 2.1) possa essere visto come il movimento oscillatorio di un pendolo o alternativamente come una serie di cadute controllate, la corsa è un metodo di locomozione paragonabile a quello che viene compiuto da un Pogo Stick durante dei salti ripetuti, e quindi risulta facile schematizzare il comportamento di una gamba in appoggio come quello di una molla. In maniera analoga alla camminata la locomozione durante la corsa consiste nell'impiego alternato delle due gambe, mentre per quanto riguarda gli istanti d'appoggio del piede sul terreno, diversamente che nella camminata, si hanno istanti in cui non vi è contatto col terreno: l'insieme di questi istanti è definito come *periodo di volo* e la durata del periodo di appoggio del piede è paragonabile a quella del periodo di volo (soprattutto ad alte velocità). Si può assimilare il comportamento elastico del Pogo Stick a quello dei muscoli che durante la fase di appoggio si accorciano e durante la prima fase di volo si allungano, così come gli stessi muscoli insieme ai tendini subiscono deformazioni visco-elastiche. Durante le prime fasi d'appoggio c'è un immagazzinamento di energia che viene restituito durante le ultime fasi, e poiché la deformazione si è detta avere non solo componente elastica, ma anche viscosa, c'è un recupero solo parziale dell'energia elastica; alla luce di ciò i muscoli sono «costretti» continuamente a rigenerare tale energia: attività che però conferisce una migliore andatura e anche un risparmio energetico.

3.2 Le fasi della corsa

Così come per il cammino anche la corsa ha un proprio ciclo del passo, con una fase iniziale di appoggio del piede a terra, poi con una di sospensione e in ultimo con l'appoggio successivo del medesimo piede. Nell'istante in cui si verifica il primo contatto il ginocchio è leggermente flesso per favorire il «molleggio», così il ginocchio continua a flettersi a poco a poco portando il baricentro (*Centre of Mass*, COM) verso il basso, fino a che non si estende proiettando il corpo in alto

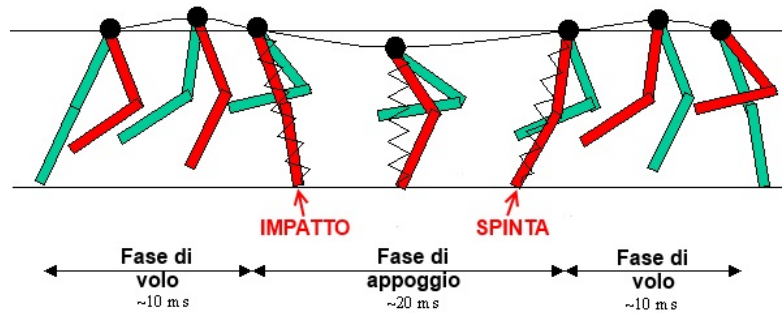


Figura 3.2.1: Fasi della corsa con modello di gamba elastica; immagine presa da Vibrazioni-oscillazioni muscolari ed accessori per correre più veloce

e in avanti. Il piede termina il contatto col terreno mentre è completamente esteso per poi staccarsi: da qui si ha l'inizio della fase aerea (o periodo di volo). Nell'istante in cui il piede tocca il terreno termina il ciclo del passo: in Figura 3.2.1 il ciclo completo con tanto di «gamba elastica». Durante le fasi della corsa entrano in gioco complessi meccanismi energetici (e metabolici) che non riguardano l'oggetto dello studio che si sta conducendo (in alternativa vedi [24]), al contrario invece dei contenuti della sezione seguente.

3.3 Traiettoria del Baricentro

E' importante analizzare l'aspetto legato al movimento del baricentro dato che si sta parlando di un *wearable device*, e in quanto tale il posizionamento «comodo» del sensore costituisce un artefatto additivo che va corretto, quindi una fonte d'incertezza per chi lo studia. Non è difficile avere cognizione di come il bacino si muova durante il cammino, a maggior ragione durante la corsa, ecco perché si parla di spostamento del bacino (*displacement of the pelvis*, vedi [42]): la distanza del dispositivo K-Sport dal COM costituisce un ulteriore artefatto (purtroppo inevitabile), bensì è possibile effettuare predizioni sulla traiettoria che esso compie basate sul ciclo del passo durante la corsa. Sono stati illustrati nel par. 3.2 i movimenti discendenti e ascendenti nella fase iniziale e finale di appoggio rispettivamente. Alla luce di tale aspetto la traiettoria del COM può essere scomposta nelle due fasi:

- di appoggio; in questa fase il baricentro ricalca pressoché una parabola con concavità verso l'alto, quindi inizialmente si abbassa di quota per poi riprendere ad alzarsi sino alla completa estensione del ginocchio;
- di volo; in tale caso la traiettoria compiuta ricalca precisamente una parabola avente concavità verso il basso, e il punto di massima quota è raggiunto all'incirca a metà di questa fase.

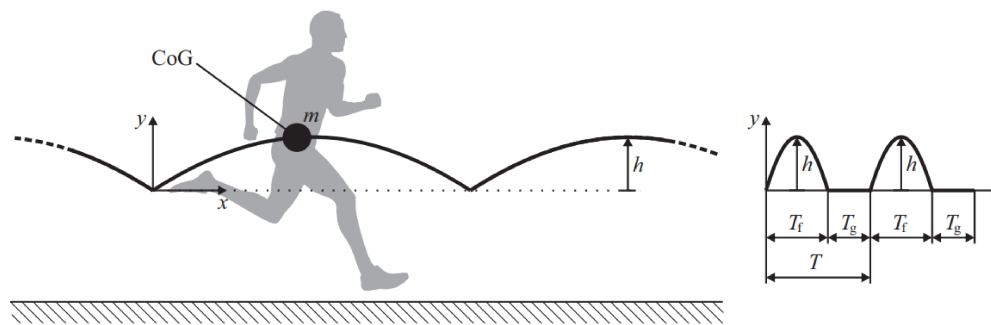


Figura 3.3.2: Traiettoria ideale del COM (nell'immagine il baricentro è *Centre of Gravity*, COG) sul piano sagittale (x,y) (sinistra) e storia temporale della posizione verticale del COM (destra); immagine presa dal [6]

La cinematica del COM è descrivibile attraverso le due coordinate spaziali (x,y):

$$x(t) = x_0 + \dot{x}_0 t, \quad (3.1)$$

$$y(t) = y_0 + \ddot{y}_0 t - \frac{g}{2} t^2, \quad (3.2)$$

Secondo Bencsik e Zelei, 2017 [6], l'escursione che il baricentro compie durante il movimento è ottenibile dalla seguente:

$$\Delta h = 450 \frac{g r_f^2}{c^2} \pm 15.3 \text{ [mm]} \quad (3.3)$$

Nella quale:

- c , cadenza (*cadence*);
- $r_f = \frac{T_f}{T}$, esprime il rapporto (*ratio*) tra la fase di volo (*flight phase*) e la durata totale del passo (*total time duration of the step*);
- $\pm 15.3 \text{ [mm]}$ è la deviazione standard dell'oscillazione.

Il periodo di tempo indicativo del passo è T (non compare nella 3.3), separato in un istante di inizio e in uno di fine:

- T_f , durata della fase di volo (*flight phase time duration*); in funzione di tale valore di tempo è calcolabile Δh (traiettoria parabolica di coordinate come in 3.1 e 3.2) come $\Delta h = \frac{1}{8} g T_f^2$, la stessa è poi affinata nell'equazione 3.3;
- T_g , durata della fase di contatto a terra (*grounded phase time duration*);

risulta che $h = 40 \div 110 \text{ mm}$, valore che può essere sfruttato per calcolare l'ampiezza del movimento del baricentro Δh_b (vedi Figura 3.3.2)

Capitolo 4

Wearable Devices

4.1 Unità Inerziale di Misura - IMU

In questo studio verranno presi in esame i dati in uscita dal terzetto accelerometro-giroscopio-magnetometro, il quale costituisce una *MIMU* (*Magnetometric Inertial Measurement Unit*)¹. Riferendosi invece ad una IMU, essa è un dispositivo elettronico che ha sovente la forma di una scatoletta, il quale una volta attaccato tramite un supporto fisico a un corpo, ne misura l'accelerazione lineare per mezzo di un accelerometro triassiale, la velocità angolare per mezzo di un giroscopio triassiale e, talvolta², l'orientazione rispetto al campo magnetico terrestre mediante un magnetometro triassiale. L'includere o meno il magnetometro aumenta ancor più le potenzialità dei sensori IMU fornendo una misura diretta dell'angolo di rotazione di imbardata (ne verrà data una definizione in seguito, nella sez. 5.3.1). Se si pensa alla categoria dei dispositivi indossabili, le IMU sono largamente impiegate negli sport per via della loro abilità di misurare e analizzare i movimenti degli atleti (vedi [1] e [24]).

4.1.1 Accelerometri

Gli accelerometri sono dispositivi che misurano lo spostamento di un corpo in termini di accelerazione antero-posteriore, medio-laterale e verticale (lungo le tre direzioni ortogonali). La velocità è il tasso di variazione della posizione spaziale rispetto al tempo, in termini matematici è la derivata della posizione rispetto al tempo; della velocità il tasso di variazione (o derivata) rispetto al tempo è dato dall'accelerazione e viene spesso quantificata in unità gravitazionali (g , dove $1g = 9,81 \text{ m s}^{-2}$, vedi sez. 5.2). E' noto dalle leggi della meccanica classica (Newton-Eulero) che l'accelerazione che un corpo assume, moltiplicata per la sua massa, è proporzionale alla sommatoria delle forze esterne che agiscono su di esso: nello studio che segue si vedrà come i dati di partenza siano delle accelerazioni (almeno per quanto riguarda l'accelerometro usato, vedi sez. 5.1), ciò implica che, per ragioni legate al processamento dei

¹La definizione compare in [17]

²l'inclusione del magnetometro è opzionale

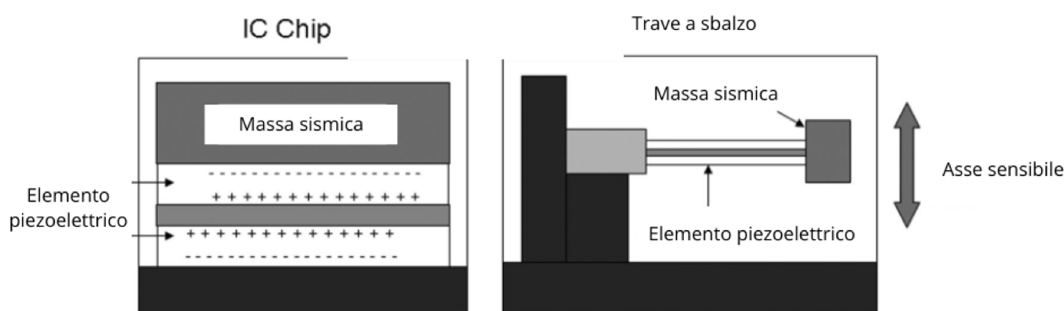


Figura 4.1.1: Le due configurazioni più comuni degli accelerometri piezoelettrici: a sinistra quello a chip integrato, a destra il modello tradizionale con trave a sbalzo; Figura presa da [11]

dati, si preferisce lavorare con accelerazioni, dalle quali possono essere ricavate in fase di postprocessamento (*postprocessing*) le velocità e gli spostamenti integrando rispettivamente una e due volte rispetto al tempo, conservando peraltro la struttura che essi avevano al momento dell'acquisizione. La stessa struttura dei dati iniziali non è conservata qualora si procedesse col derivarli e quindi si partisse da un sensore che misura unicamente la velocità. Gran parte degli accelerometri usati attualmente soprattutto per valutare la qualità dell'attività fisica di atleti, sfruttano uno o più sensori piezoelettrici (spesso abbreviati in *piezo*). Questi sono costituiti da un elemento piezoelettrico (un cristallo) e da una massa sismica, opportunamente posizionata all'interno di una piccola gabbia così che la tenga ferma quando il sensore non si muove: non appena lo stesso va incontro ad accelerazione la massa provoca una deformazione da parte dell'elemento piezoelettrico, che può quindi provocare uno sforzo di tipo flessorio qualora «pieghi» la trave che costituisce il piezoelettrico stesso (vedi Figura 4.1.1), altrimenti nei più moderni sensori a chip integrato (*IC Chip sensors*) può provocare una trazione o una compressione se lo sforzo ha la direzione longitudinale del piezoelettrico (nel primo caso lo tira, nel secondo lo comprime). Le deformazioni causano nel cristallo piezoelettrico un moto di cariche che generano una differenza di potenziale da una parte all'altra del sensore, quindi un'uscita in Volt proporzionale all'accelerazione in ingresso. La configurazione «a trave a sbalzo» (Figura 4.1.1) è sensibile nella direzione ove avviene la flessione, quindi è notoriamente considerato come misuratore di accelerazione uniassiale seppure deformazioni in altre direzioni producano accelerazioni lungo le stesse, di fatto quindi sono omnidirezionali. Per misurare con accuratezza l'accelerazione lungo più direzioni occorre montare più accelerometri unidirezionali uno ortogonalmente all'altro, altrimenti si usa una tipologia di accelerometri IC (Figura 4.1.1 a sinistra) che fornisce una misura multiassiale. La sensibilità è in ogni sensore determinata dalla geometria (es. area trasversale, lunghezza), dalle proprietà meccaniche del materiale

(es. durezza, resistenza a fatica) e da dove la massa sismica è posizionata lungo la trave. I sensori piezoelettrici sono molto utili poiché molto sensibili, ossia per piccole variazioni di segnale in ingresso (deformazione) producono grandi variazioni di segnale in uscita (accelerazione); invece un grosso limite di cui risentono è un fenomeno che in inglese è chiamato *leakage* (proprietà fisica del materiale): i piezoelettrici possono essere considerati affidabili per rilevare eventi dinamici, essendo loro strumenti del primo ordine, cioè la risposta in tensione che producono in uscita «decade» secondo una costante di tempo τ , che vale approssimativamente il 63% del valore del segnale dopo essersi completamente arrestato. Il *leakage* quindi determina un'impossibilità di catturare la componente statica dell'accelerazione, motivo per il quale i piezoelettrici non riescono a identificare le angolazioni rispetto al vettore gravità e quindi non possono essere usati per la misura dell'angolo di rotazione attorno alla verticale (che nel presente studio verrà chiamato angolo imbardata o di *Yaw* secondo la convenzione angolare Euleriana, vedi sez. 5.3); segue che non riescono a stabilire la posa che un corpo ha nello spazio, a differenza dei magnetometri (vedi par. 4.1.3). Si può capire quindi come si sia giunti all'integrazione di accelerometri con dispositivi in grado di sopperire alle mancanze sopra elencate: si sta parlando di giroscopi e magnetometri. Per maggiori dettagli nei riguardi dell'uso del solo accelerometro nel presente e nelle sue applicazioni future vedere [11].

