

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
CAMPUS DI CESENA
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA
CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**PARAMETRI TEMPORALI DEL CAMMINO IN
ACQUA TRAMITE SENSORI INERZIALI
IMPERMEABILI: CONFRONTO FRA ALGORITMI E
POSIZIONI DEI SENSORI**

Tesi in:
Biomeccanica

Relatore:

Prof. Silvia Fantozzi

Correlatore:

Ing. Anna Lisa Mangia

Presentato da:

Alessia Loprese

III sessione

Anno accademico 2015-2016

INDICE

INTRODUZIONE	3
CAPITOLO 1: ANALISI DEL CAMMINO IN ACQUA	5
1.1 IL CAMMINO	5
1.1.1 FASI DEL PASSO	6
1.1.2 PARAMETRI DELLA LOCOMOZIONE	8
1.1.3 FASCE DI NORMALITÀ	10
1.2 ACQUA	10
1.2.1 PROPRIETÀ DELL'ACQUA	11
1.2.2 FORZE IN ACQUA.....	12
1.2.2.1 FORZA DI ARCHIMEDE	12
1.2.2.2 FORZA RESISTIVA DI ATTRITO VISCOSO O FORZA DI TRASCINAMENTO	14
1.2.3 PRESSIONE IDROSTATICA	16
1.2.4 RIABILITAZIONE IN ACQUA	17
1.3 STRUMENTAZIONE E STUDI SPERIMENTALI	17
1.3.1 VIDEOCAMERE.....	18
1.3.1.2 VIDEOCAMERE PER LA STIMA DI PARAMETRI SPAZIOTEMPORALI NELL'ACQUA.....	19
1.3.2 SENSORI INERZIALI E MAGNETOMETRICI	21
1.3.2.1 ACCELEROMETRO.....	22
1.3.2.2 GIROSCOPIO	26
1.3.2.3 MAGNETOMETRO	28
1.3.2.4 SENSOR FUSION.....	30
1.3.2.5 SENSORI INERZIALI PER LA STIMA DI PARAMETRI SPAZIO- TEMPORALI NELL'ACQUA	31

CAPITOLO 2: METODI	33
2.1 SETUP	33
2.1.1 SISTEMA COMETA	33
2.1.1.1 IMMU.....	33
2.1.1.2 UNITÀ DI BASE	34
2.1.1.3 MODULO DI RICARICA.....	35
2.1.1.4 ACQUISIZIONE DEL SEGNALE.....	35
2.1.2 GOPRO.....	37
2.1.3 PROTOCOLLO SPERIMENTALE.....	38
2.2 ANALISI IMMU	38
2.2.1 BUGANÈ	39
2.2.2 AMINIAN	42
2.2.3 FERRARI.....	46
2.3 ELABORAZIONE DEI DATI	48
2.3.1 ANALISI VIDEO	48
2.3.2 ANALISI STATISTICA.....	49
CAPITOLO 3: RISULTATI E DISCUSSIONE	51
3.1 RISULTATI ANALISI STATISTICA PARAMETRI TEMPORALI	51
3.2 CONFRONTO CON LA LETTERATURA	62
CONCLUSIONI	64
BIBLIOGRAFIA	66

INTRODUZIONE

In questi anni sempre più attenzione è stata rivolta all'analisi del cammino per rendere più efficaci gli interventi riabilitativi nei confronti delle persone con problemi di deambulazione o postura, causati da patologie neurologiche, traumi o interventi chirurgici.

Inoltre, diversi studi hanno dimostrato che l'utilizzo dell'acqua in ambito riabilitativo risulta più efficace dello svolgimento dei task motori a secco. Questo perché il corpo immerso in una piscina subisce una spinta verso l'alto da parte dell'acqua che scarica parte della tensione dalle articolazioni, con conseguente agevolazione del movimento e riduzione del rischio di cadute.

Il metodo più utilizzato per l'analisi del movimento in acqua è basato sull'utilizzo di videocamere, che ad oggi rappresentano il Gold Standard per questo tipo di analisi, nonostante presentino una serie di limitazioni dovute alla scarsa portabilità, costi elevati e lungo tempo di preparazione del setup e di processing dei dati. Per superare queste limitazioni, il recente sviluppo di sensori MEMS ha favorito la diffusione di unità di misura inerziali e magnetometriche (IMMU) nell'ambito dell'analisi del movimento, sia a secco che in acqua.

Lo scopo di questa tesi è di confrontare tre algoritmi, che si distinguono tra loro per posizionamento della IMMU, e per il segnale che prendono in ingresso, per valutare quale tra essi sia in grado di rilevare con maggiore accuratezza i parametri temporali del passo.

A questo studio, svolto presso il Centro Universitario Sportivo Record di Bologna, ha partecipato un soggetto in buona salute che ha effettuato una prova di cammino a secco e tre in acqua a diverse velocità. Nello specifico, sono state effettuati dei rilevamenti tramite una videocamera, considerata il Gold Standard, e attraverso sensori inerziali "COMETA", opportunamente indossati dal soggetto. Attraverso un'indagine visiva dei video acquisiti con la videocamera e l'esecuzione dei tre algoritmi da valutare, sono stati identificati per ciascuno dei quattro metodi gli istanti corrispondenti agli eventi di contatto del piede con il suolo, Heel Strike, e stacco del piede dal suolo, Toe Off.

Dagli eventi identificati è stato possibile ricavare una serie di parametri temporali, che sono stati poi tra loro confrontati, per determinare il livello di accuratezza di ogni algoritmo rispetto alla videocamera.

Il primo capitolo di questa tesi sarà dedicato alla descrizione dell'atto motorio del cammino, con particolare attenzione agli eventi che lo caratterizzano e i parametri da essi ricavati. Saranno inoltre descritte le proprietà dell'acqua e come esse possano condizionare/influenzare un percorso riabilitativo. Infine saranno descritti i principi di funzionamento di videocamere e IMMU e le loro applicazioni nell'ambito dell'analisi del cammino in acqua.

Nel secondo capitolo saranno illustrati, in una prima parte, il setup utilizzato e il protocollo sperimentale adottato durante lo svolgimento delle prove; nella seconda parte verrà descritto il funzionamento di ogni algoritmo valutato in questo studio; la terza parte sarà, infine, dedicata all'elaborazione dei dati e all'analisi statistica condotta per confrontare gli algoritmi.

Il terzo ed ultimo capitolo sarà dedicato alla presentazione dei risultati ottenuti da questa analisi e ad un loro confronto con la letteratura esistente.

CAPITOLO 1

ANALISI DEL CAMMINO IN ACQUA

Lo svolgimento delle attività della vita quotidiana richiedono che ogni individuo si muova all'interno del proprio ambiente. La tipica modalità di locomozione è quella di camminare da un luogo all'altro; pertanto, le ore di cammino compiute forniscono una valutazione accurata del livello di attività fisica svolte nell'arco di una giornata. Diverse patologie o traumi possono andare a danneggiare la capacità di deambulazione o l'equilibrio di un individuo, rischiando di peggiorare in maniera significativa le sue condizioni di vita.

Per questo motivo, si sta dedicando sempre più attenzione all'analisi del cammino. Quest'analisi, infatti, fornisce all'ambiente clinico un valido strumento d'indagine e di monitoraggio della qualità e quantità delle capacità motorie del soggetto, permettendo di individuare la presenza di eventuali anomalie nelle funzionalità motorie e di valutare l'efficacia di una terapia o di un protocollo riabilitativo.

Questo tipo di analisi è molto sfruttato anche in ambito sportivo, per valutare i gesti atletici per ottenere prestazioni ottimali e ridurre al minimo il rischio di infortuni.

1.1 IL CAMMINO

La deambulazione è una successione ritmica, coordinata e ciclica di precisi movimenti multisegmentali, che comporta lo spostamento del Centro di Gravità del Corpo (CGC) da un punto ad un altro nello spazio, consentendo al corpo di avanzare.

L'analisi del cammino implica la misurazione, l'analisi e la valutazione delle caratteristiche biomeccaniche proprie di tale abilità motoria.

L'unità fondamentale del cammino è il passo: durante tale movimento la parte destra e sinistra del corpo si alternano in perfetta opposizione di fase, mantenendo il corpo in assetto stabile; i piedi seguono una traiettoria regolare e

le gambe fungono l'una da supporto al corpo mentre l'altra avanza, scambiandosi ritmicamente di ruolo.

Questo tipo di movimento permette al baricentro, nonostante i suoi continui spostamenti, di ricadere sempre all'interno del poligono di appoggio (Fig. 1), consentendo al corpo di rimanere in perfetto equilibrio.

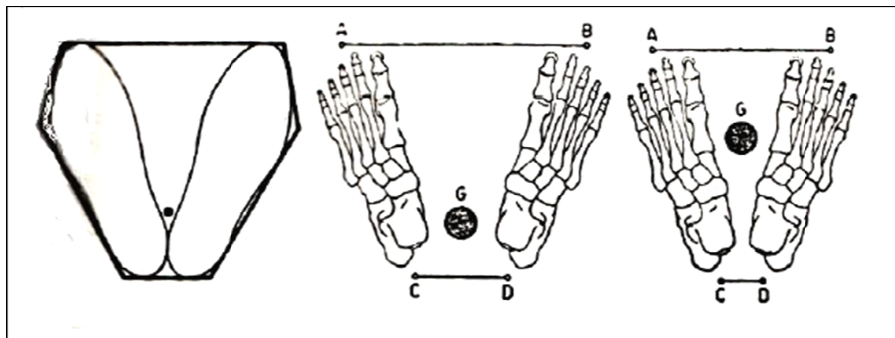


Fig. 1: la proiezione del baricentro cade all'interno del poligono di appoggio

Per capire meglio il cammino è necessario analizzare il movimento ciclico del passo (*gait cycle*) descritto di seguito.

1.1.1 FASI DEL PASSO

Il ciclo elementare del passo (*stride*) è caratterizzato da un insieme di movimenti che intercorrono tra due appoggi successivi dello stesso piede sul terreno. In genere si prende in considerazione, come fase iniziale del ciclo, il contatto del tallone con il suolo (*heel contact*).

La raffigurazione temporale del ciclo viene solitamente normalizzata attraverso una rappresentazione percentuale, nella quale lo 0% indica l'inizio del ciclo e il 100% la fine dello stesso. L'utilizzo di questa scala permette di comparare più facilmente i cicli del passo dei due arti di un soggetto o di diversi soggetti.

Nella figura sottostante (Fig. 2) viene rappresentato il ciclo di un passo:

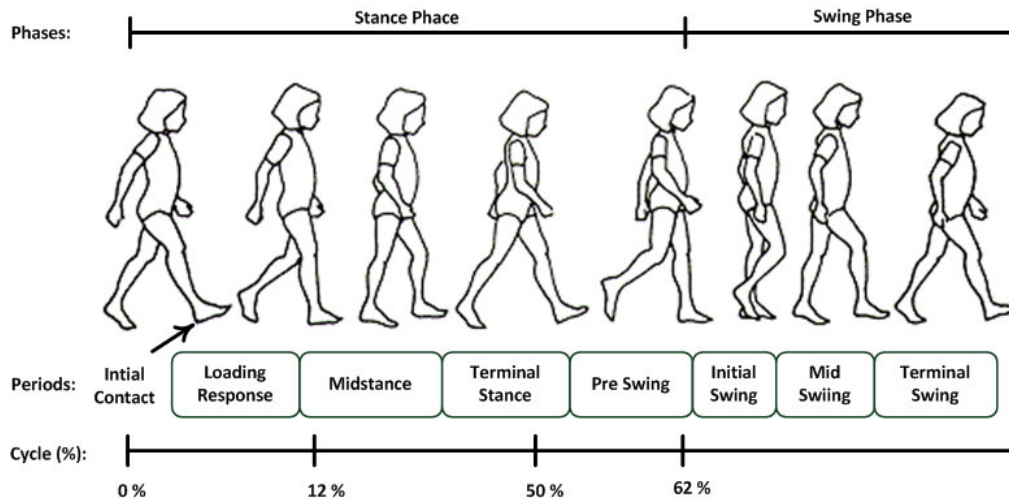


Fig. 2: Ciclo del passo

Il ciclo del passo si suddivide in due fasi:

- **fase di appoggio** (*stance phase*) in cui il piede è a contatto con il terreno. Tale fase - corrispondente a circa il 60% dell'intero ciclo - ha inizio con il contatto iniziale del tallone (*heel contact*) e termina con il distacco delle dita dal suolo (*toe-off*) e può essere suddivisa, a sua volta, in cinque parti:
 1. contatto iniziale (0% della fase di appoggio): in questa prima fase si è in una posizione di doppio appoggio e il peso corporeo è equamente distribuito su entrambi i piedi. Un arto si prepara a sostenere il carico, mentre l'altro si prepara al distaccamento dal suolo.
 2. risposta al carico (0-10% della fase di appoggio): intervallo di tempo durante il quale un piede entra in completo contatto con il terreno, determinando lo spostamento del peso da un arto all'altro, mentre il controlaterale si accinge a sollevarsi dal suolo.
 3. appoggio intermedio (10-30% della fase di appoggio): intervallo di tempo che intercorre tra il sollevamento dal suolo del piede controlaterale e l'allineamento delle caviglie sul piano frontale.

Durante questa fase il carico si sposta completamente su un arto, il corpo si sposta in avanti e l'arto controlaterale è in fase di swing.

4. appoggio terminale (30-50% della fase di appoggio): durante questa fase il tallone si stacca dal suolo, mentre quello dell'arto controlaterale si appoggia sul terreno. Il peso si sposta in avanti trasferendosi gradualmente sull'altro arto.
5. pre-oscillazione (50-60% della fase di appoggio): intervallo di tempo durante il quale l'arto controlaterale appoggia il tallone al suolo, mentre l'arto ipsilaterale si accinge a sollevarsi dal terreno. In questa fase il peso si scarica completamente sull'arto controlaterale, per permettere all'arto ipsilaterale di iniziare l'oscillazione.

- **fase di oscillazione** (*swing phase*) in cui il piede non è a contatto con il terreno. Tale fase - corrispondente al 40% del ciclo - è suddivisibile in tre parti:

1. Oscillazione iniziale (60-73% della fase di oscillazione): intervallo di tempo durante il quale l'arto si solleva dal suolo fino ad oltrepassare l'asse verticale del corpo. In questa fase l'arto viene accelerato in avanti.
2. Oscillazione intermedia (73-87% della fase di oscillazione): periodo di transizione durante il quale viene mantenuta la distanza tra il piede e il terreno. Durante questa fase il ginocchio si flette e la tibia si posiziona verticalmente.
3. Oscillazione terminale (87-100% della fase di oscillazione): intervallo di tempo durante il quale l'arto decelera e si accinge ad entrare in contatto con il terreno.

1.1.2 PARAMETRI DELLA LOCOMOZIONE

Per effettuare uno studio sistematico del cammino devono essere presi in considerazione dei parametri spazio-temporali di riferimento.

Parametri temporali

Tali parametri descrivono il periodo di tempo, in secondi, che intercorre tra due eventi. I principali parametri temporali sono:

- a. *durata del passo (step)* [s]: tempo misurato dal contatto iniziale di un piede fino al contatto iniziale dell'altro.
- b. *durata del ciclo del cammino (stride)* [s]: intervallo di tempo tra due successivi istanti di contatto con il terreno dello stesso piede.
- c. *durata della fase di appoggio* [s]: intervallo di tempo corrispondente alla fase di appoggio.
- d. *% durata della fase di appoggio* [%passo]: percentuale della durata della fase di appoggio su un intero ciclo del passo.
- e. *durata della fase di volo* [s]: intervallo di tempo corrispondente alla fase di volo.
- f. *% durata della fase di volo* [%passo]: percentuale della durata della fase di volo su un intero ciclo del passo.
- g. *durata della fase di doppio supporto* [s/% passo]: intervallo di tempo durante il quale entrambi i piedi sono a contatto con il terreno.
- f. *cadenza* [step/min]: numero di passi compiuti in un intervallo di tempo. In un soggetto sano adulto tale valore è pari a circa 110 step/min.

Parametri spaziali

Tali parametri fanno riferimento all'orientamento ed alla posizione degli arti inferiori e le loro articolazioni. I principali parametri spaziali sono:

- a. *lunghezza del semipasso* [m]: distanza nel piano di progressione tra l'appoggio di un tallone e quello dell'altro tallone. E' di solito riferita al piede che si muove anteriormente (semipasso anteriore).
- b. *lunghezza del passo* [m]: distanza tra due successivi appoggi dello stesso piede. E' uguale alla lunghezza del piede più la distanza coperta durante l'oscillazione.
- c. *velocità media di progressione* [m/sec]: distanza percorsa in un determinato periodo di tempo lungo la direzione di progressione.

1.1.3 FASCE DI NORMALITÀ

Nella pratica clinico-riabilitativa, affinché sia possibile stabilire se un paziente abbia o meno un deficit neuro-motorio, oppure per valutare l'efficacia di un possibile trattamento al quale il paziente sia stato sottoposto, è necessario comparare i suoi dati ai valori standard; tali valori - solitamente numerici - sono ricavati da misurazioni statistiche effettuate su soggetti normali.

Nello studio del cammino tale processo risulta particolarmente difficoltoso in quanto le misurazioni non sono espresse mediante valori numerici, ma tramite curve continue espresse in funzione del ciclo del passo.

La banda di normalità per un parametro viene ricavata tramite la sovrapposizione ordinata delle curve segmentate relative allo stesso, ottenute da prove ripetute. Tale banda viene definita come l'intervallo di valori compresi nella fascia $\text{mean} \pm \text{std}$, termini che indicano rispettivamente, fissata una percentuale del ciclo del passo, il valore medio e la deviazione standard dei valori assunti dalle diverse curve sovrapposte per quella data percentuale del ciclo. Graficamente, vengono spesso rappresentate sia le due curve limite che quella media, cosicché sia più facile stabilire visivamente se la curva da valutare ricada o meno nella zona di normalità.

Le bande di normalità permettono, pertanto, di riconoscere a quale popolazione un soggetto appartenga. Comparando, ad esempio, il soggetto da valutare con le bande di normalità ricavate da un campione di individui sani, è possibile stabilire se esso faccia parte o meno della popolazione normale ed affermare, in caso negativo, che è statisticamente probabile che questi abbia un deficit motorio.

1.2 ACQUA

Gran parte delle misurazioni analizzate in questa tesi avvengono in acqua, pertanto è importante sottolineare che - dal momento che le sue proprietà e caratteristiche differiscono in maniera significativa da quelle dell'aria - vanno considerate variazioni non trascurabili nella descrizione del cammino.

1.2.1 PROPRIETÀ DELL'ACQUA

Le principali proprietà dell'acqua sono la densità e la viscosità:

La densità è il rapporto tra la massa di un corpo il suo volume:

$$d = \text{massa}/\text{Volume}$$

Nel Sistema Internazionale essa è misurata in $[\text{kg}/\text{m}^3]$ o, in alcuni casi, $[\text{g}/\text{cm}^3]$.

La densità è una proprietà intensiva generalmente dipendente sia dalla temperatura che dalla pressione; tuttavia l'acqua, essendo poco comprimibile, è scarsamente variabile in relazione alla pressione, pertanto tale parametro può essere trascurato. Per quanto riguarda il rapporto tra l'acqua e la temperatura, anch'esso differisce dalla regola generale, dal momento che non sempre ad un aumento della temperatura ne corrisponde uno della densità. Le variazioni sono, comunque, piuttosto trascurabili, pertanto convenzionalmente la densità dell'acqua può essere considerata pari a $1 [\text{g}/\text{cm}^3]$ a qualunque temperatura.

La viscosità è una proprietà intrinseca di ogni fluido, essa rappresenta la resistenza che il fluido stesso incontra nello scorrere, dovuta ad una forma di attrito interno tra strati adiacenti che si oppongono allo scorrimento reciproco. La viscosità viene calcolata misurando il tempo impiegato da una quantità nota di fluido per uscire da un recipiente attraverso un foro calibrato. Tanto più lungo è il tempo, maggiore è la viscosità del fluido considerato. Un altro fattore da cui dipende fortemente il coefficiente di viscosità che caratterizza il fluido è la temperatura. Nella tabella I viene mostrata la viscosità dell'acqua in funzione della pressione e della temperatura:

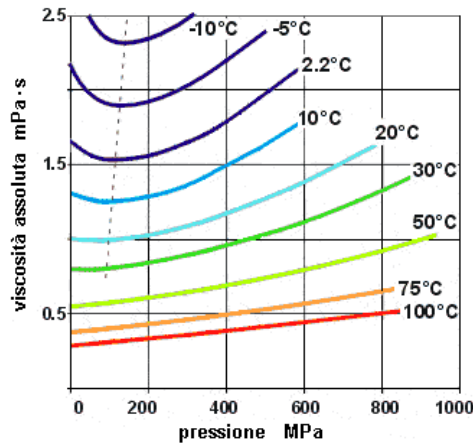


Tabella I: viscosità dell'acqua in funzione della pressione a diverse temperature

1.2.2 FORZE IN ACQUA

Il movimento di un soggetto in acqua differisce da quello a secco, a causa di forze che agiscono quando il corpo è immerso, almeno in parte, nell'ambiente acquatico: la forza di Archimede (o idrostatica), la forza di trascinamento (o resistiva) e la forza generata dalla pressione idrostatica.

1.2.2.1 FORZA DI ARCHIMEDE

Tra i principi fondamentali dell'idrostatica, quello di Archimede afferma che "quando un corpo è immerso in un fluido ideale, esso è soggetto ad una forza diretta verso l'alto (in opposizione al verso di applicazione della forza di gravità) pari, in modulo, al peso del volume di liquido spostato dal corpo immerso.

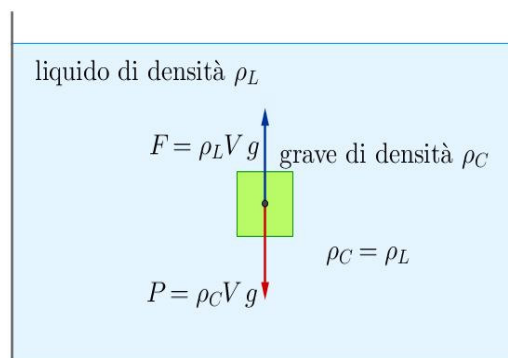


Fig. 3: forze verticali che agiscono su un corpo immerso in acqua

La forza di Archimede è espressa dalla formula:

$$F_A = \rho_L \times V \times g$$

con: V = volume del corpo/liquido spostato (m^3)

ρ_L = densità del liquido (Kg/m^3)

g = accelerazione gravitazionale (m/s^2)

Quando $\rho_L = \rho_C$ (densità del corpo), il corpo si trova in perfetto equilibrio all'interno del liquido, mentre, nel caso in cui le due densità siano differenti, il corpo tende rispettivamente per $\rho_L > \rho_C$ e per $\rho_L < \rho_C$, al galleggiamento o all'affondamento.

La densità media del corpo umano è convenzionalmente pari a $950 [Kg/m^3]$, ovvero $0.95 [g/cm^3]$.

Un individuo che si immerge - almeno parzialmente - in acqua è, pertanto, soggetto ad una tendenza al galleggiamento, la quale viene avvertita come una sensazione di apparente perdita di peso, tanto più grande quanto più significativa è la parte immersa (Fig. 3). Nella Tabella II viene mostrata un prospetto che associa alle diverse altezze di immersione in acqua la corrispettiva percentuale di perdita di peso.

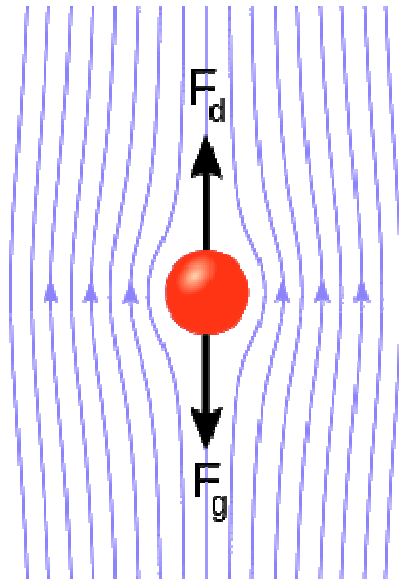
ALTEZZA LIVELLO DELL'ACQUA	PESO IN ACQUA
Alle spalle	20
Al processo xifoideo	35
All'ombelico	50
Al bacino	66
A metà coscia	75
Al ginocchio	90
Alle caviglie	97

Tabella II: percentuale residua del peso corporeo a diverse altezze di immersione in acqua

Tale fenomeno è particolarmente rilevante nel processo riabilitativo delle persone con difficoltà deambulatorie, alle quali la riduzione del carico sugli arti inferiori consente di camminare meno dolorosamente e con maggiore facilità, limitando l'affaticamento e, di conseguenza, il rischio di ulteriori danneggiamenti.

1.2.2.2 FORZA RESISTIVA DI ATTRITO VISCOSO O FORZA DI TRASCINAMENTO

L'acqua è più densa e viscosa dell'aria, pertanto, quando un corpo immerso nel fluido effettua dei movimenti in una qualsiasi direzione, essa genera una forza d'attrito significativa che si oppone alla velocità del flusso in arrivo, generata dal moto (Fig. 4). Questa forza dipende direttamente dalla porzione di superficie corporea esposta al fluido, dalla velocità lineare del moto del corpo e dalla viscosità del fluido e può essere descritta come una forza di trascinamento per adesione del fluido alla superficie del corpo.



za di

La forza di trascinamento è espressa dalla formula:

$$F_D = 0.5 \times C \times d \times v^2 \times A$$

con: C = coefficiente di resistenza, dipendente dal numero di Reynolds

A = area frontale del corpo (proiezione su un piano normale alla direzione del moto (m²))

d = densità del fluido (Kg/m³)

v = velocità de corpo (m/s)

Come si evince dalla formula sopra descritta, all'aumentare della velocità la forza di trascinamento aumenta con un andamento quadratico, portando, quindi, anche ad un aumento dell'intensità dell'esercizio - un importante fattore da tenere in considerazione in ambito riabilitativo.

1.2.3 PRESSIONE IDROSTATICA

La pressione idrostatica (Fig. 5) è una forza esercitata dal fluido, applicata perpendicolarmente all'unità di superficie del corpo a contatto con il liquido.

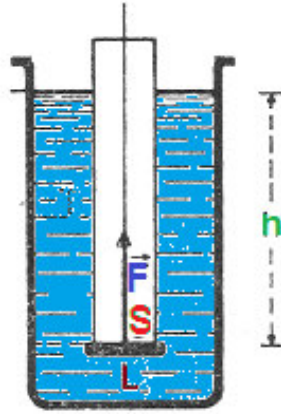


Fig. 5

Tale forza non dipende dalla massa del corpo, bensì esclusivamente dalla densità del fluido e dal piano dei carichi idrostatici - ovvero dal livello di immersione del corpo nel fluido, come descritto dalla legge di Stevino:

$$F_1 = \rho \times g \times h \times S$$

con: ρ = densità del fluido (Kg/m^3)

g = accelerazione gravitazionale (m/s^2)

h = livello di immersione del corpo nel liquido (m)

S = superficie del corpo (m^2)

La pressione idrostatica agisce, perciò, in maniera differente nelle porzioni del corpo a diversi livelli di profondità (essa risulterà più intensa nei livelli più bassi).

In un individuo in posizione eretta la forza di compressione sarà, pertanto, massima ai piedi, riducendosi in proporzione all'avvicinamento alla superficie.

La distribuzione di questa forza ha dei vantaggi fisiologici: infatti questa gradazione di pressione facilita il ritorno venoso dai distretti più distali degli arti inferiori.

1.2.4 RIABILITAZIONE IN ACQUA

Da anni la riabilitazione in acqua è entrata a pieno diritto nei programmi per la riabilitazione motoria di pazienti con disordini della locomozione e della postura, diventando parte integrante del percorso di recupero. Il principio su cui si basa la riabilitazione in acqua è che la spinta idrostatica dell'acqua riduce il carico gravitazionale sulle articolazioni a seconda del grado di immersione del soggetto - quasi del 90% quando l'acqua arriva al livello delle spalle - e permette di effettuare i vari esercizi di riabilitazione con sollecitazioni nettamente ridotte, ottimizzando la qualità e la tempistica del percorso riabilitativo. La riduzione del peso corporeo, infatti, aumenta la propriocezione, che fornisce al paziente maggiore sicurezza durante il cammino, riducendo in questo modo il rischio di caduta. Il paziente è così in grado di effettuare task motori impensabili fuori dall'acqua, con conseguente ripresa precoce della deambulazione.