4.1.2 Giroscopi

Il fenomeno del “moto di precessione” era osservato ai tempi dell'antica Grecia, il termine «giroscopio» fu coniato per tale motivo dagli stessi greci. I giroscopi sono dispositivi montati su di un corpo che funge da telaio, in grado di rilevare una velocità angolare se il telaio ruota. In realtà, sebbene lo stesso giroscopio possa sembrare ai più qualcosa di sofisticato, lo hanno tutti bene in mente. Per quanto utile sia il GPS, non è un sistema su cui si può sempre contare. Ci sono molte situazioni in cui il GPS potrebbe non essere utile poiché si interrompe il suo funzionamento, come quando ci si trova all'interno di un luogo chiuso completamente o parzialmente (es. un tunnel, un campo di battaglia, una miniera, sott'acqua o nello spazio). Nel nostro caso si sta parlando di attività fisica, e sebbene il GPS riesca a catturare la traiettoria che si fa per esempio in un percorso ad ostacoli, dallo stesso non è identicamente possibile estrarre parametri che permettano di valutare la «qualità» di come questo percorso sia stato compiuto; ciò è reso possibile dalla combinazione di uno o più accelerometri 4.1.1 e giroscopi (e magnetometri). Un'applicazione quotidiana che tutti noi conosciamo del giroscopio è nel nostro cellulare: difatti quando siamo in un luogo dove non c'è «campo» lo stesso non smette di funzionare,

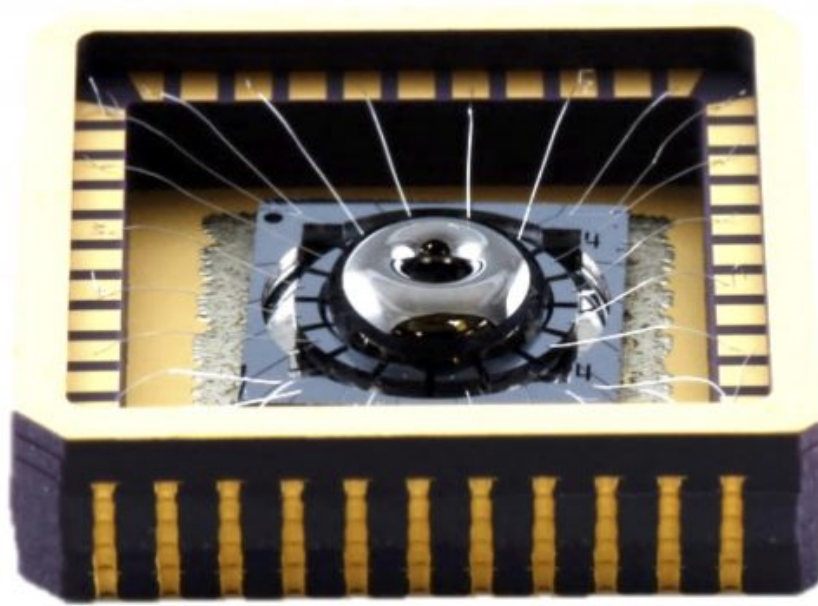


Figura 4.1.2: Nucleo del giroscopio a forma di stampo per ciambelle rovesciato; immagine presa da [15]

proprio perché corredato (nella maggior parte dei casi) di tre giroscopi e tre accelerometri montati in una singola IMU. Un giroscopio è come ogni sensore caratterizzato da una sensibilità e da una capacità di produrre una misura accurata, ovvero una rotazione prossima a quella effettiva³ che sta subendo. La maggior parte dei sensori ha una sorta di *offset* chiamato bias, che ne limita l'accuratezza: questo è ciò che il sensore «vede» quando non dovrebbe vedere nulla, o nel caso di un giroscopio, ciò che misura quando non si muove affatto. Il bias può essere eliminato facilmente tramite sottrazione algebrica qualora abbia un risultato fisso (per i cellulari spesso non è così). In realtà i giroscopi sono in maniera diffusa considerati alcuni dei sensori commerciali usati per la rilevazione del movimento con più alta sensibilità. Il segreto di ciò risiede nel cuore del giroscopio: una struttura risonante di vetro rivestita di un metallo ultra puro⁴ avente la forma che assomiglia ad uno stampo per ciambelle capovolto (vedi Figura 4.1.2)⁵. Esistono diverse tipologie di giroscopi, come i giroscopi meccanici, i giroscopi ottici (vedi [3], [14], [16], [22] e [26]) e i sistemi giroscopici micro-elettromeccanici (*Micro-electromechanical system gyroscopes*

³Con *effettiva* si intende una misura vera nel senso di certa, alla quale non sia attribuibile alcun tipo di incertezza, e proprio per questo è presa da riferimento

⁴I metalli puri più comuni sono: alluminio, rame, piombo, zinco, latta, oro e argento.

⁵per approfondire questo discorso sui giroscopi moderni vedi *New Gyroscope Design Will Help Autonomous Cars and Robots Map the World - Spectrum IEEE*

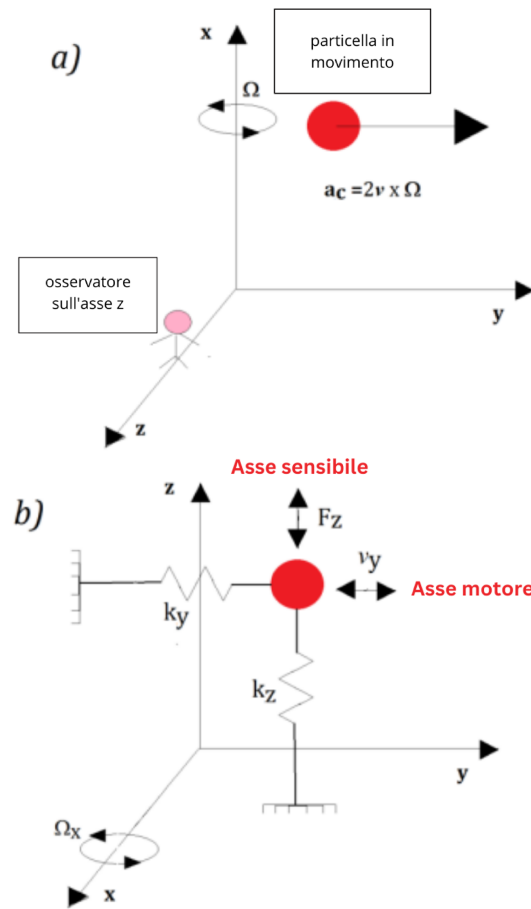


Figura 4.1.3: In alto (Figura a) è rappresentata l'accelerazione di Coriolis (a_c) che agisce su di una particella in movimento, in basso (Figura b) il modello massa-molla del giroscopio MEMS

- MEMS *gyroscopes*); si analizzerà nel dettaglio solo l'ultima tipologia tra quelle citate, poiché quella presente nella MIMU in dotazione (sez. 5.1). Nei giroscopi MEMS l'elemento sensibile alla velocità angolare è un elemento meccanico vibrazionale in grado di trasferire energia da una modalità di vibrazione a un'altra per effetto dell'accelerazione di Coriolis. L'accelerazione di Coriolis è un'accelerazione che, se la si guarda in un sistema di riferimento in rotazione, si dice apparente. In fisica il concetto di forza *apparente* è molto preciso, difatti preso il riferimento in Figura 4.1.3(a), se esso sta ruotando con velocità angolare $\Omega = \Omega_x \hat{i}$ (con \hat{i} che è il versore⁶ dell'asse x, quindi rotazione attorno ad x), allora un osservatore posizionato lungo l'asse z (vedi sempre 4.1.3(a)), vede la particella muoversi lungo l'asse z con un'accelerazione di valore $a_c = 2v \times \Omega$, seppure non ci sia una reale forza che agisca sull'asse z. Questo è il principio alla base del funzionamento del giroscopio MEMS, visto in Figura 4.1.3(b) come un sistema massa-molla: la massa vibrante (giroscopio MEMS) ha due

⁶Vettore di lunghezza (norma) unitaria

eccitazioni meccaniche (molle) posizionate perpendicolarmente tra di loro, le cui direzioni sono quelle ove la massa può fare avanti e indietro. A questo punto definite le costanti di rigidità delle due molle k_y e k_z e di smorzamento c_x e c_y , l'equazione che descrive la dinamica del sistema massa-molla(-smorzatore) è la seguente:

$$m\ddot{y} = -k_y y - c_y \dot{y} + F_{\text{Drive}} \quad (4.1)$$

$$m\ddot{z} = -k_z z - c_z \dot{z} + F_{\text{cz}} \quad (4.2)$$

$$F_z = \left| 2m\vec{\Omega} \times \vec{v} \right| \quad (4.3)$$

La prima modalità di vibrazione avviene lungo l'asse y ed è data dall'applicazione di una forza F_{Drive} (vedi equazione 4.1), mentre la seconda modalità avviene lungo l'asse x ed è scatenata per effetto della forza di Coriolis F_z (equazione 4.2). Se si è in grado di quantificare l'azione vibrazionale presente sull'asse y (in Figura 4.1.3(b) è l'asse motore o *driving axis*), allora lo spostamento lungo z è il solo ad essere proporzionale alla velocità angolare $\Omega = \Omega_x \hat{i}$.

Presi il fattore di qualità $Q_{y/z}$, e la frequenza di risonanza $\omega_{y/z}$, di asse x e y , allora lo spostamento della massa lungo l'asse z trova espressione nella seguente:

$$\Delta z = 2\Omega_x \frac{F_{\text{cz}} Q_y}{m \omega_y} \frac{1}{\sqrt{(\omega_y^2 + \omega_z^2)^2 + \left(\frac{\omega_y \omega_z}{Q_z}\right)^2}} \quad (4.4)$$

Dall'equazione 4.4 è riscontrabile come la sensibilità del giroscopio MEMS possa essere migliorata lavorando sulle frequenze di risonanza ω_y e ω_z e riducendo l'attrito (ad esempio lavorando in un ambiente «sotto vuoto») per migliorare il fattore di qualità $Q_{y/z}$. Per ulteriori prospetti in merito al giroscopio nei suoi svariati usi guardare [32]

4.1.3 Magnetometri

Dal momento che la Terra è un grosso magnete, il magnetometro è uno strumento che permette di misurare la forza e i cambiamenti del campo magnetico prodotto dalla Terra stessa. Il primo uso del magnetometro risale al 1833, ma oggi è usato in una grande varietà di applicazioni: per mappare zone geografiche di ogni tipo, in contesti militari per rilevare la presenza di certi metalli negli armamenti (*metal-weapon detector*), per identificare sottomarini durante esplorazioni oceaniche e aerei nel campo dell'Aeronautica, ecc.

Il funzionamento del magnetometro è basato sulla struttura più profonda della Terra, il nucleo: esso infatti contiene uno strato liquido esterno di ferro

magnetico e nichel, i quali risultano essere materiali magnetici poiché i loro atomi contengono elettroni spaiati che creano un polo attrattivo di altri oggetti magnetici. La Terra ruotando sul proprio asse genera un campo magnetico prodotto da queste correnti elettroniche; quindi la forza del medesimo campo magnetico varia lungo la superficie terrestre e può essere misurata attraverso il magnetometro⁷.

Invero lo strumento usato nella seguente ricerca è proprio un magnetometro (come verrà mostrato nella sez. 5.1), non un gaussometro o un teslometro: la differenza sostanziale è che il primo è adoperato per misurare campi magnetici di bassa intensità, in particolare minori di un microTesla ($< 1\mu T$), mentre gli altri due sono sfruttati per misurarne di alta intensità. L'unità di misura usata convenzionalmente è il microTesla (μT), ma lo strumento qui a disposizione (vedi sez. 5.1) ha l'unità in Gauss⁸. Un grosso vantaggio del misurare il campo magnetico diversamente da tecnologie di riconoscimento della posizione come ultrasuoni o infrarossi, è l'essere in grado di penetrare numerosi ostacoli senza incorrere in attenuazioni, scattering (i.e. il fenomeno che vede un'onda elettromagnetica dividersi in più sotto-onde e quindi perdere di intensità nonché di potere penetrante), o ritardi nella propagazione del segnale. L'integrazione in una IMU del magnetometro (MIMU) migliora la velocità di aggiornamento del sistema, così da fornire in tempo reale una completa localizzazione 2D in applicazioni cinematiche. Come si vedrà nella parte di Preprocessing (sez. 5.2) viene fatto uso di un filtro di Kalman (*Extended Kalman Filter* - EKF) per la stima della posizione: nell'algoritmo proposto (sez. 5.3), il processo di fusione dei dati inerziali con quelli magnetometrici (*sensor-data fusion*), si realizza in una prima fase che porta alla previsione della posizione sulla base dei soli dati inerziali, i quali saranno aggiornati nella seconda fase utilizzando le misurazioni provenienti dal magnetometro [20].

4.1.4 Biosensori: l'Ingegneria al servizio dello Sport

I dispositivi indossabili oramai sono strumenti sempre più accessibili soprattutto ai team sportivi [25], del resto ricoprono un ruolo sempre più importante nell'ambito della medicina preventiva (i.e. quella branca della medicina che ha l'obiettivo di diagnosticare precocemente un rischio e di intervenire previo il manifestarsi di una determinata malattia, tutto ciò con terapie personalizzate), e lo sport ne è uno dei principali oggetti di studio. E' consigliato per atleti che svolgono un'attività fisica di importante intensità e/o durata svolgere una preparazione specializzata prima dell'allenamento così da limitare il rischio d'infortunio, consentendo alle parti sotto stress di distribuire in maniera

⁷parte presa da [29]

⁸La relazione tra le due unità è $1 \text{ Gauss} = 100 \text{ microTesla}$; vedi ulteriormente in GMW Associates

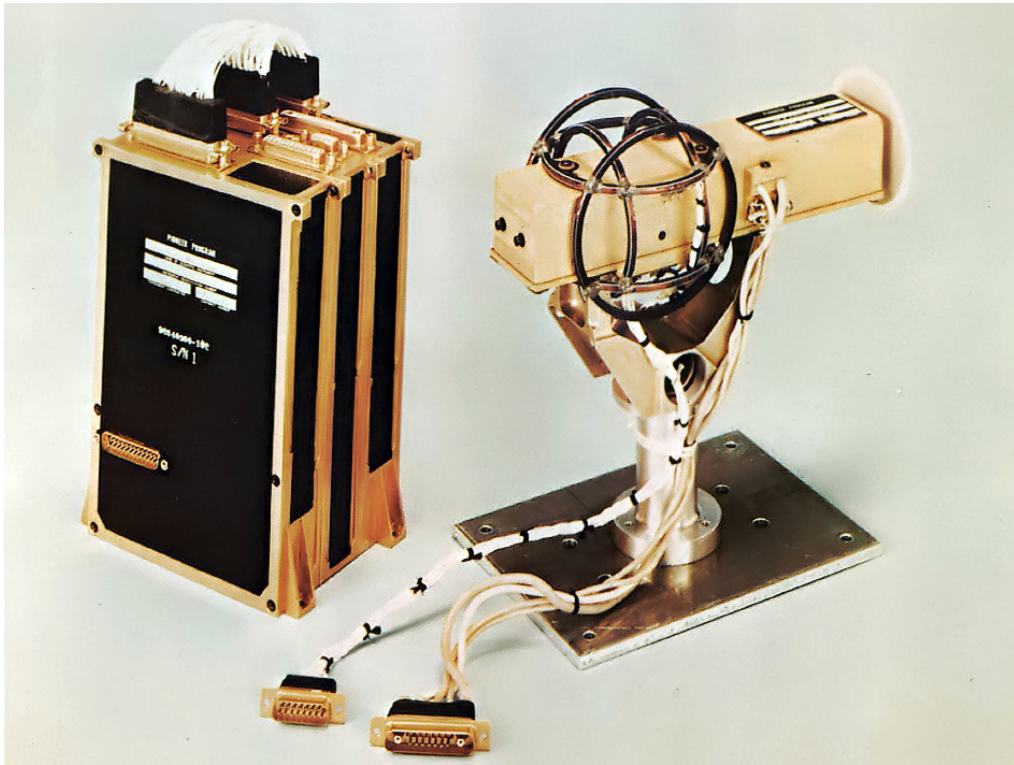


Figura 4.1.4: E' nell'immagine rappresentato un Magnetometro HV (*Helium Vector Magnetometer - HVM*) delle stazioni spaziali *Pioneer 10* e *11*

ottimale il carico. Si sta in generale parlando di MIMU, ma sono i *Wearable Devices* che permettono un monitoraggio ampio di ogni parametro fisiologico che aiuti a discernere il benessere fisico del paziente-atleta [12], [13], [19] e [35] (es. dispositivi indicatori del volume di allenamento, della frequenza cardiaca, dei passi, della distanza percorsa, ecc.) per non parlare dei sensori di movimento come pedometri o contapassi, accelerometri/giroscopi (vedi paragrafi 4.1.1 e 4.1.2) e dispositivi satellitari di posizionamento (GPS). In tabella 4.1.1 c'è una panoramica dei principali sensori wearable nella medicina dello sport, ma trattando qui solo quelli di movimento, si parlerà in maniera più diffusa di accelerometri e giroscopi. Essi hanno dimostrato di conferire promettenti risultati nelle vaste applicazioni che trova il fitness, dando all'utente accesso a dati avanzati sulle modalità di svolgimento degli esercizi al fine di correggerle ove presenti dei limiti e migliorarne la qualità. Il progresso tecnologico e lo sviluppo di dispositivi microelettromeccanici (trattasi sempre di MEMS), hanno consentito di confezionare insieme più trasduttori, dando a un singolo sensore la capacità di «sentire» il movimento ma da diverse prospettive. In particolar modo l'accelerometro grazie al suo essere altamente portatile ha guidato lo sviluppo di dispositivi da polso (al pari di un orologio), sempre più usati soprattutto nel fitness personale e personalizzato, inoltre gli accelero-