La resistenza offerta dall'acqua, inoltre, è graduale; ciò consente di mantenere una tensione muscolare uniforme durante i movimenti favorendo il recupero del tono e della flessibilità muscolare.

Bisogna infine sottolineare il fatto che nelle vasche destinate alla riabilitazione, il livello dell'acqua, di norma, non supera i 120 cm e sono, solitamente, presenti piccoli attrezzi per favorire il galleggiamento, il che rende possibile lo svolgimento degli esercizi per chiunque, non solo i nuotatori esperti.

1.3 STRUMENTAZIONE E STUDI SPERIMENTALI

I principali sistemi utilizzati per l'analisi cinematica del cammino in acqua sono basati su sistemi ottici (videocamere). Tuttavia negli ultimi anni, grazie allo sviluppo di tecnologie miniaturizzate MEMS, si sta diffondendo l'utilizzo di sensori inerziali e magnetometrici (IMMU) indossabili per l'analisi del movimento in ambiente acquatico.

Saranno di seguito analizzati i principi di funzionamento e le applicazioni sperimentali di questi due principali sistemi per l'analisi del movimento in acqua.

1.3.1 VIDEOCAMERE

Tradizionalmente, i metodi in grado di fornire informazioni di tipo quantitativo nell'analisi del cammino in acqua si basano sull'utilizzo di videocamere.

Le videocamere possono essere posizionate sia sopra che dentro l'acqua e le immagini che vengono acquisite permettono di ricavare la velocità, posizione e altri parametri biomeccanici dei punti anatomici di interesse. Il numero di videocamere utilizzate è fortemente variabile, in quanto un numero elevato consente una miglior accuratezza, ma, allo stesso tempo, aumenta in maniera significativa i costi e la complessità del sistema.

Il sistema di motion capture più accurato e diffuso è quello ottico (Fig.6). Questo tipo di sistema è costituito da un set di videocamere calibrate e fisse, che riprendono la scena dove il soggetto si muove. Alcuni sistemi sono in grado di riconoscere automaticamente i diversi segmenti corporei nelle immagini acquisite per calcolarne, poi, la posizione e orientamento nello spazio tridimensionale. L'elaborazione dei dati, tuttavia, è parecchio dispendiosa e l'accuratezza è limitata; per questo motivo questi sistemi sono ancora in fase di studio. Molto più diffuso è, invece, il sistema ottico a marker passivi, costituito da almeno due videocamere, dotate di flash, per illuminare un set di marker sferici, ricoperti da materiale riflettente, da fissare sul soggetto. Un elaboratore riceve le immagini dalle videocamere, estrae i marker dalle immagini ad alto contrasto - i marker colpiti dalla luce sono molto riflettenti e, quindi, facilmente identificabili - e ne ricostruisce le posizioni tridimensionali in ogni istante di tempo.

La possibilità di monitorare lo svolgimento di attività anche molto complesse comporta che questi metodi trovino largo impiego sia in ambito sportivo che in quello riabilitativo.

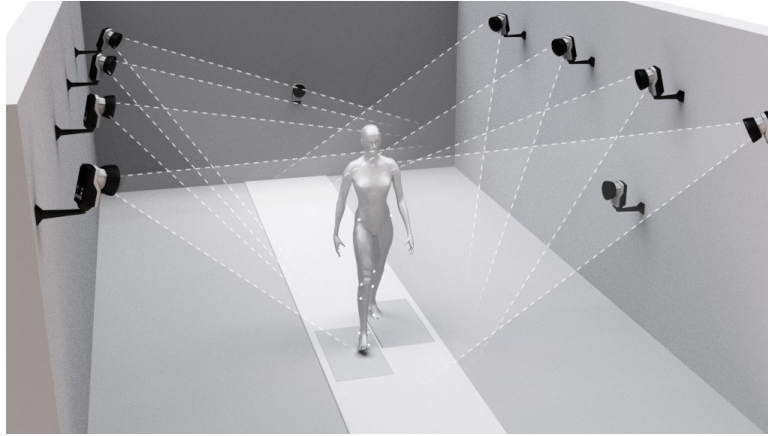


Fig.6 Analisi del cammino tramite sistema di videocamere. Le linee tratteggiate delimitano il campo visivo di ogni videocamera.

1.3.1.2 VIDEOCAMERE PER LA STIMA DI PARAMETRI SPAZIOTEMPORALI NELL'ACQUA

Lo studio proposto da Barela e colleghi [1] aveva come obiettivo la stima di parametri spaziotemporali e della cinematica articolare sul piano sagittale durante il cammino in acqua, tramite l'utilizzo di videocamere (Fig.7). Nello studio sono stati registrati i dati di 10 soggetti sani (4 uomini, 6 donne, 29 ± 6 anni, 1.65 ± 0.1 m di altezza e 63 ± 10 Kg di peso) che hanno camminato ad una velocità naturale sia in acqua che a secco e, successivamente, i risultati ottenuti sono stati messi a confronto.

In questo studio sono state utilizzate telecamere digitali a 60 Hz (GRDVL-9800U, JVC) le cui immagini sono state opportunamente elaborate al fine di estrarre i parametri di interesse.

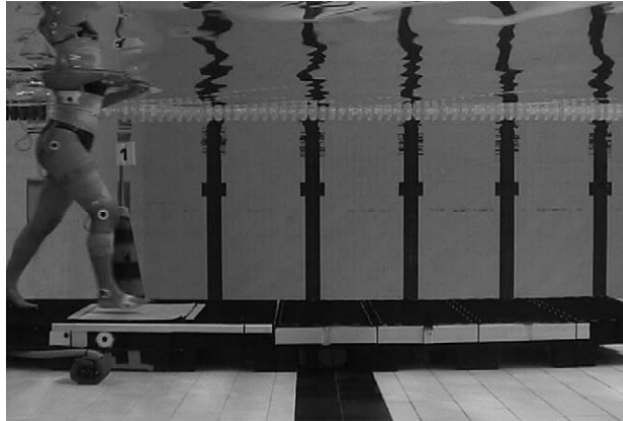


Fig. 7. Il soggetto, sul quale sono stati posizionati diversi marker, è ripreso da una videocamera mentre cammina in acqua su una piattaforma

I risultati dello studio sono riportati limitatamente ai parametri spazio-temporali in quanto di particolare interesse in questo elaborato. Nella Tabella III vengono elencati tali parametri, ottenuti a secco e in acqua.

	<i>Secco</i> <i>media±std</i>	<i>Acqua</i> <i>media±std</i>
<i>Durata (s)</i>	0.95±0.01	2.41±0.25
<i>Lunghezza (m)</i>	1.32±0.13	1.19±0.15
<i>Velocità (m/s)</i>	1.39±0.14	0.50±0.07
<i>Durata fase di stance</i> <i>(%)</i>	61.9±1.9	60.4±2.2

Tabella III Principali parametri spazio-temporali del passo a secco ed in acqua

Alcune ricerche [1, 2] mostrano, tuttavia, le numerose limitazioni di cui soffrono i sistemi basati sull'uso di videocamere.

Sofisticati sistemi di analisi del movimento 3D sono molto costosi e i tempi di installazione del sistema sono onerosi, così come quelli di calibrazione ed elaborazione dei dati acquisiti, a causa dell'elevato numero di videocamere

sincronizzate necessarie per un'analisi cinematica 3D accurata. E sebbene i parametri spazio-temporali siano ricavati in maniera piuttosto accurata, altrettanto non si può dire per quelli articolari, estremamente difficili da ottenere con questi metodi.

Il volume di acquisizione è, inoltre, piuttosto limitato e consente l'analisi di un numero moderatamente basso di cicli del passo, il che riduce il numero di esercizi effettuabili. Bisogna, poi, prendere in considerazione il fatto che l'acqua sia un mezzo più rumoroso dell'aria, in quanto sono presenti turbolenze, effetti di rifrazione della luce e un errore di parallasse intrinseco al livello dell'interfaccia acqua-aria. L'analisi deve, infine, essere necessariamente effettuata off-line, con conseguenti ritardi nell'elaborazione dei dati rilevati.

1.3.2 SENSORI INERZIALI E MAGNETOMETRICI

Per superare i limiti evidenziati dall'utilizzo delle telecamere, negli ultimi anni, alcuni studi hanno proposto l'utilizzo di IMMU indossabili per l'analisi del movimento a secco e in acqua.

Le IMMU permettono l'analisi strumentale del movimento, trasformando grandezze cinematiche - posizione, velocità, accelerazioni - in grandezze di natura elettrica, quali tensioni, correnti, capacità o resistenze, acquisibili, digitalizzabili e elaborabili, in un secondo momento, al calcolatore.

Questi sensori vengono fissati ai segmenti corporei di interesse clinico e permettono di determinarne l'orientamento attraverso la misura delle grandezze fisiche legate al movimento del segmento stesso lungo le tre dimensioni.

L'utilizzo di tali strumenti è aumentato esponenzialmente negli ultimi anni per l'analisi del passo. I sensori inerziali posseggono, infatti, una struttura leggera, piccole dimensioni - caratteristiche che li rendono facilmente indossabili e trasportabili - sono più economici rispetto alle tecniche tradizionali, sono facili da configurare ed utilizzare da parte dell'operatore ed hanno un'accuratezza tale da poter essere utilizzati in ambito riabilitativo.

Un ulteriore vantaggio consiste nel fatto che i sensori inerziali non impongono delle limitazioni dal punto di vista delle dimensioni del campo di acquisizione e permettono la registrazione e l'analisi di un numero elevato di cicli del passo.

Una IMMU è un sistema che contiene al suo interno tre tipologie di sensori, ossia accelerometri, giroscopi e magnetometri che saranno di seguito descritti.

1.3.2.1 ACCELEROMETRO

L'accelerometro è un trasduttore che, fissato rigidamente a segmenti corporei, è in grado di misurare l'accelerazione lineare che agisce lungo l'asse sensibile. In campo biomedico esso viene utilizzato per determinare l'accelerazione, la velocità e le traiettorie compiute durante il movimento dei segmenti corporei. Posizione, velocità e accelerazione sono tra loro correlate, in quanto sono l'una la derivata temporale della precedente; pertanto velocità e posizione possono essere ottenute a partire dai valori di accelerazione misurati, tramite successive integrazioni, come segnali in funzioni del tempo, sebbene debbano essere note le condizioni iniziali, le quali, però, sono spesso difficili da misurare. Un ulteriore problema consiste nel fatto che ottenere misure mediante grandezze derivate provoca grossi errori di valutazione in un ambiente rumoroso. Per questo motivo i risultati così ricavati hanno spesso poca validità nelle analisi del movimento.

L'output degli accelerometri è istantaneo, il che rappresenta un fattore molto significativo per un biofeedback in tempo reale e per la raccolta dati nelle indagini sul campo, nelle quali risulta fondamentale l'informazione delle accelerazioni dei segmenti corporei.

Tra i numerosi produttori di accelerometri si distinguono, per l'analisi del movimento umano, G-link (Microstrain) e Entran (EGA3), le quali realizzano accelerometri triassali, particolarmente adatti a questo tipo di esame.

Per limitare il più possibile la generazione di errori durante le analisi del movimento, i sensori dovrebbero essere posizionati direttamente sui segmenti effettivamente rigidi; tale condizione, tuttavia, non è accettabile nella pratica di routine clinica e sportiva: le operazioni di fissaggio e montaggio, infatti, così come l'artefatto del tessuto molle, possono generare diversi errori.

Gli errori intrinseci dell'accelerometro sono principalmente generati da oscillazioni sull'offset, difficilmente quantificabili, da modifiche della resistenza o della capacità in esso contenuta, causate da variazioni di temperatura, o da

piccole alterazioni strutturali, le quali, considerando le dimensioni ridotte dei sensori, possono provocare errori di misura non trascurabili.

Schematizzazione di un accelerometro monoassiale

L'accelerometro è uno strumento costituito da una massa connessa alla struttura esterna, detta case, tramite una molla ed, eventualmente, uno smorzatore, in grado di rilevare la forza d'inerzia della massa lungo un determinato asse quando essa viene sottoposta ad un'accelerazione. Tali grandezze sono, infatti, legate in maniera proporzionale, così come la forza d'inerzia è equiparabile alla reazione elastica della molla, secondo il III principio della dinamica.

In tale sistema, quando viene applicata un'accelerazione alla massa, quest'ultima trasmette tale forza alla molla, provocandone un conseguente allungamento o compressione (Fig. 8).

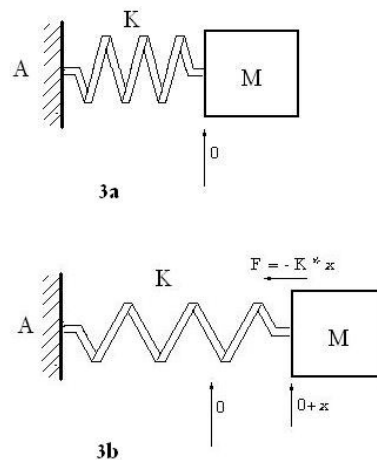


Fig. 8 Sistema Massa-Molla (MM)

Misurando lo spostamento x della molla dalla sua posizione di riposo, è possibile ricavare facilmente l'accelerazione attraverso la seguente equazione, derivante dalla legge di Hooke $F^{\rightarrow}_{molla} = -k \cdot x^{\rightarrow} \cdot \hat{i}$ - dove k indica la costante elastica della molla e \hat{i} il versore associate all'asse cui è sensibile lo strumento - e dal II principio della dinamica $F^{\rightarrow}_a = m \cdot a^{\rightarrow}_x$, ottenuta imponendo che le forze

siano uguali e contrarie ($F_a^{\rightarrow} = -F_{molla}^{\rightarrow}$), così come afferma il III principio della dinamica :

$$a_x^{\rightarrow} = k \cdot \frac{\vec{x}}{m}$$

In tale schematizzazione alternativa (Fig. 9) viene introdotto un ulteriore elemento, lo smorzatore, il quale fornisce il proprio contributo all'equazione del moto in funzione del tempo, ora differenziale:

$$F(t) = m \cdot (d^2x(t)/dt^2) + k_d \cdot (dx(t)/dt) + k_e \cdot x(t)$$

dove k_d è la costante viscoelastica dello smorzatore e k_e è la costante elastica della molla.