Tabella 4.1.1: Dispositivi indossabili utilizzati in medicina sportiva

Dispositivo indossabile	Meccanismo Funzionale
Sensori di movimento	
Pedometro	Il passo viene registrato in ogni istante in cui l'accelerazione verticale di un braccio meccanico a molla supera la soglia (di sensibilità) della forza
Giroscopio o Accelerometro	L'accelerazione provoca la deflessione di una massa sismica tra due elettrodi, causando una variazione nel valore della capacità
GPS	I segnali trasmessi da più satelliti orbitanti vengono acquisiti da un ricevitore a terra; il ritardo relativo viene utilizzato per calcolare la velocità e la posizione del ricevitore
Sensori fisiologici	
Monitor di frequenza cardiaca	<ol style="list-style-type: none"> 1. L'attività elettrica del cuore viene registrata da degli elettrodi posizionati su di una fascia toracica 2. Il polso periferico viene rilevato tramite tecnologia ottica contenuta in un braccialetto
Monitor di temperatura	<ol style="list-style-type: none"> 1. Una capsula ingeribile trasmette le letture a un sistema di registrazione dati esterno 2. Un bracciale misura il flusso di calore convettivo della pelle in termini di temperatura
Sensori integrati	Piattaforme multimodali che incorporano componenti di sensori di movimento e fisiologici

metri permettono di effettuare analisi più accurate dei movimenti atletici con frequenze di campionamento più elevate e misurazioni più accurate rispetto a quelle caratteristiche dei sensori puramente fisiologici (presentati in tabella 4.1.1). Sistemi basati su accelerometri sono stati utilizzati per eseguire analisi tempo-motorie per canottaggio, tennis, golf e durante le partite di calcio in Australia per mostrare come il posizionarsi in campo dei giocatori riflette diversi livelli di competizione [8]. In Figura 4.1.5 sono presenti i dispositivi indossabili più conosciuti e che facilmente possono essere trovati in commercio e che in qualche modo contribuiscono in modo *smart* alla nostra salute. Coi precedenti paragrafi (4.1.1 - 4.1.4) si sono illustrati gli strumenti che hanno reso possibile questo studio; la loro nozione è importante per comprendere i dati con cui si è lavorato e come sia stato possibile manipolarli per poi giungere al risultato finale.

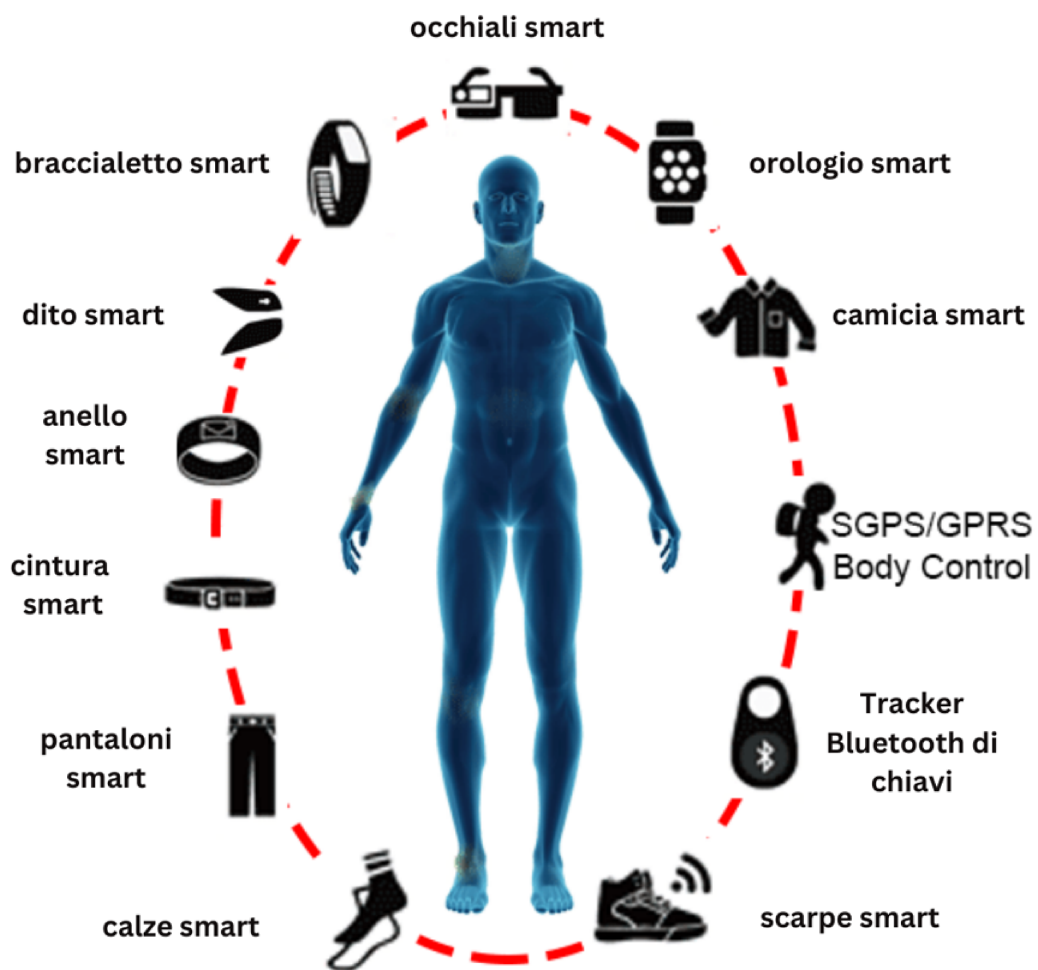


Figura 4.1.5: Sensori e Biosensori indossabili; figura presa da [33]

Capitolo 5

Iter Procedurale: Prove e Processamento dati

Il dataset è stato preprocessato (vedi sez. 5.1) e processato (vedi sez. 5.3) in MATLAB[®], linguaggio di programmazione multi-paradigma (comprendente i paradigmi funzionale, imperativo, procedurale, a oggetti, *array*)¹, con il fine di computare il valore dell'angolo effettivo ottenuto dai cambi di direzione di ciascun soggetto (durante camminata e corsa); per fare ciò si è seguito uno specifico algoritmo, impiegato largamente anche nel campo dell'*Image Processing*: l'Algoritmo di Canny di Rilevamento dei Bordi (in inglese *Canny Edge Detection Algorithm*), presentato nel [10]. Esso è strutturato in una serie di *step* finalizzati al calcolo degli angoli che identificano i COD, passando prima per l'identificazione di entità computazionali chiamate *edge*: nel campo dell'*Image Processing* il processo di rilevamento degli *edge* (*edge detection process*) serve a semplificare l'analisi delle immagini riducendo drasticamente la quantità di dati da elaborare, preservando allo stesso tempo le informazioni utili a discriminare confini strutturali ([10]); per sistemi di analisi della cinematica locomotoria è più congeniale parlare di *edge* (dall'inglese «bordo») come una regione dove avviene un rapido cambiamento (allo stesso modo di quanto avviene in una funzione d'intensità d'immagine), che nel nostro caso è un cambiamento di angolo o un *bordo* corrispondente a un estremo (punto di massimo o di minimo) relativo di una derivata (vedi sez. 5.3); è stato preso come guida il [27] (oltre al [4]) anche e soprattutto perché fa riferimento ad un protocollo di misura comprendente sei atleti maschi che indossano una pettorina con una tasca sul retro recante una IMU², praticamente identico al protocollo di misura illustrato nel seguente par. 5.1.2. A questo punto nei seguenti capitoli si passano in rassegna tutti i passaggi effettuati per arrivare ai risultati presentati in ultimo nel cap. 6; gli stessi passaggi sono fondati su una base teorica che sconfinava il *Digital Signal Processing*, l'algebra delle matrici, la fisica (intrinseca alle misurazioni effettuate dai sensori) e artifici matematici di varia sorta.

¹Per ulteriori informazioni vedi MATLAB - Mathworks

²Microtecnologia OptimEye S5: Catapult Innovations, Melbourne, Australia.

5.1 Metodi di acquisizione

Questa parte include le metodologie sperimentali che precedono la parte di *Processing* vera e propria. Ciononostante non comparirà una trattazione relativa alla validazione metrologica del dispositivo K-sport (per la quale si rimanda al [31]). Le caratteristiche principali del sensore commerciale in dotazione verranno discusse nel seguente par. 5.1.1.

Il dispositivo è stato costruito e prodotto dall'azienda K-Sport (Fano, Italia)³: il sistema K-Sport utilizza criteri matematici per analizzare la performance degli atleti. La valutazione sia degli aspetti tecnici sia tattico/fisici lo rende uno strumento prezioso per molti centri tecnico-atletici, anche perché grazie ad accordi strategici con importanti partner commerciali (come il gruppo *STATS PERFORM*), ad oggi fornisce i propri prodotti e servizi a oltre 500 club d'élite (calcio e rugby soprattutto), squadre nazionali, federazioni e leghe, e permettono quindi di studiare e migliorare le prestazioni degli sportivi. Il dispositivo è dotato di una tecnologia *Sensor Fusion* e ha incorporato un corredo di sensori che misurano segnali diversi, caratterizzanti gli aspetti metrologici del passo: un *Global Positioning System* (GPS), un accelerometro, un giroscopio, un magnetometro, degli elettrodi per un elettrocardiogramma (ECG), e sensori a banda ultra-larga. Il suo design è molto asciutto in modo da essere agevole nella portabilità e allo stesso tempo sensibile quando effettua le sue rilevazioni; la forma e il posizionamento nella pettorina sono come in Figura 5.1.2.

5.1.1 Metodi: test in condizioni controllate (camminata)

Nella parte che segue vengono presentate la strumentazione, i partecipanti e infine il protocollo di test che ha accompagnato le prove ma solo in condizioni controllate, tenendo un passo più simile ad uno statico che a uno dinamico (vedi cap. 2.1) e ciò si è tradotto in una maggiore qualità nell'effettuare le svolte e in una maggiore facilità di identificarle in fase di processamento (*Processing*, cap. 5.3). Segue come sia stato possibile ottenere dei risultati abbastanza fedeli (significa validi e precisi, vedi 5.3.3) solo per i test effettuati nella tipologia di prova sopraddetta; gli stessi sono riportati nel cap. 6 e poi discussi nel cap. 7.

Strumentazione

Il dispositivo adoperato è un *K-AI wearable tech indoor device* (senza GPS); è stato fissato sui soggetti mediante pettorina elastica molto aderente (così da minimizzare gli artefatti da movimento) e collocato sul punto medio delle vertebre toraciche (da T4 a T6), così come mostrato nelle Figure 5.1.1 e

³Vedi K-Sport - Science to Perform



Figura 5.1.1: Atleta che indossa la pettorina K-sport

5.1.2. L'IMU del dispositivo ha i dati di accelerometro e di giroscopio campionati a 238 Hz (hertz), mentre quelli di magnetometro a 39,66 Hz. I tre assi (X,Y,Z) di riferimento per il sensore rappresentano rispettivamente la direzione medio-laterale con orientazione mediale, la direzione verticale con orientazione opposta al vettore di accelerazione di gravità terrestre ($g = -9,81 m/s^2$) e la direzione antero-posteriore con orientazione posteriore, opposta al verso del cammino (vedi Figura 5.1.3 e 5.1.4).

Prima di adoperare il dispositivo si è dovuto in primis eliminare vecchie acquisizioni per non limitare la sua memoria fisica e ritrovare i dati agevolmente una volta terminate le prove. Inoltre è stato cruciale effettuare la calibrazione del magnetometro tramite il software *Tera Term*: la calibrazione di un magnetometro in una IMU è un processo complesso ma necessario che comprende la correzione di vari tipi di distorsione (es. bias magnetometrico⁴, *Soft Iron Distortion*⁵, *Hard Iron Distortion*⁶) e l'allineamento con gli altri sensori presenti nella IMU per garantire un'acquisizione accurata e affidabile dei dati geomagnetici.

⁴In questo caso si parla di bias in termini di errore sistematico che provoca una deviazione costante nelle misurazioni del magnetometro. Ciò può essere causato da magnetismi residui nel dispositivo stesso o da influenze esterne (come parti metalliche vicine)

⁵Essa è causata da materiali magnetici nelle vicinanze del magnetometro che distorcono il campo magnetico. Questa distorsione altera la forma sferica del campo misurato, facendolo sembrare un'ellisse; il processo di calibrazione comporta la raccolta dei dati in diverse orientazioni e la correzione delle deformazioni anisotrope per ripristinare una sfera centrata

⁶E' l'interferenza causata da sorgenti magnetiche costanti, come componenti elettronici vicini che producono un campo magnetico fisso



Figura 5.1.2: Immagine che mostra il sensore K-sport e la sua collocazione sul retro della pettorina

Partecipanti: prova di camminata

Le prove sono state condotte presso il laboratorio del Dipartimento di Ingegneria Industriale e Scienze Matematiche (DIISM) dell'Università Politecnica delle Marche (UNIVPM), Ancona, Italia. Il Comitato Etico per la Ricerca dell'università ha verificato che il presente studio di ricerca fosse conforme al Codice di Integrità di Ricerca dell'Ateneo. Le procedure di test hanno seguito rigorosamente le linee guida delineate nella Dichiarazione di Helsinki dell'Associazione Medica Mondiale (*World Medical Association - WMA*) [41]. I soggetti sottoposti a studio sono stati 3 (1 femmina e 2 maschi) di età $21,67 \pm 0,58$ anni, peso $66,4 \pm 14,02$ kg e altezza $1,7533 \pm 0,0635$ m (da notare che tutti i parametri sono espressi come media aritmetica e deviazione standard). I soggetti sono tutti in buona salute e praticanti attività fisica con cadenza regolare e sono tutti studenti universitari di Ingegneria presso l'Università Politecnica delle Marche. Le prove sono state eseguite con rigore, tenendo un andamento nella camminata regolare facendo attenzione ad effettuare bene i cambi di direzione.

Protocollo: prova di camminata

Le prove effettuate sono state in tutto 10. Il percorso ha la traiettoria come in figura 5.1.5 e mostra i cambi di direzione con angoli positivi e negativi, effettuati in ordine di ampiezza decrescente e alternati nel verso di rotazione (orario e antiorario):

- In rosso, svolte di 180° ;

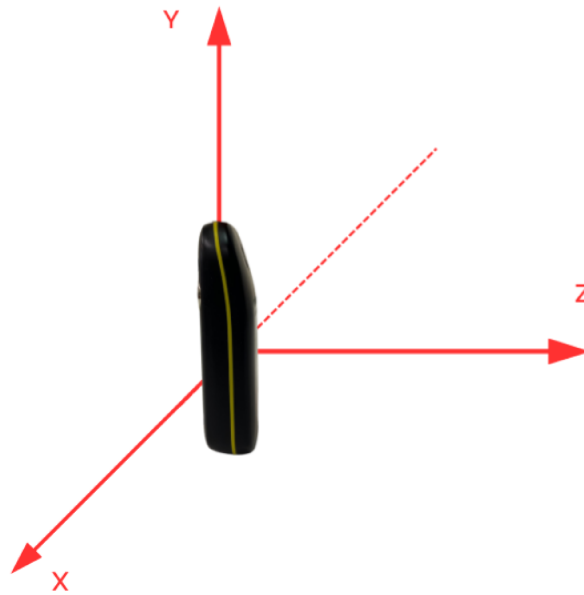


Figura 5.1.3: Sistema di riferimento se si guarda il dispositivo isolato

- In blu, svolte di 135° ;
- In giallo, svolte di 90° ;
- In verde, svolte di 45° .