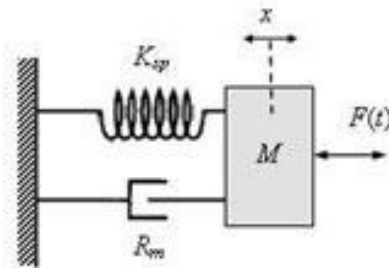


Fig. 9 Sistema Massa-Molla-Smorzatore viscoelastico (MMS)

Entrambi i sistemi precedentemente descritti sono sensibili ad accelerazioni lungo un solo asse; pertanto, nel caso in cui sia richiesto uno strumento in grado di rilevare accelerazione lungo tutti e tre gli assi, è necessario montare tre accelerometri monoassiali insieme, posizionati in direzioni tra loro ortogonali. Così facendo il dispositivo è in grado di fornire un output significativo dell'accelerazione lungo le tre coordinate spaziali. Tale configurazione presenta, tuttavia, due grossi svantaggi:

1. l'accelerometro così ricavato risulta molto ingombrante, in quanto tre volte più grande rispetto ad un monoassiale;

2. ogni asse ha una propria sensibilità, pertanto ognuno di essi richiede una propria calibrazione

Per ovviare a tale problema, quando l'analisi richiede misure triassiali di accelerazione, si utilizzano principalmente sensori di tipo capacitivo, che hanno una struttura differente, sensibile direttamente a tutti e tre gli assi e che consumano meno energia.

Classificazione degli accelerometri

Gli accelerometri possono essere classificati in base al tipo di principio fisico sfruttato. Secondo tale metodo, sono riconoscibili tre principali categorie di dispositivi:

- *resistivo e piezoresistivo monoassiale*: tali dispositivi sono costituiti da una massa collegata ad uno strato di polisilicio attraverso un sistema di molle e misurano la resistenza di un cavo sottile di conduttore, precedentemente deformato meccanicamente dalla massa di prova. I sensori piezoresistivi si distinguono da quelli resistivi solo per l'elemento sensibile, un cristallo la cui resistenza varia in dipendenza dalla forza - e quindi l'accelerazione - applicata. In entrambi i tipi di dispositivi l'elemento sensibile è posto in configurazione con un ponte di Wheatstone, il quale trasforma la variazione di resistenza in una differenza di potenziale, proporzionale all'accelerazione subita dalla massa di prova, ed ha, inoltre, l'importante compito di amplificare il segnale.
- *piezoelettrico monoassiale*: in esso viene utilizzato un cristallo di materiale piezoelettrico - generalmente titanato di bario e quarzo - con la proprietà di generare una differenza di potenziale tra due terminali, proporzionale alla deformazione cui è sottoposto (sforzo di compressione, taglio o flessione) e, viceversa, si deforma se sottoposto ad una d.d.p. La deformazione dipende dalla forza, la quale dipende direttamente dall'accelerazione subita. Di conseguenza l'accelerazione risulta facilmente ricavabile con un semplice algoritmo.

- *a capacità variabile*: basato sul principio secondo il quale la variazione della capacità è proporzionale all'accelerazione. Tale tipo di dispositivo si distingue dalle altre categorie per il fatto che esso è in grado di misurare direttamente l'accelerazione nelle tre dimensioni dello spazio. Il sensore è costituito da una massa cubica avente tre gradi di libertà di movimento, uno per ogni asse, sospesa in un alloggiamento capacitivo attraverso un sistema di molle di gomma. I movimenti della massa, dovuti all'accelerazione applicata su di essa, generano variazioni delle capacità elettriche rispetto alle condizioni di riposo, proporzionali alla forza e, quindi, all'accelerazione, ricavabile, anche in questo caso, tramite un semplice algoritmo.

1.3.2.2 GIROSCOPIO

Il giroscopio è un trasduttore in grado di convertire in un segnale elettrico la velocità angolare misurata attorno ad un asse, il quale può essere fissato su un qualsiasi segmento corporeo, per registrare l'andamento della sua velocità angolare in funzione del tempo. In ambito biomeccanico il giroscopio è applicabile a qualunque parte del corpo, pertanto è solitamente utilizzato per la registrazione del cammino per lunghi periodi, fuori dal setting di laboratorio. Le misure dell'andamento della velocità angolare in funzione del tempo compiute sugli arti inferiori permettono, infatti, di ricavare diversi parametri spazio-temporali del cammino, quali velocità media, lunghezza del ciclo del cammino e del passo, tempi di stance e swing. Tali informazioni risultano particolarmente rilevanti in applicazioni cliniche e riabilitative, ma stanno aumentando gli utilizzi anche in ambito sportivo.

Analogamente agli accelerometri, i giroscopi possono essere classificati in base al principio fisico che essi sfruttano per effettuare le misurazioni: meccanici, ottici e MEMS a masse vibranti.

I giroscopi meccanici e quelli ottici sono molto costosi e ingombranti, il che li rende poco versatili per l'analisi del movimento umano; tali tipi di giroscopi trovano, piuttosto, un largo impiego nel campo della navigazione.

Particolarmente adatti agli scopi all'analisi del movimento sono, invece, i giroscopi a massa vibrante, i quali sono piccoli, economici e consumano quantità di energia ridotte; va tuttavia precisato che neanche questo tipo di giroscopio è paragonabile all'accelerometro, rispetto al quale è comunque più ingombrante, costoso e sensibile a variazioni di temperatura e allo shock meccanico, a causa del fissaggio di natura meccanica della molla vibrante nell'alloggiamento del sensore.

I giroscopi MEMS possono essere implementati in diverse geometrie, che si basano tuttavia sullo stesso principio, ovvero la misurazione dell'effetto della forza di Coriolis sulla massa vibrante, la quale subisce una vibrazione addizionale, permettendo al sensore di determinare l'entità della rotazione:

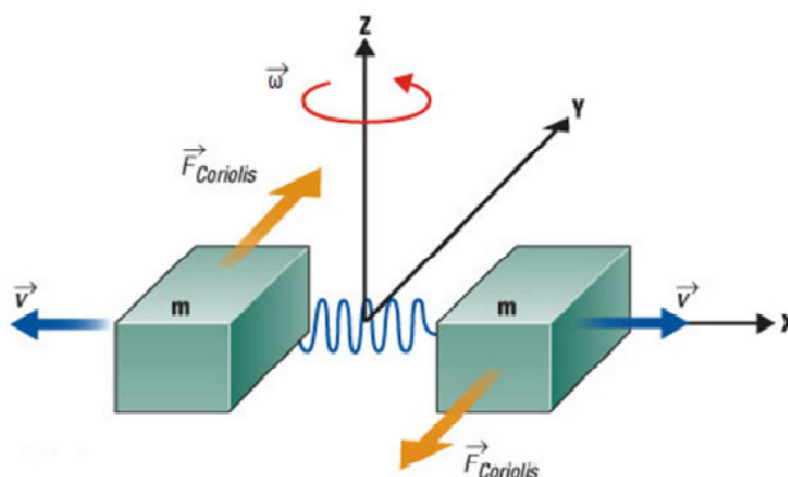


Fig. 10

in mancanza di rotazione, la massa vibrante all'interno del sensore oscilla lungo un proprio asse (nella Fig. 10 è rappresentato dall'asse x); nel momento in cui la massa è soggetta ad una rotazione attorno ad un asse ortogonale al suo piano di oscillazione, l'effetto della forza di Coriolis causa una deviazione della vibrazione dal piano iniziale, proporzionale alla velocità angolare applicata (nella Fig. 10 tale deviazione avviene lungo l'asse y). La forza di Coriolis, infatti, è proporzionale alla velocità angolare attraverso la seguente relazione:

$$\vec{F}_c = -2 \cdot m \cdot \vec{v} \wedge \vec{\omega}$$

dove m rappresenta la massa vibrante, \vec{v} la sua velocità istantanea lungo l'asse x relativa ad un sistema di riferimento non inerziale (in questo caso il sistema di riferimento del sensore) e $\vec{\omega}$ indica la sua velocità angolare rispetto ad un sistema di riferimento inerziale (in questo caso quello terrestre).

Lo spostamento della massa causato dalla forza di Coriolis, misurato come variazione capacitiva, viene, infine, convertito tramite l'interfaccia ASIC, direttamente collegata al sensore, in una differenza di potenziale.

Questo tipo di giroscopio è monoassiale, ma, come per gli accelerometri, è possibile costruirne uno triassiale associando tra loro tre sensori monoassiali posti in posizione ortogonale l'uno dall'altro. L'output da esso fornito sarà il vettore velocità angolare espresso nel sistema di riferimento del sensore.

Il principale limite del giroscopio è legato alla valutazione delle variazioni dell'orientamento, che risente di problemi di integrazione; piccoli errori nell'offset comportano, infatti, derive del segnale e errori non trascurabili. Un ulteriore problema è legato al fatto che nel caso in cui debba essere misurato un orientamento assoluto - e non una sua variazione nel tempo - è necessario almeno una volta durante l'acquisizione ottenerne uno di riferimento. In genere i giroscopi vengono associati ai magnetometri affinché sia possibile correggere le derive del segnale nel tempo.

1.3.2.3 MAGNETOMETRO

Il magnetometro è un sensore che fornisce in uscita un segnale elettrico proporzionale al campo magnetico al quale è sottoposto, generando una differenza di potenziale. In assenza di campi magnetici esterni, l'output del sensore rappresenta il vettore di campo magnetico Terrestre, il quale assume intensità ed orientamento differenti in base alla posizione sul globo. Le variazioni sono sufficientemente trascurabili da permettere nell'ambiente di laboratorio di considerarlo un riferimento costante.

In ambito biomeccanico, nel quale il sensore è fissato su un segmento corporeo, viene effettuata la misura del vettore campo magnetico Terrestre per stimare l'orientamento del segmento analizzato rispetto alla direzione del polo Nord magnetico. In particolare, nell'analisi del movimento, tale misurazione completa il principio di rilevamento verticale degli accelerometri fornendo informazioni sul principio di rilevamento orizzontale, consentendo di monitorare l'orientamento lungo le tre dimensioni.

Esistono tre tipi di magnetometri, ognuno dei quali sfrutta un principio fisico differente:

- *sensori ad induzione*: sensori tradizionali per la misura del campo magnetico, basati sull'induzione. Il flusso F del campo magnetico B viene modulato attraverso movimenti della bobina, quali rotazione o vibrazione, inducendo una tensione proporzionale a $\partial F/\partial t$, e quindi a B , rettificata e fornita come segnale in uscita. Ci sono, tuttavia, molti problemi legati all'uso di tale sensore, il quale risulta ingombrante, complesso da utilizzare ed ha un basso rapporto segnale/rumore;
- *magnetoresistori*: tali sensori sono costituiti da un materiale caratterizzato da una resistività fortemente dipendente dall'intensità del campo magnetico. La sensibilità dei magnetoresistori è definita, infatti, dal rapporto tra la resistenza R_e , del sensore in presenza di un campo magnetico esterno ad esso, e la resistenza R_0 , quando il campo magnetico è assente. Più semplici e compatti dei sensori precedenti, i magnetoresistori hanno, tuttavia, il difetto di possedere una scarsa linearità, il che li rende meno precisi;
- *sensori ad effetto Hall*: questi sensori sfruttano un cristallo semiconduttore, immerso in un campo magnetico B , rispetto al quale i portatori di carica si spostano perpendicolarmente con velocità v . L'interazione di queste due grandezze fisiche genera una differenza di potenziale V trasversale, denominata effetto Hall, descritta attraverso la formula: $V = B \cdot I / (n \cdot q \cdot s)$, dove I indica l'intensità della corrente elettrica, n il numero delle cariche, q la carica dell'elettrone e s la larghezza del conduttore. I sensori ad effetto Hall sono particolarmente sensibili a

variazioni di temperatura, che provocano un'alterazione della mobilità degli elettroni nel cristallo semiconduttore, ma sono più versatili e hanno una sensibilità maggiore rispetto agli altri tipi di magnetometro.

In maniera analoga agli accelerometri e ai giroscopi, i magnetometri sono costituiti da tre sensori posti nello stesso involucro con gli assi sensibili mutuamente ortogonali tra loro.

L'intensità del campo magnetico terrestre è piuttosto bassa, pertanto è necessario evitare il più possibile di effettuare le misurazioni nelle vicinanze di apparecchiature elettroniche o materiali ferromagnetici, che possono alterare i risultati. E' inoltre necessario ricalibrare il sensore ad ogni cambiamento del luogo di acquisizione dei dati.

1.3.2.4 SENSOR FUSION

Come è già stato detto in precedenza, tali strumenti hanno diverse debolezze, che rendono difficile da valutare la posizione del sensore con accuratezza per acquisizioni di durata maggiore di un secondo. Per determinare tali informazioni è necessario, innanzitutto, ricavare l'accelerazione nel sistema di riferimento Terrestre: essa è ottenuta aggiungendo al vettore accelerazione, fornito come output dagli acceleratori, l'effetto della gravità, il quale viene ricavato dalle informazioni di orientamento dei giroscopi; il valore di accelerazione risultante deve, quindi, essere convertito nel sistema di coordinate Terrestri. Una delle più grandi difficoltà nell'effettuare questo calcolo è legata al fatto che, in molti dei movimenti analizzati, l'accelerazione è molto inferiore rispetto al vettore gravità e, perciò, anche un piccolo errore di orientamento può generare un grande errore nella stima finale. Per ricavare la posizione, l'accelerazione deve, quindi, subire una doppia integrazione; tale operazione, tuttavia, comporta un aumento significativo nel tempo dell'errore, il quale si va ad aggiungere a quelli descritti in precedenza.

Le caratteristiche cinematiche di livello superiore, quali lo spostamento, la traiettoria o gli angoli, richiedono, per essere determinate, una complessa elaborazione dei segnali provenienti da più sensori contemporaneamente. Per

ridurre il più possibile gli errori, i sensori vengono accoppiati, cosicché le caratteristiche di uno compensino i limiti dell'altro. Per esempio, per evitare la deriva di integrazione dei giroscopi, essi vengono accoppiati ai magnetometri.

I dispositivi utilizzati nell'analisi del movimento, nei quali sono incorporati tutti e tre i tipi di sensori, attraverso gli algoritmi di sensor fusion sono in grado di determinare il proprio orientamento lungo le tre dimensioni rispetto ad un sistema di riferimento Terrestre, basato sulla gravità e sul Nord magnetico. L'importanza di tali punti di riferimento è il fatto che essi sono presenti ovunque, pertanto il sistema di riferimento rispetto al quale viene calcolato l'orientamento del dispositivo non ha limitazioni e le misurazioni sono effettuabili anche al di fuori del laboratorio - purché, ovviamente, il campo magnetico nel quale il sensore inerziale è immerso, non sia distorto.

1.3.2.5 SENSORI INERZIALI PER LA STIMA DI PARAMETRI SPAZIOTEMPORALI NELL'ACQUA

L'utilizzo di sensori inerziali è stato largamente esplorato per la stima dei parametri spazio-temporali a secco. Alcuni algoritmi utilizzano i dati di accelerazione antero-posteriore registrati da una singola IMMU posizionata sulla pelvi [3, 1], altri algoritmi utilizzano la velocità angolare medio-laterale di due IMMU posizionate sulle caviglie destra e sinistra di un soggetto (Aminian) e altri ancora utilizzano le velocità angolari mediolaterali di due IMMU posizionate sui piedi destro e sinistro (Ferrari).

Tuttavia solo lo studio di Fantozzi e colleghi [4] ha valutato la possibilità di ricavare parametri spazio-temporali del cammino in acqua attraverso IMMU indossabili (Fig.11).

Questo studio ha registrato i dati di 11 soggetti sani (5 femmine e 6 maschi, 27.0 ± 3.4 anni, 174.2 ± 8.2 cm di altezza e 70.2 ± 11.8 Kg di peso), durante tre ripetizioni di 10 m di cammino in acqua e a secco.

Lo studio aveva come obiettivo l'analisi dei parametri spazio-temporali e di cinematica articolare, tuttavia saranno riportati solo i risultati relativi ai parametri spazio-temporali perché di interesse in questo elaborato. L'algoritmo utilizzato

per la detezione dei parametri spazio-temporali è l’algoritmo proposto da Aminian [5] che è stato validato attraverso l’utilizzo di telecamere.

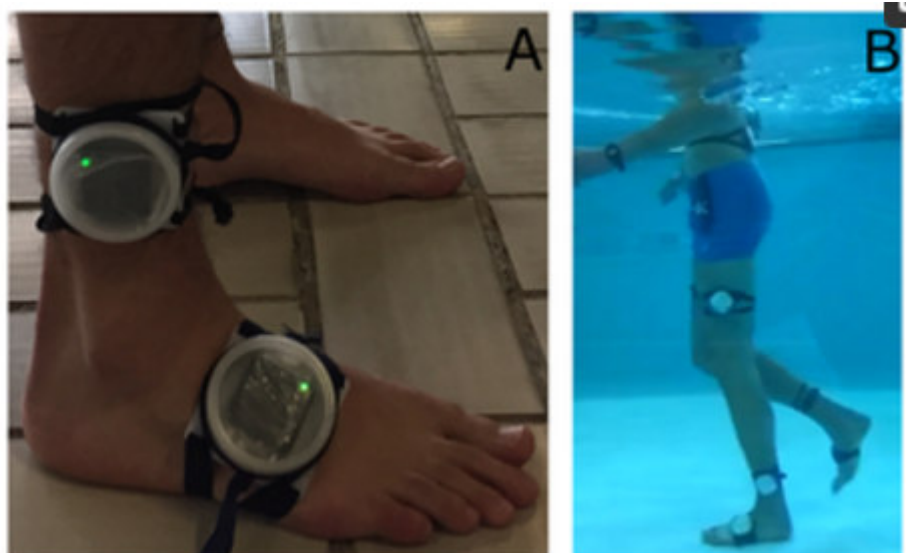


Fig. 11

I risultati ottenuti sono mostrati nella tabella IV:

	<i>Secco</i> <i>media±std</i>	<i>Acqua</i> <i>media±std</i>
<i>Durata (s)</i>	1.1±0.1	2.8±0.7
<i>Lunghezza (m)</i>	1.61±1.3	1.50±1.21
<i>Durata fase di stance (%)</i>	57.9±2.6	59.8±4.6

Tabella IV

I risultati ottenuti dallo studio di Fantozzi e colleghi [4] sono coerenti con quelli riportati da Barela e colleghi [1] ed evidenziano la potenzialità dei sensori inerziali in questo tipo di analisi.

Tuttavia non sono stati mai messi a confronto tra loro diversi algoritmi per la stima dei parametri spazio-temporali in acqua, quindi sarebbe interessante valutare il posizionamento e il tipo di segnale ottimale per la stima di tali grandezze.

CAPITOLO 2

METODI

2.1 SETUP

2.1.1 SISTEMA COMETA



Fig. 12. Sensori COMETA inseriti nei loro appositi alloggi sulla stazione di caricamento.

Il sistema COMETA consiste in un network wireless di sensori inerziali per l'analisi del movimento umano. In particolare il sistema include 8 IMMU, un'unità di base e un modulo di ricarica.

2.1.1.1 IMMU

Ogni sensore (Fig. 12) ha dimensioni 62 mm x 36 mm x 16 mm, un peso di 60 g ed è costituito da un accelerometro triassiale, un giroscopio triassiale ed un magnetometro triassiale, le cui caratteristiche sono descritte nella Tabella V:

	<i>Accelerometro</i>	<i>Giroscopio</i>	<i>Magnetometro</i>
<i>Assi</i>	3	3	3
<i>Fondo Scala</i>	$\pm 2g$; $\pm 4g$; $\pm 8g$; $\pm 16g$	$\pm 250dps$; $\pm 500dps$; $\pm 1000dps$; $\pm 2000dps$	$\pm 4800\mu T$
<i>Frequenza Campionamento</i>	285 Hz	285 Hz	8 Hz
<i>Bit ADC</i>	16 bits	16 bits	14 bits

Tabella V

La grande potenzialità di questi sensori sta nel fatto di essere completamente waterproof: essi sono, infatti, immersi in una involucro di plastica trasparente che isola completamente i sensori rispetto all'esterno.

2.1.1.2 UNITÀ DI BASE



Fig. 13

L'unità di base è costituita da un modulo trasmettitore/ricevitore (Fig. 13) che ha il compito di trasmettere alle IMMU i parametri di settaggio iniziale e di ricevere i dati misurati dai sensori. La trasmissione avviene in Radio Frequenza a 2.4GHz. Essa è in grado di gestire fino a 16 sensori contemporaneamente.

L'unità di base ha inoltre il compito di gestire la sincronizzazione tra le 8 IMMU, ed è dotata di una porta USB per interfacciarsi e trasmettere i dati ad un PC.

2.1.1.3 MODULO DI RICARICA

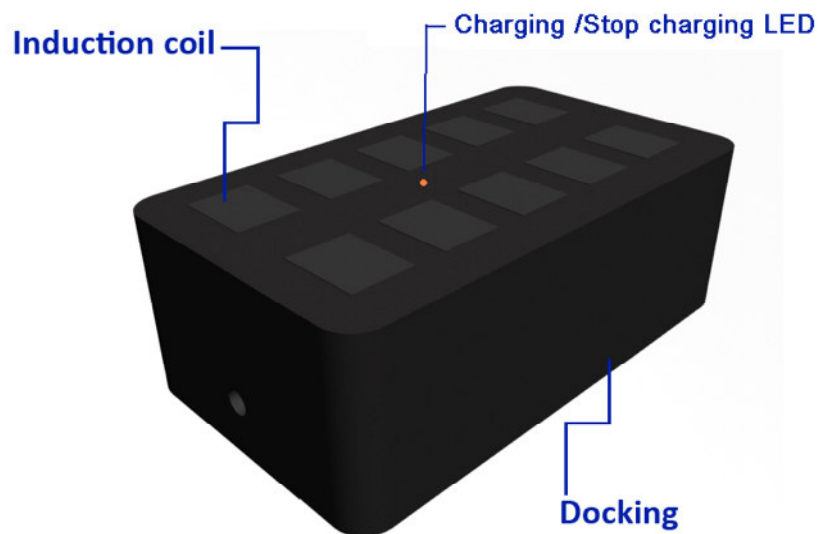


Fig. 14. Stazione di caricamento dei sensori COMETA

La ricarica dei sensori avviene per mezzo del modulo di ricarica. Essendo i sensori waterproof, quindi completamente rivestiti da uno strato di plastica che ne impedisce l'accesso diretto, la ricarica avviene per induzione per mezzo di bobine posizionate sui sensori e sul modulo di ricarica. La batteria dei sensori ha un'autonomia di 10-12 ore. Per essere ricaricati, i sensori devono essere posizionati sui propri alloggi nella stazione di caricamento (Fig. 14), collegata all'alimentazione, per almeno 8 ore consecutive. Dopo 8 ore il caricamento si interrompe automaticamente, per consentire ai sensori di rimanere nei propri alloggiamenti per un periodo di tempo illimitato, senza rischiare un sovraccaricamento delle batterie.

2.1.1.4 ACQUISIZIONE DEL SEGNALE

I segnali possono essere acquisiti in due modalità: streaming e remoto. Nella modalità streaming i dati vengono inviati in tempo reale dalle IMMU al software; tuttavia i sensori devono rimanere nell'intorno di circa 3 metri dall'unità di base, il che limita le attività eseguibili dal soggetto.

Nella modalità remoto, invece, i segnali vengono immagazzinati nella memoria interna della IMMU, per poi essere importati dal software in un momento successivo. Sebbene in questo caso non si possa avere un feedback in tempo reale sull'andamento del segnale, il metodo è molto più robusto e permette una maggiore libertà di movimento. Questa modalità consente inoltre di effettuare misurazioni in acqua, mezzo in cui la trasmissione del segnale non è permessa. Il sistema consente inoltre la possibilità di esportare i dati grezzi registrati dalla IMMU, ossia output di accelerometro, giroscopio e magnetometro, oppure di esportare l'orientamento del sensore ottenuto mediante algoritmi di sensori fusion a partire dai dati grezzi.

Tramite il software fornito in dotazione (mostrato in Fig. 15) è possibile configurare i parametri dei sensori, ossia fondo scala e frequenza di campionamento, e definire il tipo di output che si vuole ottenere in uscita, ossia dati grezzi o orientamento. Come si può osservare, l'utente può selezionare il fondo scala di accelerometro e giroscopio presenti all'interno di ogni IMMU. Quello del magnetometro non è modificabile. E' inoltre possibile rinominare i sensori e indicare in quale lato del corpo sono stati posizionati, in modo da renderne più semplice il riconoscimento

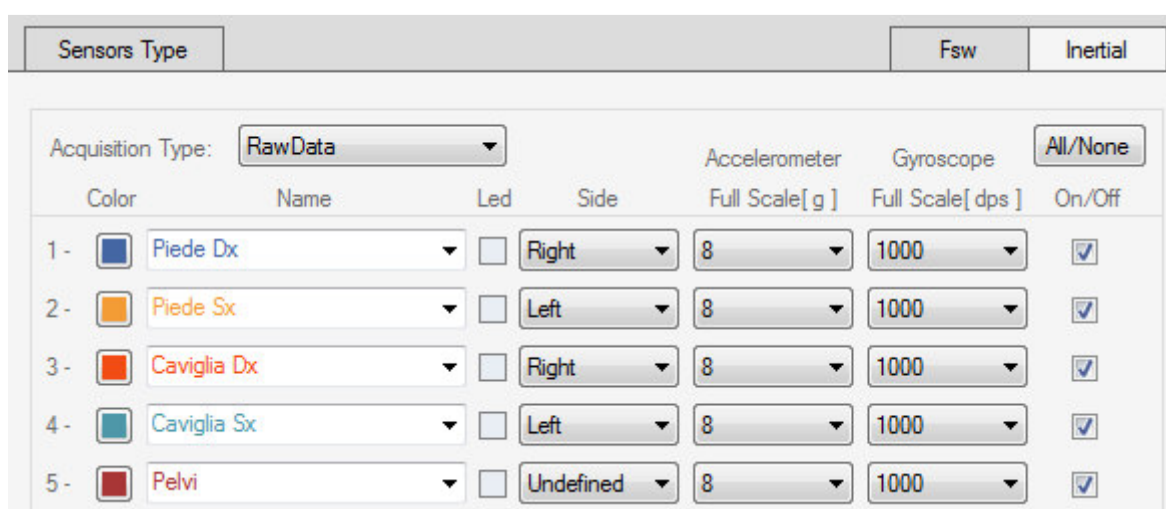


Fig. 15. Il software permette di nominare i sensori collegati per facilitarne il riconoscimento. Sono modificabili il tipo di acquisizione ed il fondo scala di accelerometro e giroscopio.

I segnali sono salvati automaticamente dal software nel formato standard C3D e sono esportabili nel formato ASCII.

2.1.2 GOPRO

Le GoPro sono videocamere compatte a focale fissa, originariamente ideate allo scopo di compiere riprese in condizioni estreme. Per soddisfare tali bisogni, esse sono, quindi, estremamente resistenti agli urti, impermeabili - riescono a sopportare immersioni fino a 40 metri di profondità per 131' - e dispongono di un grandangolo molto ampio. Queste videocamere hanno inoltre un buon grado di autonomia, essendo alimentate tramite batterie al Litio, e registrano i filmati su schede microSD, per permettere un facile recupero dei dati. I modelli più avanzati, come quello da noi utilizzato, sono anche forniti di sistemi di connettività Wi-Fi e Bluetooth, permettendo la gestione del dispositivo da remoto attraverso lo smartphone.