Si è cercato di mantenere un passo regolare e di effettuare rotazioni più precise possibili. Da notare che ogni angolo è stato ripetuto per diverse svolte consecutive, vedremo poi anche in fase di processing (sez. 5.3) come tale scelta influenzerà i risultati.

5.1.2 Metodi: Test in condizioni non controllate (corsa)

Di seguito sono riportati i partecipanti e il protocollo⁷ delle prove effettuate in condizioni non controllate, riconducibili in altre parole a contesti più «reali» di quello presentato prima (sez. 5.1.1). La prova è stata eseguita nel campo sportivo in parquet della Junior Calcio di Vallemiano, Ancona, Italia: si tratta di un percorso eseguito correndo, fatto di rapidi e improvvisi cambi di direzione. Va in realtà tenuto conto che mentre si corre c'è un'escursione molto pronunciata e violenta della quota del baricentro, il quale può per ovvie ragioni assumere traiettorie molto complesse. Le direzioni di questo spostamento sono tre così come le direzioni spaziali di riferimento:

- Fluttuazioni in direzione verticale; essendo Δy_1 la variazione di quota del baricentro durante la fase di camminata di appoggio singolo (i.e. va da

⁷La strumentazione è la stessa che per le prove di camminata

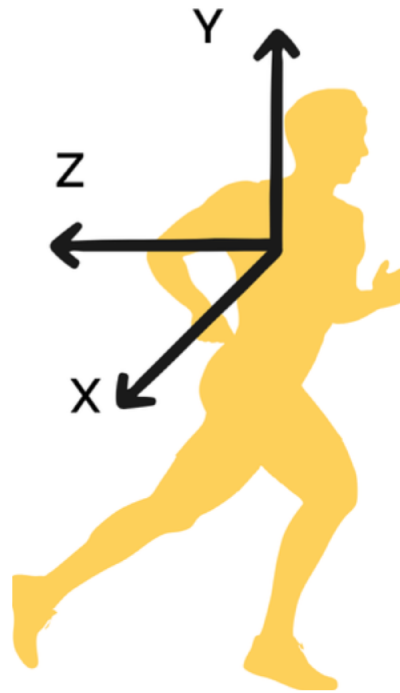


Figura 5.1.4: Sistema di riferimento se si vede il dispositivo posizionato sul retro della pettorina indossata dal soggetto

ST a CO, vedi sez. 2.1.2) e Δy_2 la variazione di quota del baricentro durante la fase di doppio appoggio, entrambe possono essere espresse come:

$$\Delta y_1 = l(1 - \cos \theta) \quad (5.1)$$

e

$$\Delta y_2 = l'(1 - \cos \theta) \quad (5.2)$$

l ed l' sono lunghezze caratteristiche del passo e sono riportate in Figura 5.1.7.

Pertanto a partire dalle due espressioni 5.1 e 5.2, l'ampiezza dell'armonica fondamentale (la traiettoria) nello spostamento verticale (a_{y2}) può essere calcolata secondo due modelli:

$$a_{y2} = 0.5\Delta y_1 \quad (5.3)$$

oppure

$$a_{y2} = 0.5(\Delta y_1 + \Delta y_2) \quad (5.4)$$

In entrambi i modelli 5.3 e 5.4, l'angolo θ (compreso tra la verticale e la

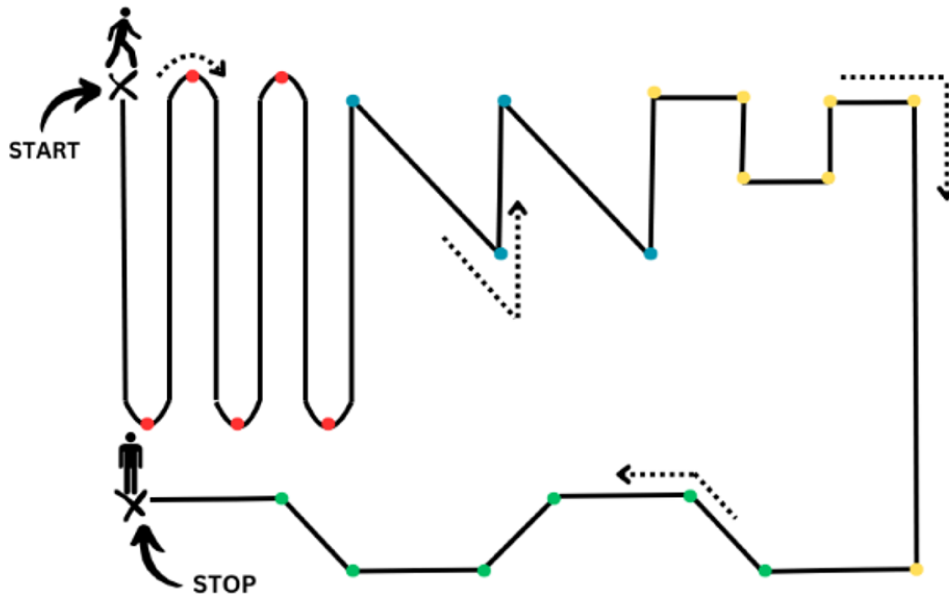


Figura 5.1.5: Percorso camminato effettuato con angoli di svolta contrassegnati con diversi colori

gamba) può essere calcolato come:

$$\sin \theta = \frac{S_{\text{sup}}}{2l} \quad (5.5)$$

Dalla Figura 5.1.7, si può osservare che:

$$\frac{l'}{l} = \frac{S_{\text{bip}}}{S_{\text{sup}}} \quad (5.6)$$

Dove S_{bip} e S_{sup} rappresentano lo spostamento anteriore del bacino durante la fase di appoggio singolo e doppio, rispettivamente.

- La predizione delle fluttuazioni in direzione antero-posteriore può essere fatta tenendo conto dell'energia cinetica del tronco quando ci si muove, pertanto delle seguenti:

$$\Delta(mgy) = \Delta\left(\frac{1}{2}mv_x^2\right) \quad (5.7)$$

e

$$mg\Delta y \approx m\bar{v}_x\Delta v_x \quad (5.8)$$

Δy ha la stessa definizione che per lo spostamento verticale, mentre Δv_x



Figura 5.1.6: Uno dei quattro soggetti esaminati durante le prove di corsa attorno agli ostacoli

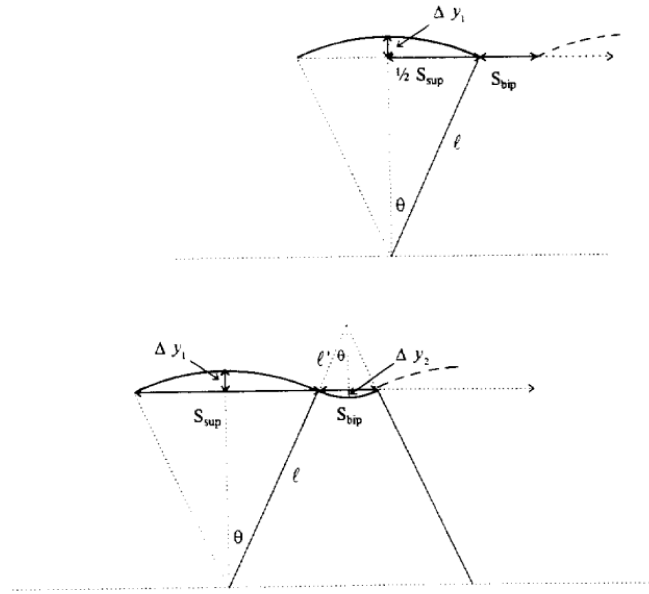


Figura 5.1.7: Modelli dello spostamento lungo la direzione verticale del bacino lungo la camminata. Figura presa da [42]

indica fluttuazioni che il baricentro subisce progredendo verso avanti.

$$x(t) = a_{x0} + \sum_{k=1}^{10} a_{xk} \cos(2\pi k f_c t + \phi_{xk}) \quad (5.9)$$

L'analisi in frequenza e quindi la serie di Fourier delle prime dieci armoniche, riportata nell'espressione 5.9, permette di scrivere la seguente

$$4\pi f_c a_{x2} = \frac{1}{2} \Delta v_x \quad (5.10)$$

Combinando l'equazione 5.10 con la 5.8 e sostituendo la velocità media del passo \bar{v} con il prodotto tra la frequenza f_c e la lunghezza S_c del passo, è scrivibile la seguente:

$$a_{x2} = \frac{g \Delta y}{8\pi f_c^2 S_c} \quad (5.11)$$

la quale rappresenta l'ampiezza intrinseca della prima armonica dello spostamento antero-posteriore del bacino.

- Dalla Figura 5.1.8 è deducibile la relazione tra l'accelerazione medio-laterale a_z e h , altezza del COM dal suolo.

$$\frac{a_z}{g} = \frac{z_0 - z}{h} \quad (5.12)$$

Invece z_0 è metà della larghezza del passo (*stride width*) e z lo spostamen-

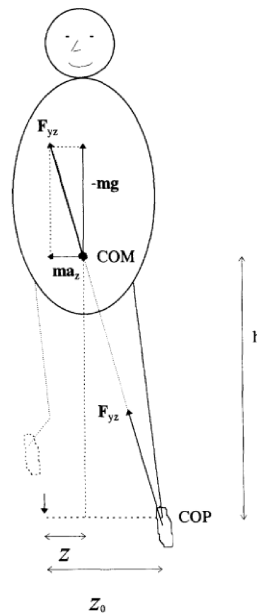


Figura 5.1.8: Modello di controllo dei movimenti destra-sinistra del COM durante il cammino. Le forze di contatto col pavimento, rappresentate da F_{yz} , hanno direzione congiungente il centro di pressione (COP) e il COM. g indica l'accelerazione di gravità (9.81 m s^{-2}), m la massa del soggetto, h l'altezza del COM dal suolo, z_0 metà della larghezza del passo e z lo spostamento medio-laterale del COM. Immagine presa da [42]

to in direzione medio-laterale. Può essere dedotta dalla 5.9 (sostituendo a_x con a_z) l'espressione:

$$\frac{4\pi^2 f_c^2 a_{z1}}{g} = \frac{z_0 - a_{z1}}{h} \quad (5.13)$$

In accordo con tale uguaglianza può essere stimata a_{z1} (ampiezza della prima armonica) come:

$$a_{z1} = \frac{z_0}{1 + 4\pi^2 f_c^2 \frac{h}{g}} \quad (5.14)$$

Tutti gli aspetti legati al moto del baricentro influenzano fortemente i dati inerziali, rendendo spesso complicato lavorarci e limitando la bontà dei risultati finali [42].

Partecipanti: prova di corsa

I soggetti esaminati sono stati 4 (maschi) di età $23 \pm 3,16$ anni, del peso di $71,85 \pm 7,89$ kg e di altezza $1,7375 \pm 0,046$ m. Sono tutti ragazzi in buona salute poiché praticanti sport regolarmente e tutti studenti o di Ingegneria o di

Economia o di Biologia presso l'Università Politecnica delle Marche. Le prove sono comunque state eseguite in modo rigoroso ma il muoversi rapido degli atleti ha influenzato e di molto l'accuratezza dei risultati ottenuti, anche visti a confronto con quelli ottenuti dalle prove di camminata (vedi cap. 6).

Protocollo: prova di corsa

Per il percorso ad ostacoli fatto di corsa sono stati imposti meno vincoli sulle modalità di svolgimento della prova; il motivo di ciò risiede nell'effettiva difficoltà di valutare e quindi di manipolare i dati in uscita dalle prove di corsa (lo si tratterà più approfonditamente nel cap. 6). La traiettoria è quella nella seguente figura:

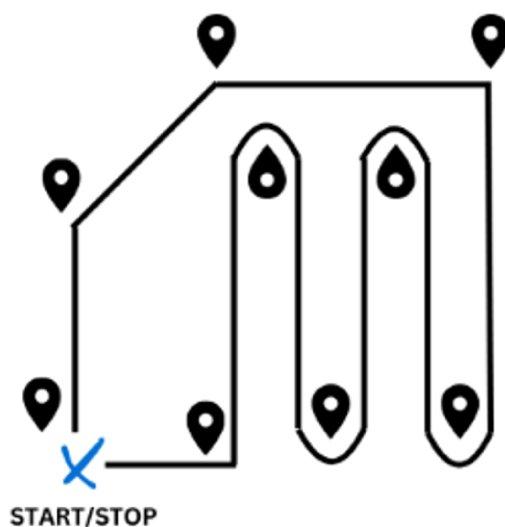


Figura 5.1.9: Percorso ad ostacoli effettuato correndo da parte dei 4 soggetti; sono stati posti dei simboli a notificare che in quel punto era presente un ostacolo (un birillo)

Sono state presentate all'inizio di questa sezione delle «stime» sull'incertezza introdotta dal movimento del baricentro, pertanto risultano difficili da trattare non solo nel caso del cammino controllato (che caratterizza le modalità e i risultati della seguente trattazione), ma anche lavorando su prove di corsa. La deviazione dovuta a tali fluttuazioni è stata riscontrata in maniera sensibile nei risultati dei test di corsa. Non è strano aspettarsi delle problematiche intrinseche nel lavoro di Processing che accompagna le prove di corsa, per le quali si può dire che da poco ha iniziato a muoversi la ricerca nel campo delle IMU. Per tutti questi motivi nelle due seguenti sez.i dove si parlerà di preprocessing (5.2), di processing (5.3) e infine nel cap. dei risultati (6), verrà fatto riferimento solo alle prove di camminata.

5.2 Pre-Preprocessing

Entrando nel vivo della ricerca, c'è una prima parte chiamata Preprocessing dedicata al caricamento dei dati e a tutte le tecniche di «preparazione» al successivo processamento (sez. 5.3).

Acquisizione e caricamento dati Si lavora coi segnali acquisiti seguendo le modalità illustrate in 5.1: i dati sono stati dapprima salvati in file *excel* e poi convertiti in matrici per renderli in ambiente MATLAB® più facilmente lavorabili, dopodichè accelerometro e giroscopio sono stati sottocampionati e portati alla frequenza di campionamento del magnetometro di 39,66 Hz; questo perché lavorare con dati che hanno diverse frequenze di campionamento porta diversi problemi:

- allineamento temporale; i dati raccolti non sono direttamente comparabili in termini temporali (*mismatch* temporale);
- *aliasing*; per il magnetometro, se la frequenza di campionamento è troppo bassa rispetto a quella del sistema, potrebbero esserci errori di aliasing, portando a informazioni distorte sul campo magnetico e segnali a bassa frequenza potrebbero essere interpretati come ad alta frequenza;
- Interpolazione errata; quando si cerca di sincronizzare i dati di sensori con frequenze di campionamento diverse si usano spesso tecniche di interpolazione per stimare valori mancanti a una frequenza inferiore. Se l'interpolazione non viene eseguita correttamente o non è adatta ai dati, si possono introdurre errori;
- Perdita di informazioni critiche, specialmente per fenomeni che variano rapidamente nel tempo.

Si è effettuato un taglio temporale delle prove che prendesse solo il segnale relativo al movimento del soggetto e che quindi escludesse i secondi (spesso minuti) iniziali usati per il posizionamento (visto solo come rumore) del sensore dentro la pettorina e del calcolo dell'angolo di offset come si vedrà nel seguente paragrafo. Per operare questo taglio si ragiona sulla forma tipica che ha il segnale di accelerazione, in particolare risulta più facile farlo col segnale dell'asse verticale y , che presenta un «pattern»⁸ abbastanza riconoscibile, ha cioè dei picchi negativi che riflettono l'alzarsi e l'abbassarsi del corpo durante la locomozione (l'accelerazione \hat{z} segue un pattern praticamente speculare ma con intensità ridotta).