Fig. 16. Videocamera GoPro modello Hero 4+

Il modello utilizzato in questo studio è una GoPro Hero 4+ (Fig16). Tale modello consente di realizzare video a 1080p con una frequenza di campionamento del video di 59 fotogrammi/secondo e scatta foto a 8MP.

La videocamera ha una capacità massima di 64 GB e misura 71,3 mm di altezza, 71,1 mm di larghezza e 39,0 mm di profondità.

2.1.3 PROTOCOLLO SPERIMENTALE

L'analisi è stata effettuata su un soggetto maschio sano di 21 anni, alto 180 cm e di peso 63 kg, per valutare i parametri temporali del passo ricavati dagli algoritmi e confrontarli con un sistema a base di videocamere.

I cinque sensori utilizzati sono stati posti sul collo dei due piedi, sulle caviglie e sulla pelvi.

Il soggetto ha effettuato quattro prove: una prima a secco, per verificare la corretta identificazione da parte degli algoritmi degli eventi significativi del passo, seguita da tre cammini in acqua a diverse velocità. Una prova all'andatura normale del soggetto (10 ripetizioni di 10 m), una prova con andatura lenta (5 ripetizioni di 10 m) ed infine una ad andatura veloce (10 ripetizioni di 10 m).

Il livello dell'acqua nella piscina era di 120 cm e l'acqua si trovava ad una temperatura di circa 28°.

Il soggetto è stato seguito da un operatore che ha ripreso con una videocamera GoPro il piano sagittale del soggetto durante il cammino. La GoPro Hero 4+, era settata ad una risoluzione di 1920 x 1080 pixel e 59 fps.

Per gestire la sincronizzazione tra IMMU e GoPro, necessaria per il confronto tra le due metodologie, per ogni prova la GoPro è stata avviata sempre prima del sistema COMETA ed è stato inquadrato il led posizionato sulle IMMU, il quale si accende all'avvio del sistema.

2.2 ANALISI IMMU

A partire dai dati grezzi in uscita dalle IMMU, è possibile ricavare i parametri spazio-temporali di interesse per caratterizzare il particolare gesto motorio che si vuole analizzare. Nell'analisi del cammino, i parametri di interesse che vengono estratti attraverso un'elaborazione dei dati grezzi sono: gli istanti di Heel-Strike e Toe-Off, a partire dai quali si possono caratterizzare tutti i

parametri relativi alle fasi del passo, la velocità lineare e lunghezza del passo - ottenute tramite integrazioni successive dei valori di accelerazione.

Per calcolare i parametri spazio-temporali per mezzo di IMMU, negli ultimi anni sono stati proposti in letteratura diversi algoritmi, che si distinguono tra loro per i diversi parametri in ingresso e/o uscita, per i diversi punti di applicazione dei sensori o per il diverso pattern del segnale utilizzato per identificare gli eventi di interesse. Tuttavia gli algoritmi proposti sono stati validati tutti a secco.

L'obiettivo di questo elaborato è stato quindi quello di valutare il funzionamento di questi algoritmi durante il cammino in ambiente acquatico e individuare punti di forza e criticità di tali algoritmi.

Lo studio descritto in questa tesi si concentra sull'estrazione dei seguenti parametri temporali delle fasi del passo: durata della fase di appoggio (stance), durata della fase di volo (swing), durata del ciclo del cammino (stride) e la percentuale di durata della fase di swing e stance sull'intero ciclo.

Per affrontare tale analisi sono stati utilizzati tre diversi algoritmi, le cui uscite sono state confrontate tra loro e con il Gold Standard, la GoPro.

2.2.1 BUGANÈ

Questo algoritmo [6] permette di ricavare i parametri spazio-temporali del cammino su un piano orizzontale tramite un unico sensore inerziale, posto sulla pelvi - nella parte bassa del tronco, nello spazio tra le vertebre L4 e L5. Il sensore deve essere posizionato in maniera tale da allineare gli assi della IMMU con i tre assi ortogonali anatomici.

Per stimare i parametri temporali, l'algoritmo utilizza le accelerazioni in direzione antero-posteriore e medio laterale, opportunamente filtrate da un filtro passa-basso Butterworth, che taglia alla frequenza di 2 Hz.

Il segnale di accelerazione antero-posteriore è descritto da una ripetizione ciclica di una curva tipica (Fig. 17), caratterizzata da due picchi positivi ed uno negativo; il secondo picco positivo viene considerato l'istante di contatto del piede con il terreno (Heel Strike). Pertanto la durata del passo (step) e del ciclo del passo (stride) sono identificate rispettivamente tra due e tre di questi eventi. Dal momento che il sistema non è in grado di rilevare gli istanti di Toe Off, non

è possibile ricavare i parametri di durata della fase di appoggio e di quella di volo, il che impedisce un confronto completo con i risultati ottenuti tramite gli altri metodi.

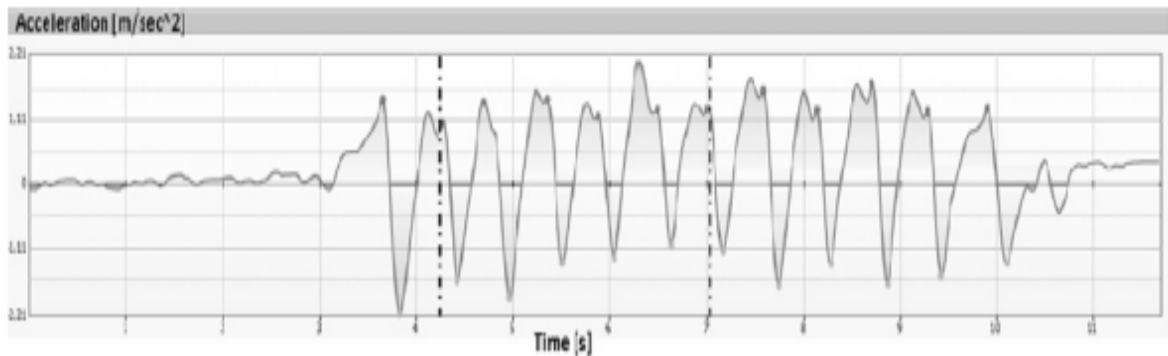


Fig. 17: Segnale di accelerazione antero-posteriore che mostra l'esercizio completo, dai primi secondi in cui il soggetto resta in piedi immobile, al cammino vero e proprio. Il segnale è filtrato con un filtro Butterworth passa-basso che taglia ad una frequenza di 2 Hz. Gli eventi di Heel Strike sono identificati con il secondo picco positivo delle curve.

L'accelerazione medio-laterale viene utilizzata per distinguere tra HS destro e sinistro. La discriminazione si basa sul concetto secondo il quale il cammino sul piano è assimilabile al modello del pendolo inverso ed assumendo che il posizionamento del sensore sia molto vicino al centro di massa del corpo (CdM). Secondo questo modello il CdM accelera a sinistra durante la fase di supporto della gamba destra e a destra durante la fase di supporto della gamba sinistra. Durante la fase di supporto singolo, il CdM raggiunge la sua massima distanza laterale rispetto alla gamba di appoggio. Di conseguenza il CdM (e, quindi, il sensore) compie una traiettoria approssimativamente sinusoidale, durante i posizionamenti successivi dei due piedi, che permette di discernere gli istanti di contatto del piede destro da quello sinistro.

In particolare, nel grafico sottostante (vedi Fig. 18), si può discriminare il lato destro da quello sinistro sovrapponendo i segnali di accelerazione antero-posteriore e medio-laterale e valutando l'intervallo di valori dell'accelerazione medio-laterale nell'intorno del primo Heel Strike.

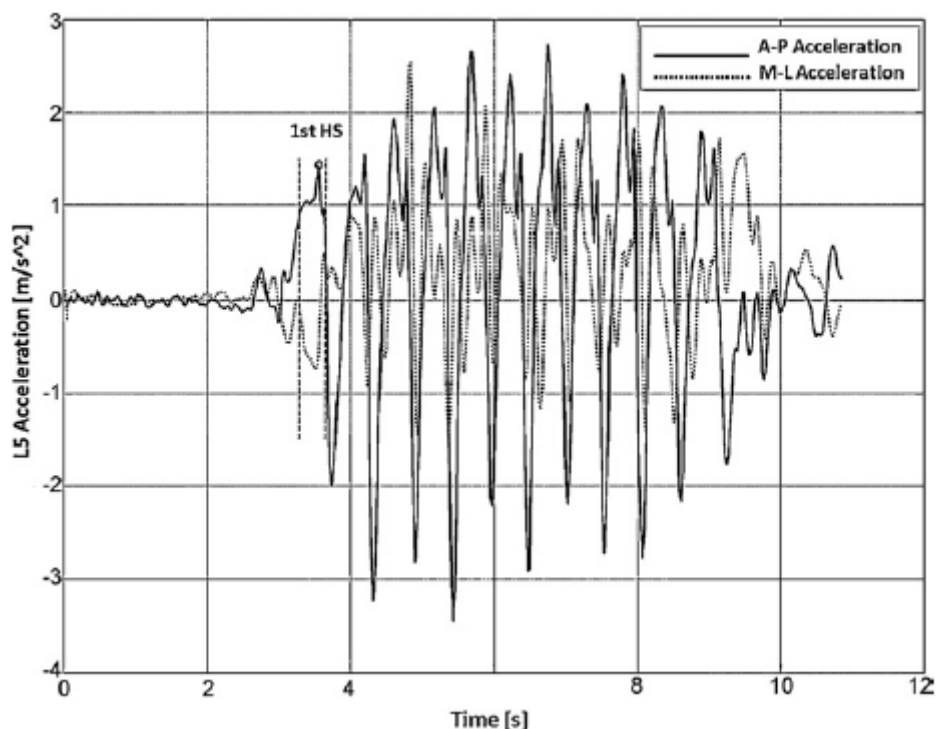


Fig. 18: Sovrapposizione dei segnali di accelerazione antero-posteriore (linea continua) e medio-laterale (puntinato) ottenuti da un sensore posto sulla pelvi, durante l'esercizio di stare in piedi (3 secondi iniziali) e di camminare, seguito da filtraggio ad opera di un filtro Butterworth passa-basso. L'intervallo del segnale di accelerazione medio-laterale (limitato dalle linee verticali tratteggiate) nell'intorno del primo istante di Heel Strike è utilizzato per la discriminazione di piede destro e sinistro.

Il segnale di accelerazione medio-laterale viene utilizzato soltanto per discriminare tra cicli del passo a destra e sinistra, in quanto si è visto che è presente un picco chiaro e costante nell'intorno dell'Heel Strike, nella curva che lo descrive, solo all'inizio del primo ciclo del passo.

Il soggetto deve, infine, rimanere immobile per qualche secondo prima di cominciare a camminare e dopo essersi fermato, per permettere il rilevamento automatico della parte di cammino dell'esercizio. L'algoritmo estrapola automaticamente l'offset dal segnale originale, calcolato come valor medio nell'intervallo del primo secondo di tempo rilevato.

Nonostante la strumentazione sia semplice e poco costosa, questo sistema fornisce valutazioni affidabili dei parametri spazio-temporali. Per questo motivo, l'algoritmo può trovare largo utilizzo per misurazioni di routine, anche secondo gli standard dell'approccio clinico, oppure in combinazione con altri sistemi di

misurazione per stime di natura fisiologica legate alla locomozione, come ad esempio l'elettromiografia o la misura del livello di ossigeno consumato.

2.2.2 AMINIAN

Questo metodo originale [5] si basa sull'analisi wavelet - la rappresentazione di un segnale mediante l'uso di una forma d'onda oscillante di lunghezza finita o a decadimento rapido - la quale sostituisce i metodi tradizionali di calcolo dei parametri temporali del passo, ricavati a partire dalla velocità angolare misurata da sensori posizionati sulle caviglie destra e sinistra.

L'accelerazione rilevata dai sensori è dipendente dal punto di posizionamento sul segmento corporeo e risulta, spesso, alterata dalla presenza dell'accelerazione gravitazionale. Per ovviare a tali problematiche, l'algoritmo utilizza i valori di velocità angolare ottenuti dai giroscopi, presenti all'interno dei sensori, che rilevano le rotazioni delle caviglie intorno alle articolazioni, i movimenti che costituiscono l'atto del camminamento.

L'algoritmo richiede l'utilizzo di tre giroscopi, da posizionare rispettivamente su entrambe le gambe e sulla coscia destra. I segnali ricavati vengono, quindi, amplificati e filtrati in passa-basso per eliminare il rumore elettronico intrinseco dei giroscopi, meno affidabili sotto questo aspetto degli accelerometri.

Per determinare gli istanti precisi di Heel Strike e Toe Off per ogni lato, l'algoritmo utilizza la velocità angolare di entrambe le gambe. Questi eventi sono, infatti, espressi in tratti caratteristici del segnale, sotto forma di picchi negativi piuttosto marcati a medie/relativamente alte frequenze (Fig. 19). L'ampiezza di questi picchi può variare in dipendenza da diversi fattori, come, ad esempio, la velocità ed il peso del soggetto o la presenza di una zoppia; ciò nonostante essi possono essere sempre localizzati.

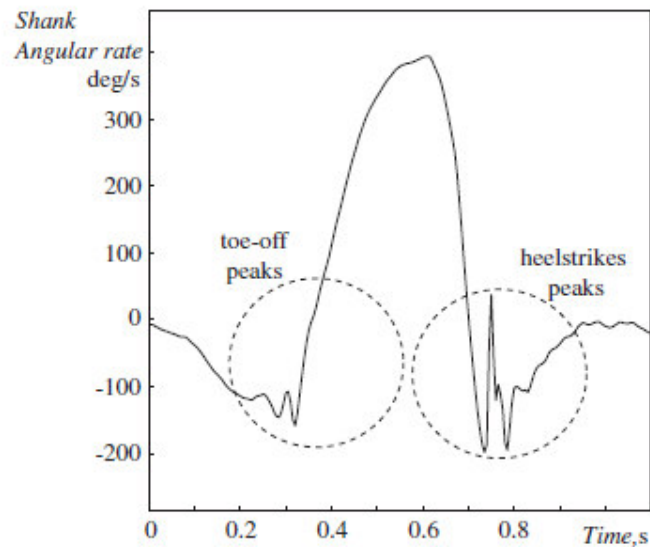


Fig. 19: Velocità angolare della gamba, che raffigura dei picchi durante gli eventi di Heel Strike e Toe Off.