⁸andamento che caratterizza in maniera univoca quella tipologia di segnale

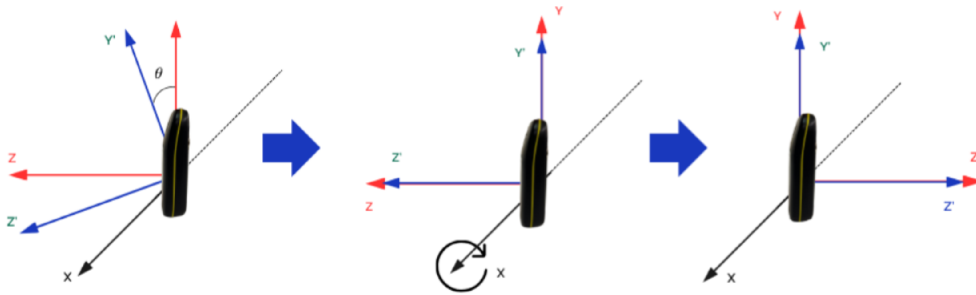


Figura 5.2.10: Sono qui riportate le rotazioni successive attorno all'asse x usate per correggere l'offset

Filtraggio e angolo di offset È stato sottratto il valore $9,81 \text{ m/s}^2$ dalla componente verticale dell'accelerazione a_y per rimuovere l'effetto della gravità, consentendo così di lavorare con accelerazioni relative (in m/s^2). Un primo filtraggio è stato fatto implementando un filtro di Kalman, un efficiente filtro iterativo che valuta lo stato di un sistema dinamico a partire da una serie di misure soggette a rumore (ha complessità computazionale elevata), impiegato peraltro nella pratica del *data fusion* in molte delle sue varianti (es. *Extended Kalman Filter* - EKF, *Unscented Kalman Filter* - UKF); vedi [37].

L'uso che si fa del corredo completo di tutti i sensori è rappresentato nella prima parte di preprocessamento dati in Figura 5.2.11.

Come si è accennato nel par. 5.2, l'*angolo di offset* (ϕ) è una fonte di incertezza sistematica, eliminabile algebricamente, che risiede nel non perfetto allineamento con la verticale (\vec{g}) da parte del sensore a contatto con la schiena del soggetto. Il lasso di tempo di 20 secondi subito precedenti all'inizio della prova (i.e. quando vale $t \mid a_y(t) \not\approx 0$) è quello da cui si calcola il valore medio dell'angolo, il quale viene inserito nella matrice di rotazione elementare attorno ad x per ruotare gli assi y e z (vedi Figura 5.2.10), correggendo quindi il bias. Si sta parlando della matrice:

$$R_x(\phi) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ 0 & \sin \phi & \cos \phi \end{pmatrix} \quad (5.15)$$

E' stato fatto un ulteriore filtraggio dei dati con un filtro *Butterworth* passa-basso con frequenza di taglio di 5 Hz per accelerazione, 7 Hz per la componente x e 4 Hz per le componenti y e z del giroscopio, infine di 2 Hz per i segnali magnetometrici.

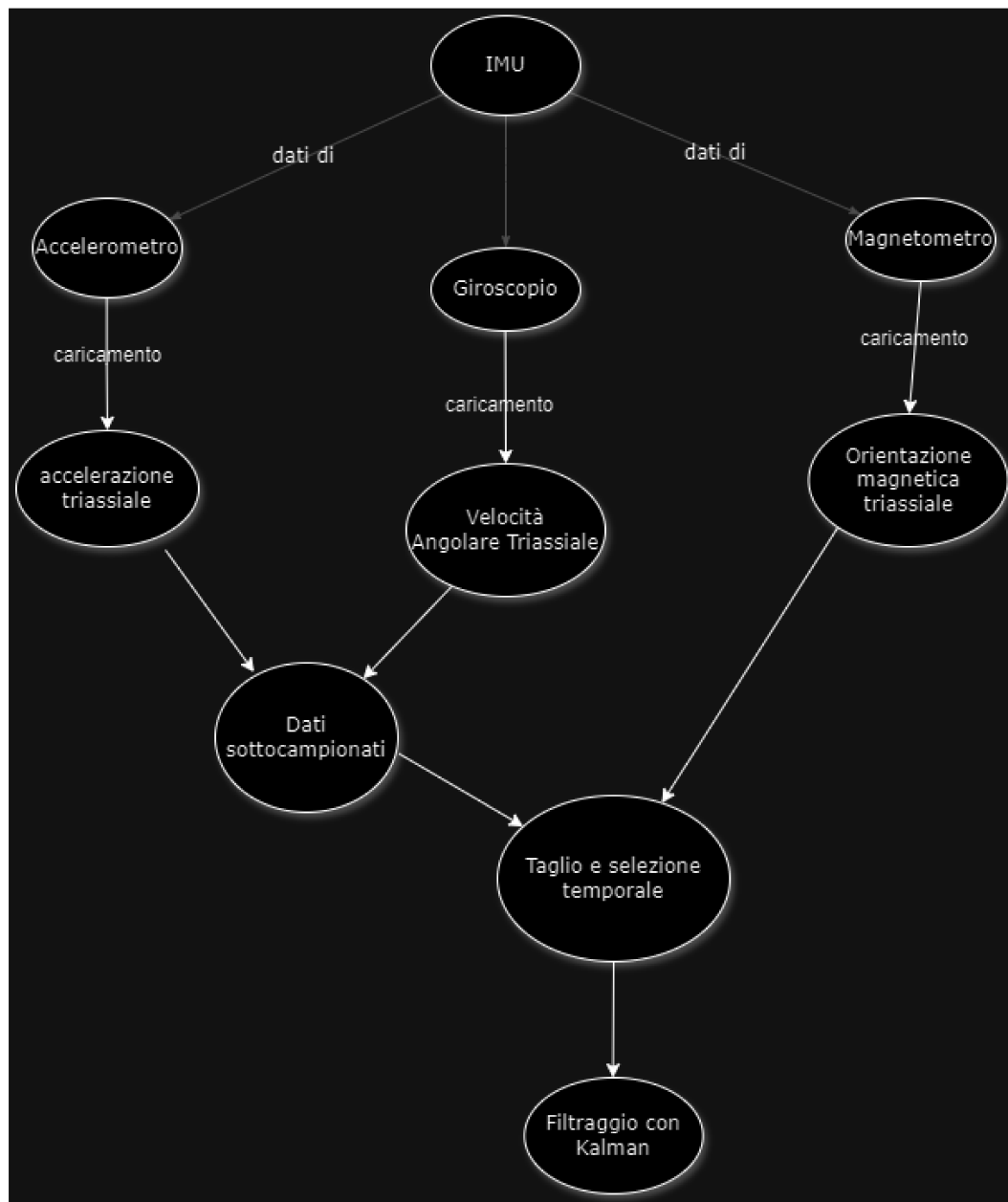


Figura 5.2.11: Prima parte dell’algoritmo di Preprocessing, in cui dati vengono prima ricampionati (solo accelerometro e giroscopio) poi tagliati secondo l’intervallo di tempo utile e infine filtrati con un Kalman

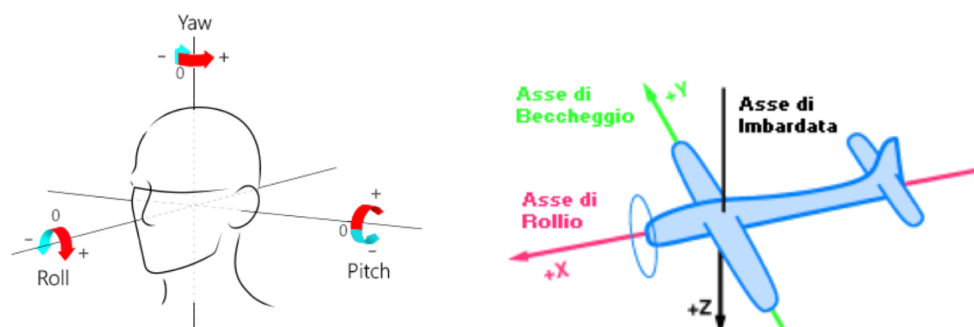


Figura 5.3.12: Esempi di utilizzo degli angoli Eulero R-P-Y: (a) nello studio della posa anatomica di una testa umana; (b) in aeronautica (immagine presa da Microsoft - Rilevamento dei volti, attributi e dati di input)

5.3 Processing

In questo capitolo viene presentato un innovativo algoritmo (presentato analiticamente nel [10]) finalizzato a rilevare e computare gli eventi di COD, detto Algoritmo di Canny di Rilevamento dei Bordi. In ingresso al Canny sono fornite delle stime iniziali dell'angolo che esprime il movimento di svolta sul piano anatomico trasversale, altresì detto angolo di imbardata; queste stime sono prima filtrate con un efficace filtro gaussiano: dal segnale così ottenuto è stato possibile trovare i punti di bordo (*edge*) attraverso il calcolo del gradiente e cercandone i «picchi» (massimi locali) e, quindi, calcolare gli angoli identificativi dei COD con un meccanismo di interpolazione lineare divisa in intervalli angolari (*hysteresis thresholding*). Sono in ultimo presentati i metodi con cui è stato possibile validare i risultati ottenuti (vedi sez. 5.3.3), presentati con indici e grafici nel cap. 6.

5.3.1 Algoritmo di Canny

Definizione e calcolo degli angoli di Eulero ed estrazione angolo di imbardata

Una nota convenzione di rappresentazione dell'orientamento è quella di Eulero e si basa su una sequenza di rotazioni attorno ad assi fissi; i relativi angoli sono definiti *rollio* per l'asse z , *beccheggio* per l'asse x e *imbardata* per l'asse y (in inglese *Roll*, *Pitch*, *Yaw*, rispettivamente, ed ecco perché ci si riferisce a loro con *angoli R-P-Y*). Essi vengono utilizzati tipicamente per descrivere l'orientamento di veicoli in moto lungo la direzione \hat{x} e con l'asse z allineato con la direzione verticale (da notare bene che non corrisponde alla terna presentata in 5.1.1). Sono anche conosciuti come angoli aeronautici [23] (vedi Figura 5.3.12(b)). Di seguito si vedrà come gli angoli R-P-Y sono utilizzati come riferimento per descrivere le rotazioni e le varie «pose» assunte dai soggetti

durante i test (un uso diffuso è in ergonomia dove sono usati per descrivere le inclinazioni che assume la testa; vedi Figura 5.3.12(a)).

Nel [4] è riportato lo step iniziale dell algoritmo cioè di stima dell'angolo di Yaw (ψ) incorporando gli input di accelerometro-giroscopio-magnetometro tutte insieme. E' stato fatto ciò per ottimizzare l'accuratezza nel calcolo dell'angolo di imbardata (lo Yaw, appunto, o angolo azimutale). In prima battuta dall'uscita del giroscopio è stata mappata la velocità angolare (ω) applicando un'integrazione rispetto al tempo a partire da un'orientazione inizialmente nota.

La relazione è di seguito espressa:

$$\omega = \frac{d\psi}{dt}, \quad d\psi = \omega \cdot dt. \quad (5.16)$$

La variazione complessiva dell'angolo (di imbardata) veniva trovata sommando questa quantità su molti campioni e utilizzando una matrice di rotazione per determinare l'angolo di imbardata di Eulero (rotazione attorno all'asse y della terna di riferimento).

Pertanto,

$$\psi = \int_t^{t+T} \omega \cdot dt \quad \text{oppure} \quad \psi = \sum_t^{t+T} \omega \times \Delta t \quad . \quad (5.17)$$

In secondo luogo, pure l'uscita del magnetometro può essere usata per calcolare accuratamente l'orientamento azimutale (Yaw) utilizzando il campo magnetico terrestre (quando è parallelo alla superficie terrestre). Tuttavia, un atleta in movimento inevitabilmente causerà il disallineamento del magnetometro dal piano orizzontale (*tilt*), generando imprecisioni nei calcoli successivi. I dati di accelerometro (triassiale) vengono utilizzati per calcolare gli angoli di rollio e beccheggio (vedi le seguenti equazioni 5.18, 5.19) e sono successivamente integrati con i dati del magnetometro per correggere il tilt, mappare i dati del magnetometro sul piano orizzontale e fornendo così un'ulteriore stima accurata dell'angolo di Yaw (oltre quella di giroscopio).

$$\phi = \arctan \left(\frac{A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}} \right) \quad (5.18)$$

$$\theta = \arctan \left(\frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}} \right) \quad (5.19)$$

Viene quindi utilizzato un filtro complementare (*Complementary filter*) per ottenere la stima finale dell'angolo di imbardata; col filtro complementare viene

effettuata una combinazione pesata delle informazioni:

$$\psi = \alpha(\psi + \dot{\psi} \cdot dt) + (1 - \alpha)\psi_{\text{mag}} \quad (5.20)$$

Dove:

- ψ è la stima dell'angolo.
- $\dot{\psi}$ è la velocità angolare misurata dal giroscopio.
- ψ_{mag} è l'angolo calcolato dal magnetometro (e accelerometro).
- α è un fattore che determina quanto affidarsi a ciascun sensore ($0 < \alpha < 1$).

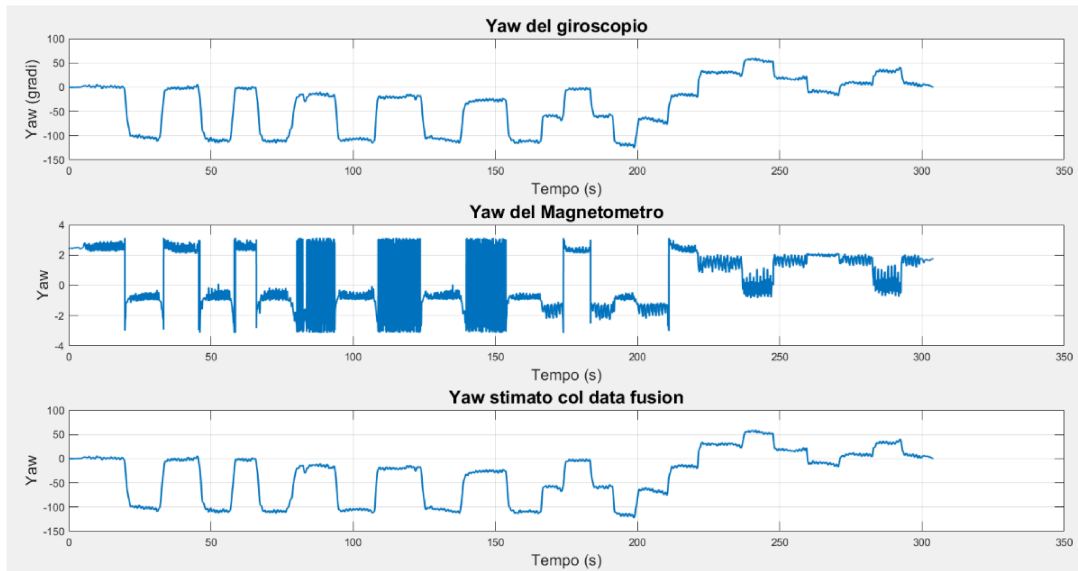


Figura 5.3.13: figura che mostra i segnali di Yaw in uscita dal gyro (Figura in alto), dal mag (Figura al centro) e dalla fusione dei due (in basso)

Si è posto $\alpha = 0,98$ (parametro detto di *regolarizzazione*), col quale è stato così possibile eseguire un *data fusion* dell'angolo di imbardata del giroscopio con l'angolo della coppia magnetometro-accelerometro per ottenere una stima più robusta e precisa dell'angolo (vedi Figura 5.3.13). La seconda parte che riguarda il Preprocessing insieme alla parte fino a qui vista ed inerente al Processing è presentata nella Figura 5.3.14

5.3.2 Algoritmo per calcolo degli angoli di Yaw

A questo punto i dati ottenuti al precedente step (paragrafo 5.3.1) forniscono l'ingresso per l'algoritmo di Canny di «rilevamento dei bordi» [27]. E' composto di alcune fasi operative, ognuna imprescindibile per la buona riuscita di tutte le successive:

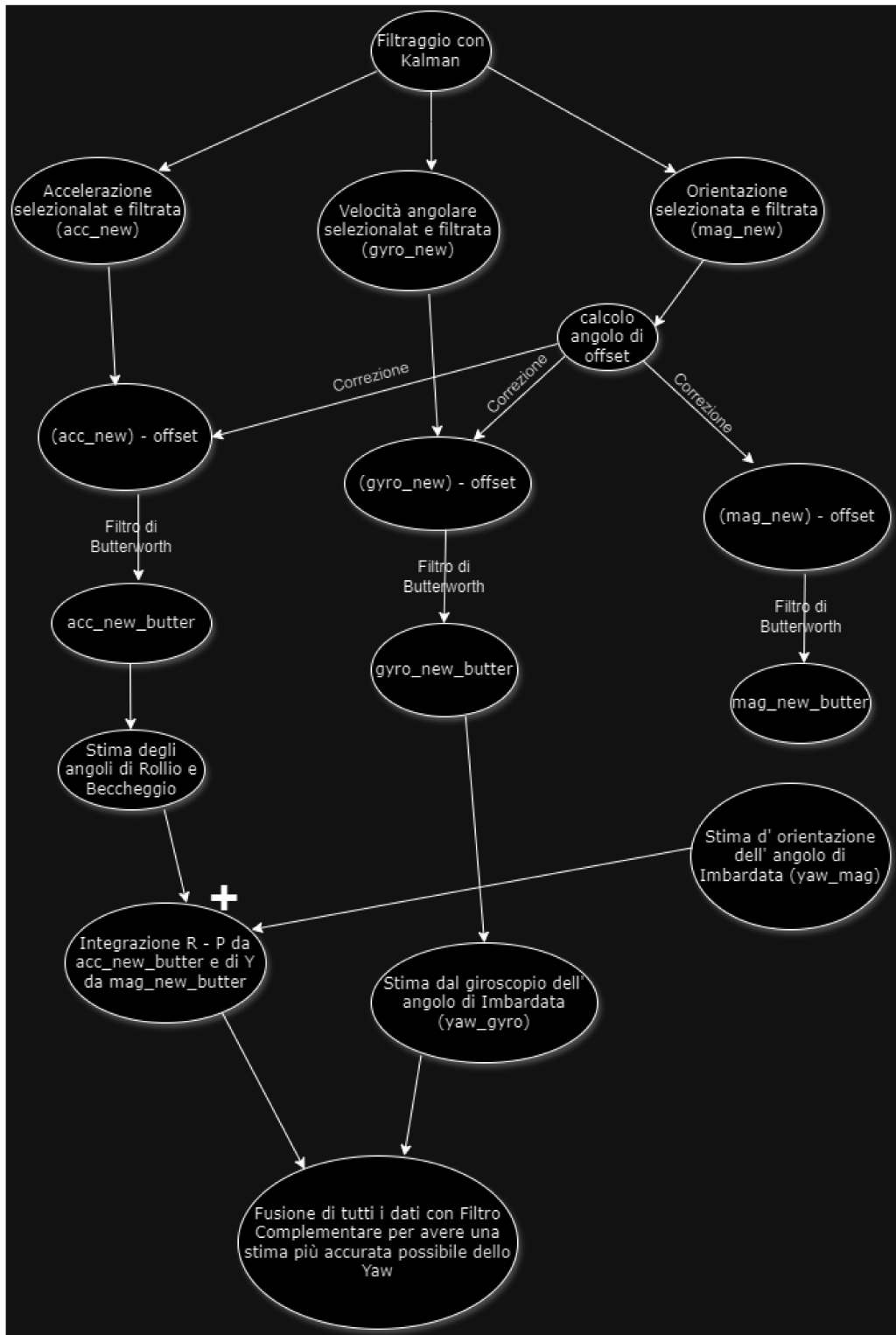


Figura 5.3.14: Ultima parte del Preprocessing col filtraggio Butterworth e la correzione multi-sensore dell'offset, infine la prima parte di Processing che riguarda la stima dell'angolo di Yaw mediante *sensor fusion*

1. Filtraggio del segnale di Yaw con un filtro di Gauss;
2. Ottenimento del gradiente⁹;
3. Rilevamento dei picchi che corrispondono ai COD sul segnale del gradiente di Yaw (*Peak Detection*);
4. Soppressione dei valori non massimi, ossia di quelle zone ove non sono identificabili massimi locali e quindi COD;
5. Interpolazione lineare a tratti;

Step 1: Filtraggio Gaussiano È stato scelto un filtro gaussiano poiché, come dimostrato in [5], filtri come il suddetto svolgono un ruolo importante nel rilevamento dei bordi, offrendo un filtraggio (*smoothing*) ottimale per dati provenienti dai movimenti locomotori. Il parametro con cui si può decidere quanto filtrare è la sigma (σ); è stata trovata una giusta via di mezzo (*trade-off*) del valore che «appianasse» le parti rumorose e prive di bordi, ma allo stesso tempo preservasse le zone di bordo che si intendono trovare; si è impostato tale valore di σ a 10° .

$$G(y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{y^2}{2\sigma^2}\right) \quad (5.21)$$

La soluzione quindi prima di derivare il segnale di imbardata è di applicare il filtraggio Gaussiano, intendendo fare l'operazione di *Convoluzione* tra la funzione gaussiana modellata nella 5.21.

La 5.22 mostra invece l'espressione matematica della Convoluzione, un'operazione tra due funzioni (segnali) di una variabile che consiste nell'integrare il prodotto tra la prima traslata di un certo valore rispetto la seconda.

$$H_G = \int_{-T}^{+T} f(t)G(-t)dt \quad (5.22)$$

Dove f è il segnale di yaw e G è il filtro Gaussiano monodimensionale. Gli estremi '+T' e '-T' sono gli istanti di tempo di riferimento per il calcolo. Spesso si esprime l'operazione di Convoluzione con il simbolo "*" . Il segnale risultante è riportato e graficato sovrapposto a quello precedente in Figura 5.3.15, col fine di mettere in rilievo le differenze del prima e del dopo l'uso del gauss.

Step 2: Calcolo del Gradiente A questo punto si calcola la derivata del segnale filtrato da cui è possibile avere una prima immagine (vedi 5.3.16) di quelli che

⁹E' una funzione matematica che produce un segnale il quale è la derivata temporale del segnale fornito in ingresso

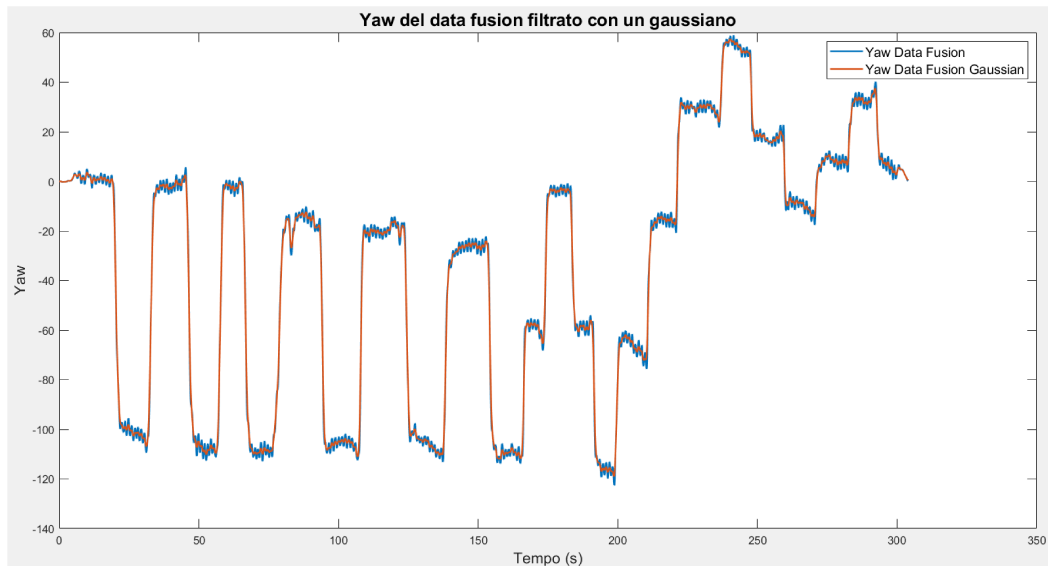


Figura 5.3.15: Grafico che riporta il segnale di Yaw prima e dopo essere stato passato sotto filtraggio gaussiano, con $\sigma = 10$

sono i bordi. Si ha così in un'unica rappresentazione la pendenza della retta tangente al segnale in ogni suo punto, dall'inizio alla fine dell'epoca. Si intende effettuare l'operazione riportata in 5.23.

$$\dot{f}_G = \frac{d}{dt}(f * G) \quad (5.23)$$

f_G è il segnale f di yaw filtrato con G che è il filtro gaussiano monodimensionale.

Step 3: Rilevamento dei punti massimi e minimi L'obiettivo di questo step è quello di determinare la coppia di coordinate che esprimono un minimo e un massimo locale; è stato possibile farlo comparando valori di ampiezza in certe posizioni con quelli presenti nelle posizioni vicine, vedendo poi qual era tra questi quello massimo in modulo (in valore assoluto). Questo procedimento (*peak detection*) è un risultato largamente auspicato in molte applicazioni del *signal processing* (e.g. *Digital Imaging*), e molti degli approcci impiegati sono i seguenti:

- Interpolazione polinomiale o lineare con la serie temporale di misurazioni possedute;
- ricerca di corrispondenze tra la serie temporale e una funzione «a picchi» di forma nota;
- approccio detto degli «attraversamenti dello zero» (*zero crossings*).

In questo studio è stato adoperato un approccio simile all'ultimo sopra notato, il quale come si è già spiegato, non è altro che il riconoscimento dei massimi

locali basandosi sulle differenze tra un punto e i suoi vicini; il riconoscimento è selettivo ossia fatto guardando due soglie, una detta *delta*, la quale non rappresenta altro che il valore lungo le ascisse con cui scorrere per «cercare» i massimi locali, una detta *threshold*, il valore di ampiezza minima dopo il quale si considera un picco rilevante. Sia *delta* che *threshold* sono state poste uguali a $0,5^\circ$ ⁽¹⁰⁾. Ai fini della buona riuscita dell'algoritmo è fondamentale dividere le svolte a destra e a sinistra (*right/left COD*) con le prime visualizzate come positive e le seconde come negative. Ecco così che si riesce a tenere traccia di tutti i COD di qualunque ampiezza e segno; ciononostante non si ha ancora una visualizzazione del segnale privo di tutte le impurità al di fuori degli angoli COD, entra così in gioco lo Step 4

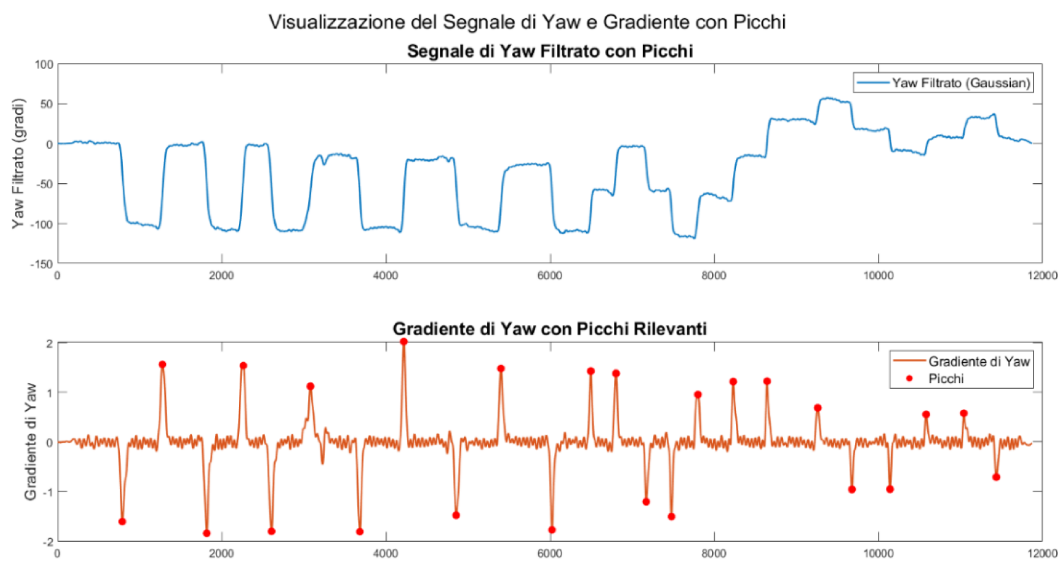


Figura 5.3.16: E' qui presentato il segnale derivato dello Yaw, vale a dire il gradiente, dove peraltro sono identificati in rosso tutti i picchi i quali indicano che lì è avvenuta la transizione nel cambio di direzione

Step 4: Soppressione dei non-bordi Tutti i punti ritenuti non rilevanti e quindi i punti che non si rifacevano alla definizione di *bordo* sono stati posti uguale a zero per un'esigenza pratica di visualizzazione del segnale utile. Questo passaggio è l'estrazione dei soli bordi e fornisce unicamente i valori d'interesse a partire dal segnale epurato di tutti i valori angolari «superflui».

Step 5: Algoritmo di Sogliatura a Tratti L'ultimo Step è quello che fornisce i parametri usati per il calcolo finale degli angoli di Yaw. Questo algoritmo (in

¹⁰le soglie sono state impostate a quei valori poiché ritenute valide ai fini di questo solo studio, avente uno specifico dataset e con una forma che si può dire ricorrente, e perciò le stesse soglie sono state tenute costanti su tutte e dieci le prove

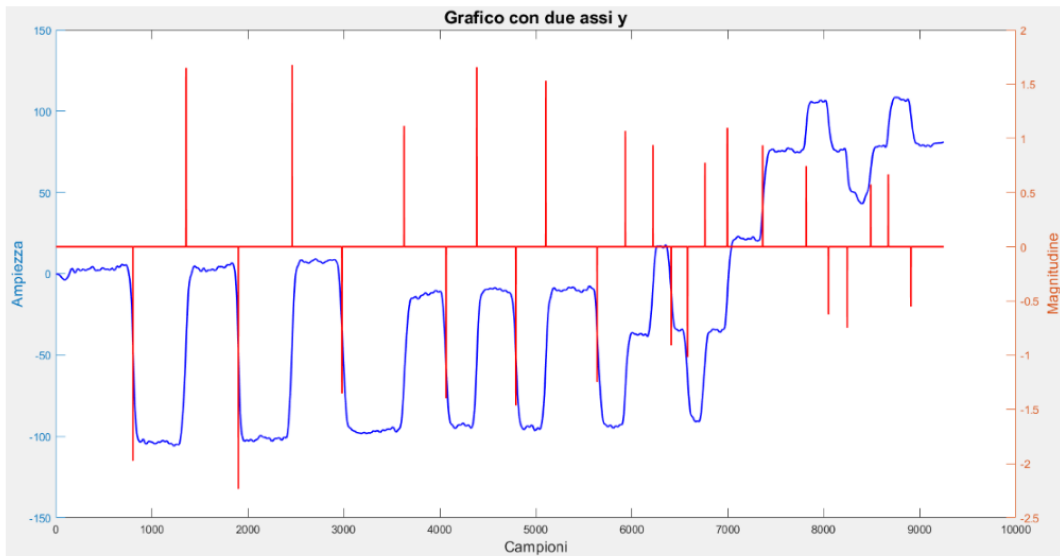


Figura 5.3.17: Il grafico in questione rappresenta in simultanea le ampiezze dei bordi (in rosso) e l'andamento del segnale d'imbardata (in blu)

inglese *Multi-Level Piece-Wise Thresholding Algorithm*) consiste nel dividere prima gli angoli (reali) secondo il loro segno (positivi o negativi), poi in gruppi di intervalli (int_1 va da 45° a 90° , int_2 va da 90° a 135° , int_3 va da 135° a 180° ; in modo analogo si fa per i negativi). Si tracciano così delle rette interpolanti per ogni coppia di intervalli in ordine di ampiezza (vedi grafici finali nelle Figure 6.0.1 e 6.0.2), le quali esprimono la relazione che c'è tra angoli di Yaw (che si conoscono dalle prove di test) e i valori di ampiezza dei bordi (*edges*) raccolti dallo Step 4 (par. 5.3.2). I valori di Yaw cercati sono quindi quelli ottenuti per mezzo della relazione 5.24.

$$x = \frac{y - q}{m} \quad (5.24)$$

Dove q è l'intercetta dell'asse y , m è il coefficiente angolare esprime la pendenza di ogni retta interpolante, y è il bordo usato per calcolare x (angolo di Yaw). Svolte di medesima ampiezza sono state effettuate per garantire una maggiore qualità nell'adattamento della retta ai punti (*fitting*), avendo notato che una numerosità maggiore di punti rispetto a quella banale (1 o al più 2) avrebbe giovato il risultato in uscita dallo step 5.

Le misurazioni ottenute dalle 9 prove iniziali e fittate secondo il procedimento di sogliatura a tratti appena descritto sono riportate nella Figura 6.0.1 (angoli positivi, ossia le svolte a destra) e in Figura 6.0.2 (angoli negativi, ossia le svolte a sinistra).

5.3.3 Metodi di validazione

E' importante in uno studio come questo possedere strumenti che ne accertino la validità: oltre che parlare di indici statistici si intendono anche grafici che riportino questi indici e quindi che diano un input visivo su quanto ci si è «avvicinati» all'indice di ottimo (*gold standard*). Sebbene in questa sede lo studio condotto col dispositivo K-sport (sez. 5.1.1) non sia una validazione delle sue prestazioni sul campo (vedi [31] e [30]), è possibile parlare di *gold standard* in relazione a quello che si vuole ottenere dall'algoritmo: una stima accurata degli eventi di COD sia in termini di valore (angolo) sia in termini di collocazione temporale (quando essi sono avvenuti).

Gli Scarti Parlando di *scarti* nelle sue generalità come strumento statistico, essi rappresentano la deviazione tra un valore che viene misurato ed un valore assunto come riferimento [34]; vedi equazione 5.25. Se viene fatta la sommatoria di questi scarti, divisa per il numero dei campioni selezionati (N) e fatta la sua radice quadrata, si ottiene la deviazione standard (SD o σ); la definizione matematica di deviazione standard è nell'equazione 5.26.

$$d_i = x_i - x_{\text{rif}} \quad (5.25)$$

Dove:

- x_i è il singolo valore calcolato;
- x_{rif} è il valore preso come riferimento.

$$SD(X) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n (x_i - x_{\text{rif}})^2 \quad (5.26)$$

La deviazione standard è un indice di dispersione, che in realtà quantifica la *precisione*. Con questo termine ci si suole riferire all'affidabilità della stima, che nelle stesse condizioni operative fornisce sempre la stessa misura

Grafico di Bland-Altman Un *grafico di Bland-Altman* è un metodo statistico utilizzato per confrontare due diverse tecniche di misurazione valutandone il grado di accordo [7]. Aiuta a determinare se i metodi possono essere utilizzati in modo intercambiabile o, al contrario, se tra di loro ci sono bias sistematici o discrepanze. Nel grafico le differenze tra le due misurazioni vengono riportate sull'asse y, mentre le medie delle due misurazioni sono riportate sull'asse x. La caratteristica principale del grafico Bland-Altman è che include la differenza media (*il bias*) come linea centrale, insieme a linee che rappresentano i limiti entro i quali si considera l'accordo valido, pari a $\pm 1,96$ volte la deviazione

standard delle differenze (in Figura 6.0.4). La differenza media indica la media degli scarti: è una misura di tendenza centrale utilizzata in statistica per rappresentare il valore medio di un insieme di dati. È definita come la somma di tutti i valori osservati diviso il numero totale delle osservazioni. In altre parole, la media rappresenta il «centro» della distribuzione dei dati e ne indica l'accuratezza, ossia la distanza tra il valore misurato e quello vero. Per un insieme di n valori x_1, x_2, \dots, x_n , la media statistica (o media aritmetica) si calcola con la formula 5.27:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (5.27)$$

Dove:

- \bar{x} è la media dei dati.
- n è il numero di osservazioni.
- x_i rappresenta ciascun valore dell'insieme.

In realtà la media è sensibile ai valori estremi, cioè può essere influenzata dalla presenza di *outlier*, il che la rende non sempre rappresentativa dell'insieme, specialmente quando i dati sono fortemente asimmetrici. L'intervallo riportato nel grafico in Figura 6.0.4 copre tipicamente circa il 95% delle differenze tra i due metodi di stima qualora i dati siano distribuiti normalmente. I principali vantaggi del grafico di Bland-Altman sono la sua capacità di visualizzare eventuali bias sistematici e la facilità di identificare punti *outlier*. E' particolarmente utile in Medicina, dove è prassi confrontare nuove tecniche di misurazione con standard di riferimento: Bland-Altman viene spesso utilizzato per confrontare misurazioni cliniche come la pressione sanguigna o i livelli di glucosio ottenuti da due dispositivi o metodi diversi. Se le differenze tra le due misurazioni rientrano nei limiti accettabili dal punto di vista clinico, i metodi possono essere considerati uno una valida alternativa dell'altro. Tuttavia se si riscontrano un pattern o una tendenza consistente nelle differenze, ciò potrebbe indicare un bias proporzionale, suggerendo che i metodi non concordano in modo uniforme sull'intera popolazione di misurazioni (vedi [2] e [7]).

Coefficiente di correlazione di Pearson Come ultimo strumento di validazione ci si è avvalsi del coefficiente di correlazione di Pearson ([36] e [38]); esso misura l'intensità e la direzione dell'associazione lineare tra due variabili (angoli misurati e angoli di riferimento). Il suo calcolo si basa sulla definizione di Covarianza $\text{Cov}(X, Y) = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})$, la quale esprime in termini

matematici la misura di quanto suddette variabili varino assieme.

$$\rho = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{X})(y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{X})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i - \bar{Y})^2}} = \frac{Cov(X, Y)}{\sigma_X \sigma_Y} \quad (5.28)$$

Nella stessa compaiono una serie di variabili, tra cui media e deviazione standard precedentemente analizzate:

- $Cov(X, Y)$: Rappresenta la covarianza tra le variabili casuali X e Y . Misura la direzione della relazione lineare tra due variabili;
- $\sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i - \bar{Y})^2}$: Fattore di normalizzazione, utilizzato per calcolare la covarianza campionaria. Si usa $n - 1$ per correggere il bias nella stima;
- \bar{X} e \bar{Y} : Medie aritmetiche dei valori delle variabili X e Y rispettivamente;
- σ_X : Deviazione standard della variabile X ;
- σ_Y : Deviazione standard della variabile Y ;

Il coefficiente di Pearson (vedi equazione 5.28) non è significativo di causalità, ma il suo valore è sempre compreso tra "-1" e "+1": più si avvicina ai valori estremi e più la correlazione lineare è forte, se invece il suo segno è negativo oppure positivo, ciò indica rispettivamente una correlazione negativa (coefficiente angolare negativo) o positiva (coefficiente angolare positivo).

Capitolo 6

Risultati

Vengono di seguito riportati i risultati dello studio svolto con le modalità riportate nella sez. 5.1.1; ci si avvale degli indicatori mostrati in sez. 5.3.3. Servendosi delle prime 9 prove sono state create delle rette di «calibrazione» (vedi Figure 6.0.1 e 6.0.2), dalle quali si sono estratti sei coefficienti angolari e sei intercette, tre per gli angoli positivi e tre per i negativi; il fatto che siano stati ricavati in tale numero è perché ad ogni coppia di coefficienti m e q corrispondeva una e una sola retta di interpolazione, la quale faceva riferimento ad un singolo intervallo, ma con i valori angolari di tutte e nove le prove (es. da 45° a 90° o da 90° a 135°). Per fare ciò l'algoritmo spiegato in sez. 5.3 è stato iterato per nove volte tante quante le prove in questione.

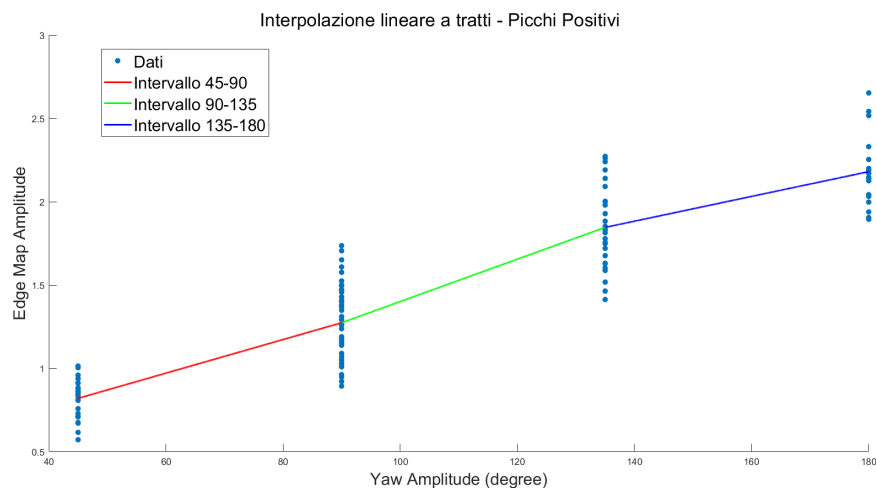


Figura 6.0.1: Nell'immagine sono mostrate le rette interpolanti: per ogni angolo forniscono il coefficiente angolare e l'intercetta con cui computare il *COD angle* positivo (svolta a destra); è possibile vedere 4 nuvole di punti afferenti alle nove prove iniziali, tutte che si dispongono in maniera verticale e nei punti si separazione tra le rette, contrassegnate con colori diversi

Una volta ricavati i coefficienti, è stato possibile calcolare gli angoli di COD della decima prova seguendo l'equazione 5.24. E' stata quindi eseguita un'a-

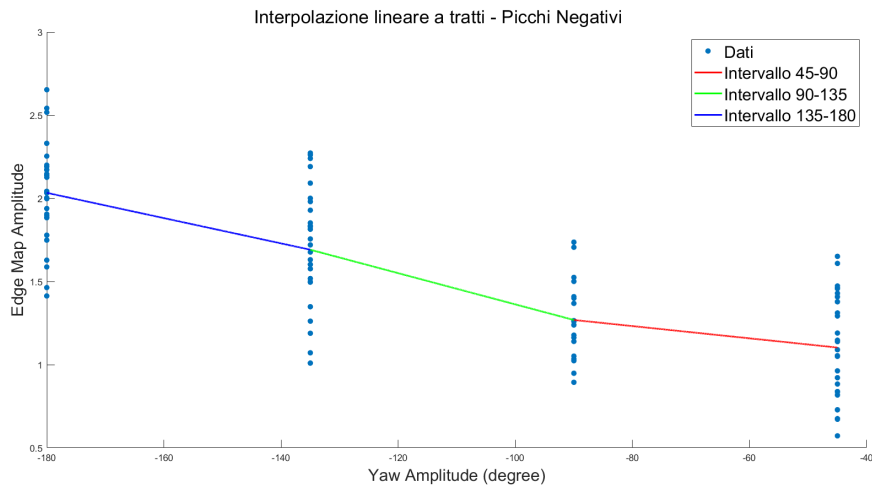


Figura 6.0.2: Nell'immagine sono mostrate le rette interpolanti: per ogni angolo forniscono il coefficiente angolare e l'intercetta con cui computare il *COD angle* negativo (svolta a sinistra); è possibile vedere 4 nuvole di punti afferenti alle nove prove iniziali, tutte che si dispongono in maniera verticale e nei punti si separazione tra le rette, contrassegnate con colori diversi

analisi degli scarti tra il valore calcolato (angolo di Yaw) e i valori di angoli «teorici» assunti come riferimento, che riportati in ordine non sono altro che -180° , 180° , -135° , 135° , -90° , 90° , -45° , 45° (alternati; vedi Figura 5.1.5) calcolandone media (linea nera nella Figura 6.0.3) e deviazione standard. Quest'ultima moltiplicata per il fattore di copertura $k = \pm 2$ è graficata in rosso nella 6.0.3

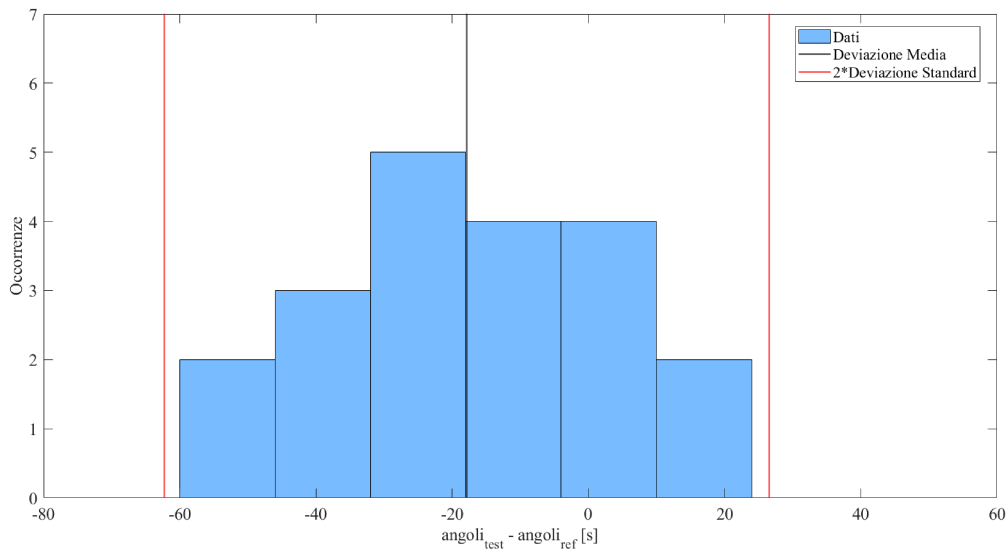


Figura 6.0.3: E' qui sopra riportato l'istogramma, grafico che mostra le frequenze assolute (in ordinata) e i valori divisi per classi (in ascissa); è inoltre mostrata l'incertezza estesa ($2 * SD$) come due linee rosse verticali e la media degli scarti come linea nera verticale

In Figura 6.0.3 è riportato l'istogramma della distribuzione dei dati (in blu): ogni barra (detta *bin*) rappresenta una classe¹ di valori (sono sei, rappresentati in ascissa) e la sua altezza² che corrisponde alla frequenza assoluta (occorrenze) dei dati che vi rientrano. In Figura 6.0.4 è riportato il grafico di Bland-Altman. Come riportato nella sez. 5.3.3 vengono messi a confronto due indicatori, ossia gli scarti (in ordinata) e la media degli stessi (in ascissa). Le linee rosse rappresentano il prodotto tra la deviazione standard e $\pm 1,96$, il valore che copre il 95% della totalità dei dati qualora essi siano disposti secondo una *normale*, detto pertanto intervallo di confidenza, che qui vale $[-62, 24 \ 26, 51]^\circ$; la media (linea nera al centro) vale $-17,86^\circ$. L'ultima immagine (Figura 6.0.5) riporta la correlazione lineare quantificata attraverso il coefficiente di Pearson (ρ), il quale si è visto valere 0,9855; come spiegato nella sez. 5.3.3 un coefficiente avente valore prossimo a 1 è indice di forza della correlazione lineare tra le due variabili.

¹La divisione in classi di una serie di dati ordinati (N è il totale) può essere fatta avvalendosi del criterio di Sturges; il numero di classi che possono essere ottenute (K) è calcolabile come: $K = 1 + \frac{10}{3} \log_{10}(N)$, mentre l'ampiezza di ogni classe è data dal valore massimo meno il valore minimo diviso K ($Ampiezza_{cl} = \frac{Max - Min}{K}$).

²In realtà è l'area di ogni singolo rettangolo a rappresentare la frequenza assoluta, ma se i rettangoli hanno la stessa base, il valore di frequenza può essere dedotto dall'altezza.