La trasformazione Wavelet è un ottimo metodo per l'identificazione degli eventi del passo, poiché permette il rilevamento di una specifica frequenza ad un specifico istante di tempo (ad esempio Heel Strike e Toe Off). In particolare, esiste la funzione Coiflet Wavelet, la quale ha un modello paragonabile a quello dei due eventi da individuare.

L'algoritmo utilizza una decomposizione Wavelet a multi-risoluzione per valorizzare gli eventi di Heel Strike e Toe Off durante il cammino. Il segnale viene diviso in un passa-alto (componenti a bassa frequenza), detto *approssimazione*, ed un passa-basso (componenti ad alta frequenza), detto *dettaglio*. La scomposizione viene ripetuta, con successive approssimazioni - o dettagli - decomposti a loro volta, in modo da scomporre il segnale originale in tante componenti a risoluzione più bassa. Ad ogni passo, il numero di campioni nel dominio dei tempi si dimezza, poiché ogni due campioni vengono sostituiti da uno. Al passo j , $A_2^j \cdot s$ rappresenta l'approssimazione del segnale originale $s(n)$, avente la risoluzione di un campione per ogni 2^j campioni del segnale originale. Si ha quindi:

$$s = A_2^1 \cdot s + D_2^1 \cdot s = A_2^2 \cdot s + D_2^2 \cdot s + D_2^1 \cdot s = \dots = A_2^j \cdot s + D_2^j \cdot s + D_2^{(j-1)} \cdot s + \dots + D_2^1 \cdot s$$

Da cui:

$$A_2^j \cdot s = A_2^{j+1} \cdot s + D_2^{j+1} \cdot s$$

Vengono, infine, utilizzati degli opportuni filtri passa-basso h e passa-alto g, i cui coefficienti dipendono dalla forma delle Wavelet considerate nell'analisi.

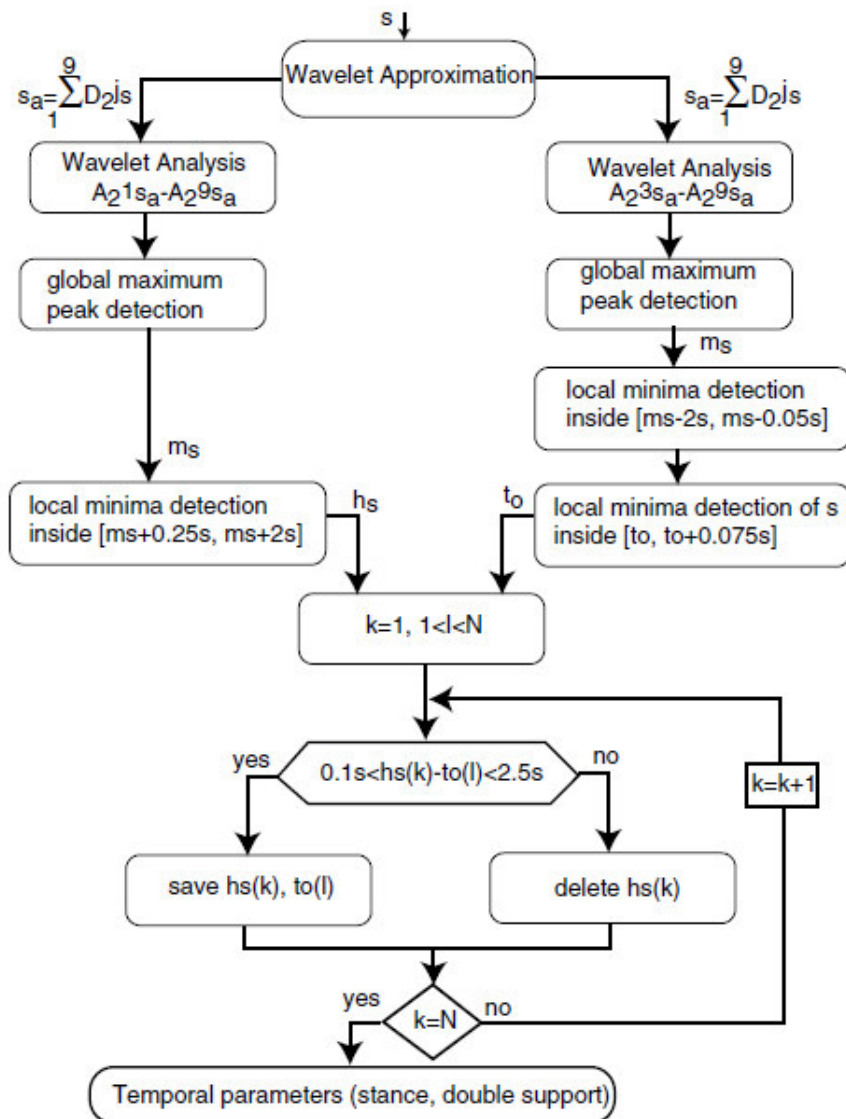


Fig. 20. Diagramma di flusso dell'algoritmo per la stima dei parametri temporali a partire dal segnale di velocità angolare della gamba.

Il diagramma per la stima dei valori di Heel Strike e Toe Off è mostrato nella Fig. 20. Innanzitutto, si ottiene un'approssimazione del segnale originale s , corrispondente al segnale s_a della figura, che considera solo i campioni in un piccolo intervallo di frequenza. In questo modo vengono eliminati il rumore e gli artefatti da movimento ad alta frequenza. Quindi, si ottengono due nuove approssimazioni: la prima valorizza la componente di Heel Strike, mentre la seconda quella di Toe Off. Per ognuna di queste approssimazioni viene, inoltre, rilevato, in ms, l'istante di tempo corrispondente al massimo globale del segnale. Questi due valori rappresentano in maniera approssimativa l'istante centrale della fase di volo o midswing (vedi Fig. 21) e sono utilizzati come riferimento per selezionare gli intervalli all'interno dei quali si possono trovare i picchi negativi contenenti gli eventi di Heel Strike e Toe Off, calcolati come i loro minimi locali. Viene, infine, effettuato un controllo per assicurarsi che i valori trovati siano effettivamente degli eventi del passo. Tale controllo avviene confrontando ogni valore di Heel Strike trovato con il valore di Toe Off più vicino e i due punti sono ritenuti validi soltanto se la loro differenza è compresa in un intervallo stabilito.

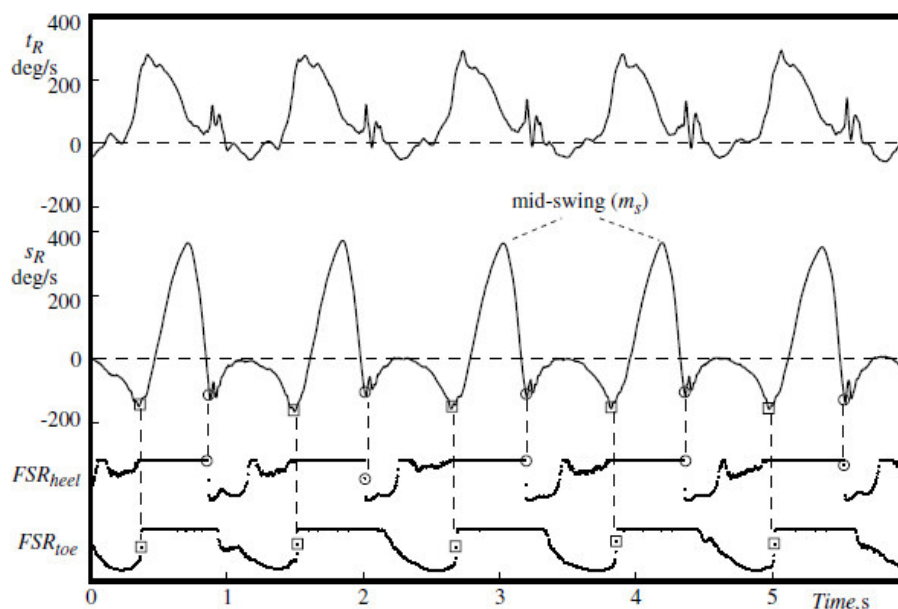


Fig. 21. Segnali FSR (Force Sensing Resistors) ottenuti dal tallone (FSR_{heel}) e dalla punta del piede (FSR_{toe}), segnale di velocità angolare della gamba destra (s_R) e della coscia destra (t_R). I punti di Heel Strike (cerchio) e Toe Off (quadrato) sono rilevati. I punti m_s rappresentano in maniera approssimativa gli istanti di midswing.

I valori ritenuti validi vengono salvati ed utilizzati per ricavare gli altri parametri temporali.

La durata del ciclo del passo viene calcolata come la differenza tra due istanti di Toe Off successivi, quella della fase di appoggio come la differenza tra un istante di Toe Off e quello di Heel Strike precedente dello stesso piede ed, infine, quella della fase di volo, come la differenza tra i due parametri precedentemente calcolati.

Per avere una buona precisione per la stima dei parametri temporali è richiesta l'analisi di almeno 20 cicli del passo successivi.

2.2.3 FERRARI

Questo sistema di analisi del passo [7] si basa sull'utilizzo di un filtro Kalman e quello di due sensori, posti solitamente sul collo dei piedi (l'algoritmo funziona indipendentemente dal posizionamento del sensore sul piede, il che permette di ottenere risultati accurati a prescindere dalla velocità e modalità del cammino). Il basso numero di sensori necessario per ottenere risultati affidabili assicura usabilità, indossabilità e flessibilità del sistema, caratteristiche fondamentali per l'applicazione su soggetti con difficoltà di deambulazione. Questo algoritmo, infatti, è stato specificamente ideato per la valutazione e riabilitazione di pazienti malati di Parkinson, ma trova largo utilizzo anche nella riabilitazione di pazienti affetti da problemi ortopedici o colpiti da ictus - o altre patologie di natura neurologica. In seguito, il sistema è stato modificato per svolgere funzioni più ampie, tra cui quella di strumento per applicazioni in ambito sportivo.

Il sistema utilizza un filtro di Kalman (KF), il quale, assumendo che il rumore segua l'andamento di una distribuzione Gaussiana, è, tra tutti i tipi di filtro, quello in grado di minimizzare la varianza degli errori di stima di misurazioni rumorose. Grazie al KF, inoltre, non ci sono limitazioni sul tipo di superficie sul quale debbano essere fatte le analisi di cammino (ad esempio, superficie piana). Questo filtro, infine, data la natura ricorsiva dell'algoritmo, permette la localizzazione dei punti di interesse con un ritardo di un solo frame. L'algoritmo è, quindi, molto robusto ed adatto agli andamenti di soggetti con patologie.

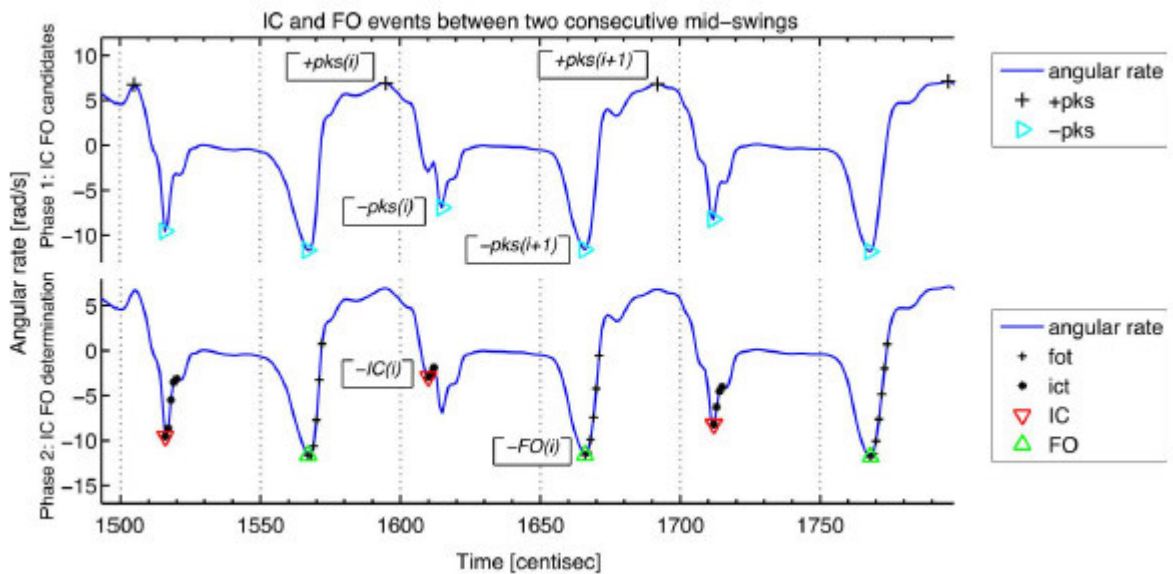


Fig. 22. Fasi 1 e 2 per la rilevazione degli eventi di Heel Strike e Toe Off. Dall'alto verso il basso, rispettivamente: segnale di componente medio-laterale della velocità angolare del piede con visualizzazione degli eventi di mid-swing (+pks, segno più) e punti candidati per Heel Strike e Toe Off (-pks, triangoli che puntano a destra); sotto, lo stesso segnale di velocità angolare che evidenzia gli istanti di Heel Strike (triangoli che puntano verso il basso) e di Toe Off (triangoli che puntano verso l'alto).

Uno degli scopi principali dell'algoritmo è quello di stimare gli eventi di Heel Strike e di Toe Off.

Questi parametri sono determinati processando la velocità angolare medio-laterale del piede, rilevata dai due sensori, sfruttando il concetto secondo il quale, durante ogni singolo ciclo del passo, il piede ruota alternativamente in senso orario ed antiorario intorno all'articolazione della caviglia, rendendo possibile suddividere il ciclo del passo nelle sue differenti fasi temporali. L'algoritmo identifica, innanzitutto, tutti i picchi positivi - rotazioni dei piedi in senso antiorario, visto dalla destra del soggetto - associati agli eventi di mid-swing (punto medio della fase di volo) - quindi, nell'intervallo compreso tra due picchi di mid-swing, rileva un primo picco negativo - rotazioni dei piedi in senso orario - che rappresenta l'evento di Heel Strike ed un secondo (temporalmente) picco negativo che rappresenta quello di Toe Off (vedi Fig. 22).