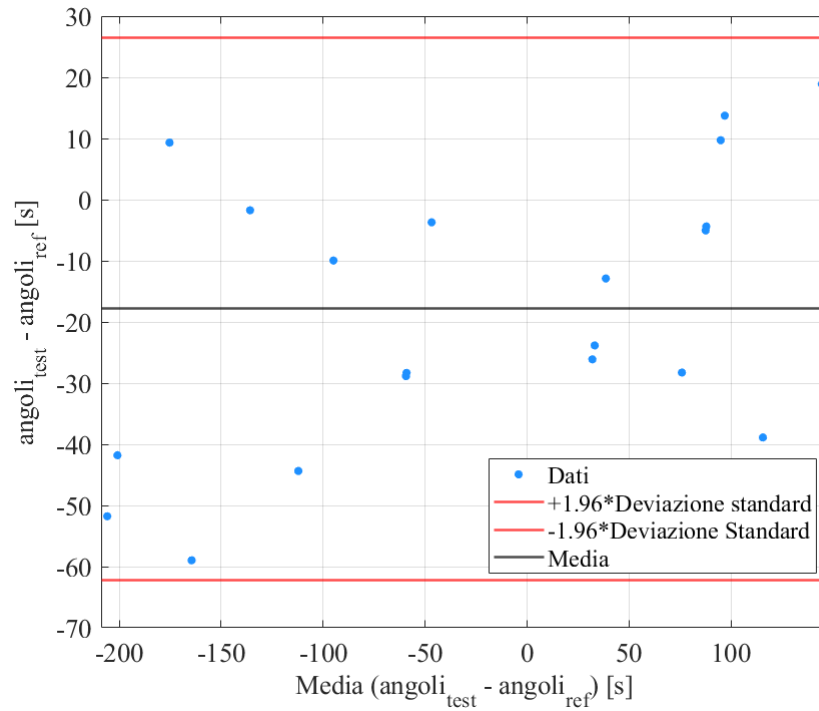


Figura 6.0.4: E' sopra riportato il grafico di Bland-Altman; Le linee rosse rappresentano l'intervallo di confidenza al 95%, la quasi totalità della distribuzione degli scarti assunta come normale (gaussiana)

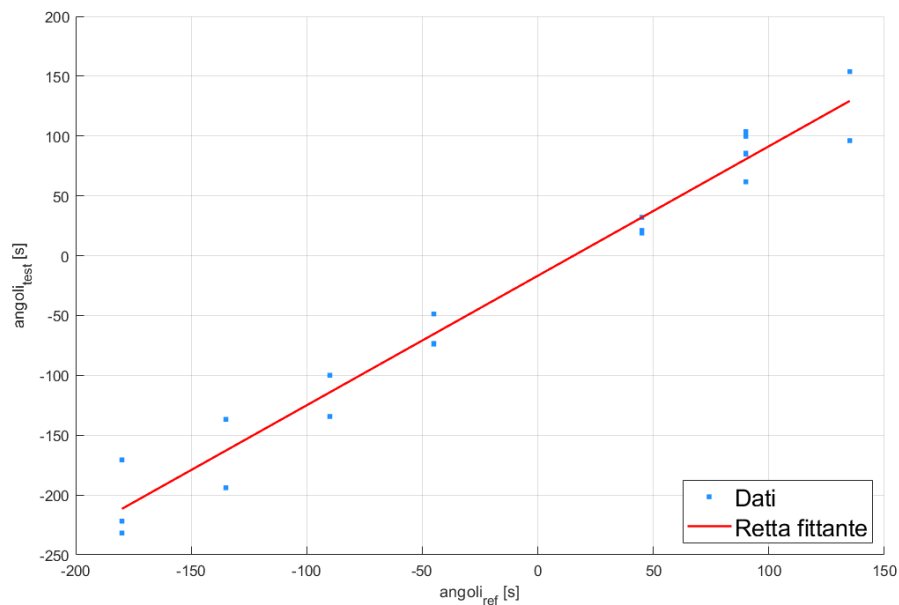


Figura 6.0.5: L'immagine qui riportata presenta la retta interpolante in ascissa gli angoli di riferimento e in ordinata gli angoli misurati. La correlazione lineare è quantificata attraverso l'indice di correlazione di Pearson (ρ)

Capitolo 7

Discussione e conclusioni

In questo studio è stato usato un sensore K-sport (*K-AI Wearable Indoor Tech Device*) per svolgere delle prove di camminata e di corsa su tracciati con cambi di direzione; è stato quindi implementato un innovativo algoritmo per la rilevazione, in termini di istanti temporali, e la quantificazione, in termini di angolo di svolta, degli eventi di COD (i riferimenti sono [4] e [27]). L'algoritmo in un primo momento sfrutta la stima dell'angolo di imbardata (Yaw) che gli proviene dalla combinazione dei tre sensori MIMU (accelerometro, giroscopio e magnetometro), poi fa ricorso ad un metodo di rilevazione dei bordi chiamato algoritmo di Canny. I *bordi* non sono nient'altro che dei punti di rapida escursione nel valore dell'angolo dove si fanno coincidere gli istanti di COD. Nei risultati riportati nel cap. 6 è mostrato il grafico di Bland-Altman (Figura 6.0.4): il fatto che le deviazioni (scarti) varino tra valori approssimativi di -60° e -30° indica che i punti siano dispersi in modo abbastanza casuale e quindi che non ci sia una relazione evidente. Questo è un buon segnale, poiché significa che non c'è una tendenza sistematica, ad esempio, ad aumentare l'incertezza a valori più alti o più bassi della media. C'è una certa dispersione dei dati attorno alla media (linea centrale in nero): questa variabilità sembra aumentare con la media degli angoli, coi valori più elevati che presentano una maggiore dispersione. Nell'istogramma riportato in Figura 6.0.3, la deviazione media (linea nera) della distribuzione, valevole $-17,86^\circ$, conferma che gli angoli testati risultano inferiori rispetto ai valori di riferimento. Le linee rosse (± 2 volte la deviazione standard) indicano che la variabilità delle misure è contenuta entro questi limiti. Come già indicato nel Bland-Altman, anche l'istogramma evidenzia una deviazione media abbastanza importante, con i test che tendono a sottostimare gli angoli rispetto ai valori di riferimento. Non è da trascurarsi l'ampiezza dell'intervallo al 95%, denotando che l'escursione di questi scarti è evidente e molto presente e quindi, una misura non molto accurata. Per questo motivo non sono da escludersi ulteriori ricerche per quanto riguarda l'indagine e la correzione dell'incertezza sistematica: la variabilità nell'escursione dei punti di calibrazione (vedi Figure 6.0.1 e 6.0.2) è molto apprezzabile. In generale, l'istogramma conferma un buon livello di coerenza

nelle misurazioni, ma come già specificato suggerisce la necessità di correggere una sottostima ripetitiva. Il grafico in Figura 6.0.5 indica una buona correlazione lineare tra gli angoli misurati nei test e quelli di riferimento, suggerendo che il sistema di misurazione è affidabile nel catturare la relazione tra queste due variabili. E' quindi presente una forte correlazione lineare e positiva tra le due variabili dato quanto vale il coefficiente di Pearson ($\rho = 0,9850$).

Le possibili applicazioni del procedimento mostrato in questo studio sono molteplici: un approccio di *athlete-tracking* come quello visto, qualora affinato nella sua accuratezza e precisione, può essere di grande aiuto nell'identificare e nel quantificare gli episodi (*incidents*) di *COD*, aspetto cruciale per prevenire gli infortuni negli sport che richiedono alte performance fisiche. L'algoritmo sviluppato è stato principalmente usato per computare dei risultati validi ed affidabili unicamente dalle prove di camminata; lo stesso non si può dire delle prove di corsa: seppure il test sia stato eseguito rigorosamente, ugualmente rigorosi non sono stati i risultati se paragonati a quelli della camminata; tutto ciò perché sono ancora tanti i problemi senza soluzione quando si fa RGA, sia in sede di test sia in sede di processamento delle acquisizioni. Nella parte relativa al cap. 5.3 si veda che non si è parlato di aggiustamento della traiettoria del baricentro, per la quale è stata presentata una prima espressione nella 3.3, oltre che dei modelli predittivi nelle eq.i 5.3 o 5.4, 5.11 e 5.14. Le fluttuazioni incontrollabili del bacino, di complessità crescente all'aumentare della complessità del percorso, le accelerazioni che non si possono prevedere neppure per un contesto di corsa controllata, rendono in generale la misurazione degli angoli di *COD* (*running-COD*) una sfida ancora aperta nel campo di ricerca delle IMU (e MIMU), sicuramente destinata a riservare sorprese in futuro.

Bibliografia

- [1] AM Alanen, AM Räsänen, LC Benson, and K Pasanen. The use of inertial measurement units for analyzing change of direction movement in sports: A scoping review. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 16(6):1332–1353, 2021.
- [2] Douglas G Altman and J Martin Bland. Measurement in medicine: the analysis of method comparison studies. *Journal of the Royal Statistical Society Series D: The Statistician*, 32(3):307–317, 1983.
- [3] Frederick Aronowitz. Fundamentals of the ring laser gyro. *Optical gyros and their application*, 1999.
- [4] Aaron S Balloch, Mahir Meghji, Robert U Newton, Nicolas H Hart, Jason A Weber, Iftekhar Ahmad, and Daryoush Habibi. Assessment of a novel algorithm to determine change-of-direction angles while running using inertial sensors. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 34(1):134–144, 2020.
- [5] Mitra Basu. Gaussian-based edge-detection methods-a survey. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)*, 32(3):252–260, 2002.
- [6] László Bencsik and Ambrus Zelei. Effects of human running cadence and experimental validation of the bouncing ball model. *Mechanical Systems and Signal Processing*, 89:78–87, 2017.
- [7] J Martin Bland and DouglasG Altman. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The lancet*, 327(8476):307–310, 1986.
- [8] Luke J Boyd, Kevin Ball, and Robert J Aughey. Quantifying external load in australian football matches and training using accelerometers. *International journal of sports physiology and performance*, 8(1):44–51, 2013.
- [9] Matt Brughelli, John Cronin, Greg Levin, and Anis Chaouachi. Understanding change of direction ability in sport: a review of resistance training studies. *Sports medicine*, 38:1045–1063, 2008.

- [10] John Canny. A computational approach to edge detection. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, (6):679–698, 1986.
- [11] Kong Y Chen and JR David R Bassett. The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11):S490–S500, 2005.
- [12] Kong Y Chen, Kathleen F Janz, Weimo Zhu, and Robert J Brychta. Re-defining the roles of sensors in objective physical activity monitoring. *Medicine and science in sports and exercise*, 44(1 Suppl 1):S13, 2012.
- [13] Jiayi Cui, Hongyi Du, and Xiangzhi Wu. Data analysis of physical recovery and injury prevention in sports teaching based on wearable devices. *Preventive medicine*, 173:107589, 2023.
- [14] John Dakin and Brian Culshaw. Optical fiber sensors: Applications, analysis and future trends, artech house. *Inc., Norwood, MA*, 1997.
- [15] Enertia Micro. Enertia micro - inertial measurement units (imus). <https://enertia-micro.com/>, 2024. Accessed: 2024-10-18.
- [16] S Ezekiel and HJ Arditty. Fiber-optic rotation sensors. tutorial review. In *Fiber-Optic Rotation Sensors and Related Technologies: Proceedings of the First International Conference MIT, Cambridge, Mass., USA, November 9–11, 1981*, pages 2–26. Springer, 1982.
- [17] Bin Fang, Fuchun Sun, Huaping Liu, and Chunfang Liu. 3d human gesture capturing and recognition by the immu-based data glove. *Neurocomputing*, 277:198–207, 2018.
- [18] William H Gage, David A Winter, James S Frank, and Allan L Adkin. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait & posture*, 19(2):124–132, 2004.
- [19] Jajack Heikenfeld, Andrew Jajack, Jim Rogers, Philipp Gutruf, Lei Tian, Tingrui Pan, Ruya Li, Michelle Khine, Jintae Kim, and Juanhong Wang. Wearable sensors: modalities, challenges, and prospects. *Lab on a Chip*, 18(2):217–248, 2018.
- [20] Hendrik Hellmers, Abdelmoumen Norrdine, Jörg Blankenbach, and Andreas Eichhorn. An imu/magnetometer-based indoor positioning system using kalman filtering. In *International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation*, pages 1–9. IEEE, 2013.

- [21] Marco Iosa, Augusto Fusco, Fabio Marchetti, Giovanni Morone, Carlo Caltagirone, Stefano Paolucci, and Antonella Peppe. The golden ratio of gait harmony: repetitive proportions of repetitive gait phases. *BioMed research international*, 2013(1):918642, 2013.
- [22] Herve C Lefevre. *The fiber-optic gyroscope*. Artech house, 2022.
- [23] Giovanni Legnani, Giacomo Palmieri, et al. *Fondamenti di meccanica e biomeccanica del movimento*. Città Studi, 2016.
- [24] Giovanni Legnani, Giacomo Palmieri, Irene Fassi, et al. *Introduzione alla biomeccanica dello sport*. CittàStudiEdizioni, 2018.
- [25] Ryan T Li, Scott R Kling, Michael J Salata, Sean A Cupp, Joseph Sheehan, and James E Voos. Wearable performance devices in sports medicine. *Sports health*, 8(1):74–78, 2016.
- [26] Warren M Macek and Jr DTM Davis. Rotation rate sensing with traveling-wave ring lasers. *Applied Physics Letters*, 2(3):67–68, 1963.
- [27] Mahir Meghji, Aaron Balloch, Daryoush Habibi, Iftekhar Ahmad, Nicolas Hart, Robert Newton, Jason Weber, and Adnan Waqar. An algorithm for the automatic detection and quantification of athletes’ change of direction incidents using imu sensor data. *IEEE Sensors Journal*, 19(12):4518–4527, 2019.
- [28] Mitchell G Mooney, Stuart Cormack, Brendan J O’Brien, William M Morgan, and Mike McGuigan. Impact of neuromuscular fatigue on match exercise intensity and performance in elite australian football. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(1):166–173, 2013.
- [29] National Oceanic and Atmospheric Administration. Magnetometer, 2024. Accessed: 2024-10-19.
- [30] Luna Panni, Gloria Cosoli, Marco Arnesano, Federico Citarelli, Luca Antognoli, and Lorenzo Scalise. Measurement of spatio-temporal gait parameters through a wearable device for the evaluation of the activity level of athletes. In *Proceedings of the 19th IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, pages 1–6, Ancona, Italy, 2024. IEEE.
- [31] Luna Panni, Gloria Cosoli, Marco Arnesano, Federico Citarelli, Luca Antognoli, and Lorenzo Scalise. Metrological characterization of a wearable device for the assessment of gait parameters. In *2024 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, pages 1–6. IEEE, 2024.

- [32] Vittorio MN Passaro, Antonello Cuccovillo, Lorenzo Vaiani, Martino De Carlo, and Carlo Edoardo Campanella. Gyroscope technology and applications: A review in the industrial perspective. *Sensors*, 17(10):2284, 2017.
- [33] Joel JPC Rodrigues, Dante Borges De Rezende Segundo, Heres Arantes Junqueira, Murilo Henrique Sabino, Rafael Maciel Prince, Jalal Al-Muhtadi, and Victor Hugo C De Albuquerque. Enabling technologies for the internet of health things. *Ieee Access*, 6:13129–13141, 2018.
- [34] Sheldon M. Ross. *Introduzione alla statistica*. Maggioli Editore, 2 edition, 2014.
- [35] Atul Sharma, Mihaela Badea, Swapnil Tiwari, and Jean Louis Marty. Wearable biosensors: an alternative and practical approach in healthcare and disease monitoring. *Molecules*, 26(3):748, 2021.
- [36] Ken Stewart. Pearson correlation coefficient. Encyclopædia Britannica, 2024. <https://www.britannica.com/science/correlation-coefficient>.
- [37] Adnan Waqar, Iftekhar Ahmad, Daryoush Habibi, Nicolas Hart, and Quoc Viet Phung. Enhancing athlete tracking using data fusion in wearable technologies. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 70:1–13, 2021.
- [38] Eric W. Weisstein. Indice di correlazione di pearson. MathWorld—A Wolfram Web Resource, 2024. <https://mathworld.wolfram.com/PearsonsCorrelation.html>.
- [39] Michael W Whittle. *Gait analysis: an introduction*. Butterworth-Heinemann, 2014.
- [40] David A Winter. *Biomechanics and motor control of human movement*. John wiley & sons, 2009.
- [41] World Medical Association. WMA Declaration of Helsinki – Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. <https://www.wma.net/policies-post/wma-declaration-of-helsinki-ethical-principles-for-medical-research-involving-human-subjects/>, 2024. Accessed: Feb. 08, 2024.
- [42] Wiebren Zijlstra and At L Hof. Displacement of the pelvis during human walking: experimental data and model predictions. *Gait & posture*, 6(3):249–262, 1997.