Una volta ottenuti gli istanti di Heel Strike e Toe Off, gli altri parametri temporali di interesse per questo studio - durata del ciclo del passo, della fase di volo e

della fase di appoggio - sono facilmente ricavabili in maniera analoga rispetto agli algoritmi precedentemente descritti.

Il sistema è semplice e maneggevole, ha costi ridotti ed è accomodabile per una vasta gamma di soggetti con difficoltà motorie per la gestione della loro quotidianità. La completa trasportabilità ed il facile utilizzo in ambienti al di fuori del laboratorio hanno il potenziale di rivoluzionare gli attuali metodi di riabilitazione, consentendo un gran numero di esercizi da svolgere autonomamente, sotto continua supervisione e monitoraggio.

2.3 ELABORAZIONE DEI DATI

2.3.1 ANALISI VIDEO

I video realizzati durante le quattro prove, memorizzati a bordo della videocamera GoPro Hero 4+, sono stati importati sul computer e manipolati attraverso il software Kinovea, un programma in grado di scomporre i video in ingresso fotogramma per fotogramma.

Come prima cosa, è stato individuato l'istante di avvio del sistema COMETA, in seguito impostato come offset, per permettere il confronto tra i dati ottenuti dai sensori e quelli ottenuti dai video, non essendo gli strumenti tra loro sincronizzati.

In seguito sono stati identificati gli istanti di tempo - in centesimi di secondo - corrispondenti agli eventi di Heel Strike e Toe Off, individuati visivamente come istanti di contatto e sollevamento del piede dal suolo. In particolare, sono stati identificati gli Heel Strike e Toe Off sia del piede destro che di quello sinistro, considerando sempre l'Heel Strike del piede destro come evento iniziale di ogni ciclo del passo. Questa scelta è stata effettuata per evitare di ottenere valori negativi dello step, un parametro temporale convenzionalmente calcolato come differenza tra Heel Strike sinistro e Heel Strike destro.

I valori di tempo ottenuti sono stati riportati, quindi, in una tabella, dove sono stati messi a confronto con i dati dei sensori, opportunamente elaborati dagli algoritmi descritti in precedenza.

Anche i vari parametri temporali sono stati calcolati manualmente tramite le seguenti formule:

- $\text{Stride} = \text{HS}(i+1) - \text{HS}(i)$
- $\text{Step} = \text{HS_sx}(i) - \text{HS_dx}(i)$
- $\text{Stance} = \text{TO}(i) - \text{HS}(i)$
- $\text{Swing} = \text{HS}(i+1) - \text{TO}(i)$
- $\% \text{Stance} = \text{Stance} * 100 / \text{Stride}$
- $\% \text{Swing} = \text{Swing} * 100 / \text{Stride}$

2.3.2 ANALISI STATISTICA

Dopo aver calcolato i parametri temporali corrispondenti alla GoPro e agli Algoritmi presentati, essi sono stati messi a confronto tra loro.

Ciascun gruppo di parametri è stato, innanzitutto, sottoposto al test di Kolmogorov-Smirnov, che verifica la forma delle distribuzioni campionarie. Dal test è risultato che i parametri non avessero una distribuzione normale, condizione necessaria per l'applicabilità del metodo di analisi di varianza (anova). Pertanto, è stato necessario utilizzare il metodo di Kruskal-Wallis. In statistica, il test di Kruskal-Wallis è un metodo non parametrico per verificare l'uguaglianza delle mediane di diversi gruppi, ovvero per verificare che tali gruppi provengano da una stessa popolazione (o da popolazioni con uguale mediana). Questo metodo è il corrispondente non parametrico dell'analisi di varianza e viene solitamente usato - come nel caso di questo studio - quando i campioni non hanno distribuzione Gaussiana.

Per ciascuna delle 4 prove - cammino a secco, cammino in acqua normale, cammino in acqua lento e cammino in acqua veloce - sono stati effettuati 6 test di Kruskal-Wallis, uno per ogni parametro temporale analizzato in questo studio - stride, step, stance, swing, %stance e %swing.

Per i primi due di questi parametri - stride e step - è stato compiuto un test a 4 livelli (in ordine: GoPro, Aminian, Ferrari e Buganè), mentre per i restanti quattro parametri è stato compiuto un test a 3 livelli (in ordine: GoPro, Aminian e Ferrari). L'algoritmo di Buganè non rileva gli istanti di Toe Off e, pertanto, non è in grado di calcolare la durata delle varie fasi del passo.

Il livello di significatività considerato è stato $p < 0.01$.

Sui risultati dei test è stata, infine, effettuato un confronto posthoc, con lo scopo di valutare quale fosse l'algoritmo (o gli algoritmi) ad avere un comportamento diverso dal Gold Standard.

CAPITOLO 3

RISULTATI E DISCUSSIONE

3.1 RISULTATI ANALISI STATISTICA PARAMETRI TEMPORALI

I risultati ottenuti dal test di Kruskal-Wallis sono stati riportati nelle figure sottostanti (Fig. 23-27). Ogni figura corrisponde all'analisi di un parametro. Nello specifico, in ciascuna figura sono stati riportati i risultati ottenuti per le 4 prove, per migliorarne la leggibilità e l'interpretazione. Per ogni prova, mediana 25° e 75° percentile di ciascun algoritmo e della GoPro sono stati identificati da una specifica lettera sull'asse delle ascisse e da un colore. Nella prova di cammino in acqua veloce i valori di stride non sono stati ricavati dall'algoritmo di Buganè, in quanto il sensore posizionato sulla pelvi si è staccato e non si è potuta rilevare l'accelerazione del tronco.

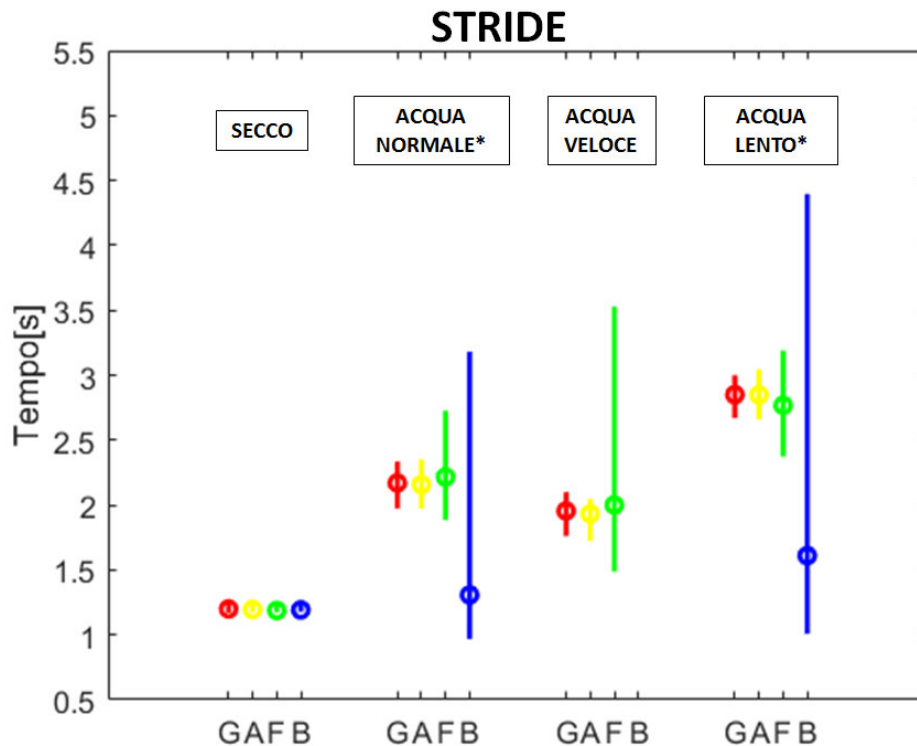


Fig 23 Risultati del test di Kruskal-Wallis per il parametro temporale dello stride.

Il grafico rappresenta i risultati del test di Kruskal-Wallis per il parametro temporale dello stride. Da sinistra a destra sono state riportati affiancati, in ordine, gli esiti del test delle 4 prove (cammino a secco, normale in acqua, veloce in acqua e lento in acqua). Per ogni prova, da sinistra a destra, sono identificati i risultati per GoPro (G, colorato di rosso), Aminian (A, colorato di giallo), Ferrari (F, colorato di verde) e Buganè (B, colorato di blu). Il simbolo * è presente in quelle prove dove almeno un algoritmo ha superato la soglia di significatività ($p < 0.01$). Nella prova di cammino in acqua veloce i valori di stride non sono stati ricavati dall'algoritmo di Buganè, in quanto il sensore posizionato sulla pelvi si è staccato e non si è potuta rilevare l'accelerazione del tronco.

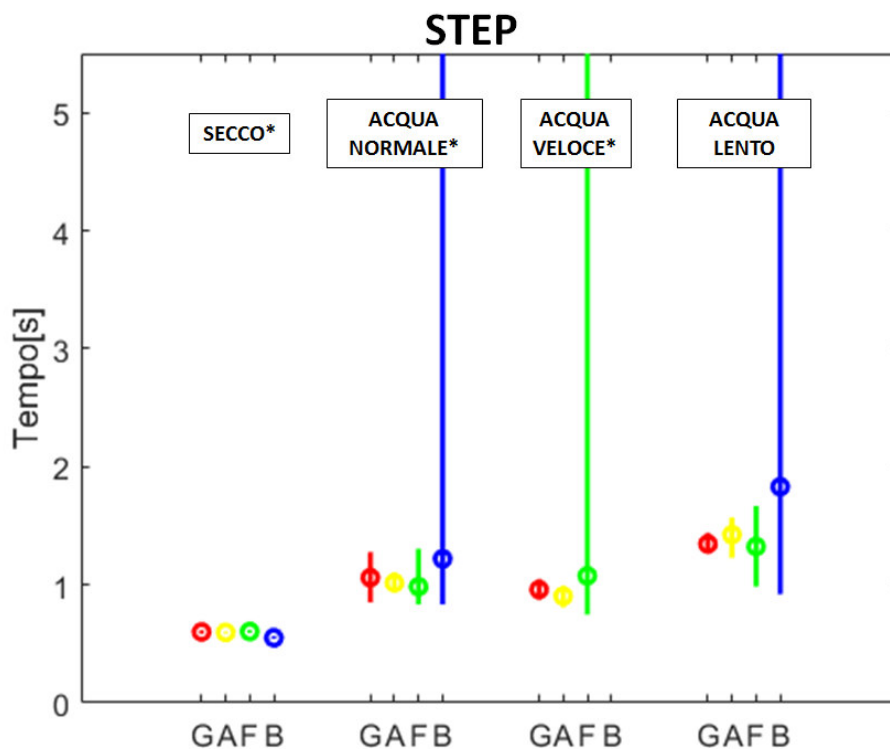


Fig 24. Risultati del test di Kruskal-Wallis per il parametro temporale dello step.

Il grafico rappresenta i risultati del test di Kruskal-Wallis per il parametro temporale dello step, sotto forma di mediana 25° e 75° percentile. Da sinistra a destra sono stati riportati gli esiti del test delle 4 prove nel seguente ordine: cammino a secco, cammino normale in acqua, cammino veloce in acqua e cammino lento in acqua. Per ogni prova, da sinistra a destra, sono identificati i risultati per GoPro (G, colorato di rosso), Aminian (A, colorato di giallo), Ferrari (F, colorato di verde) e Buganè (B, colorato di blu). Il simbolo * indica una differenza significativa tra i 4 algoritmi confrontati ($p < 0.01$).

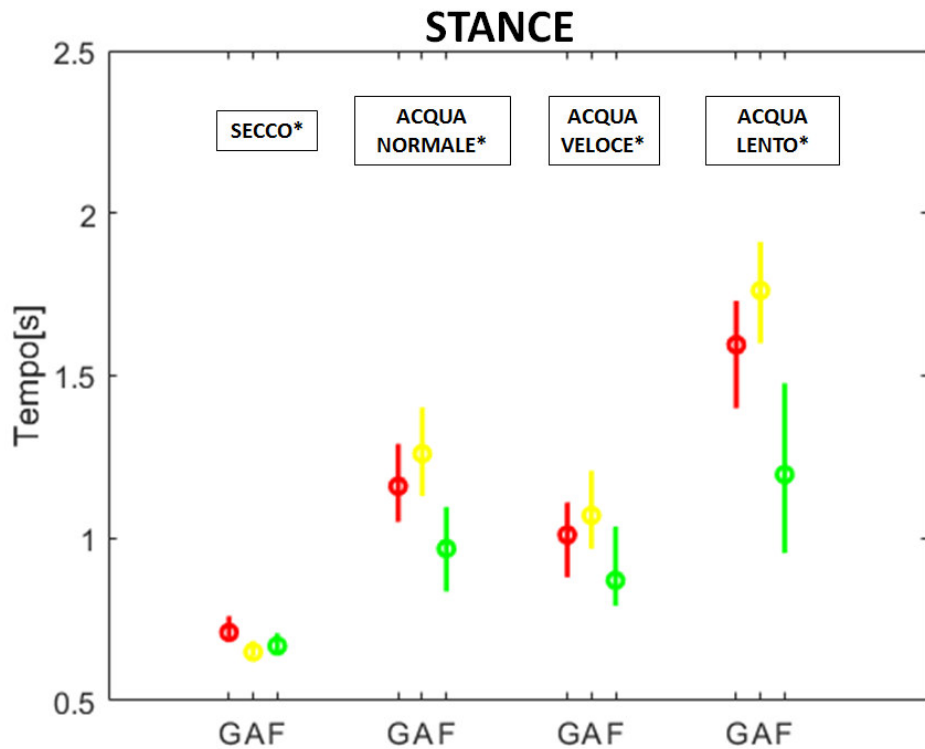


Fig 25. Risultati del test di Kruskal-Wallis per il parametro temporale della stance.

Il grafico rappresenta i risultati del test di Kruskal-Wallis per il parametro temporale dello stance, sotto forma di mediana 25° e 75° percentile. Da sinistra a destra sono stati riportati gli esiti del test delle 4 prove nel seguente ordine: cammino a secco, cammino normale in acqua, cammino veloce in acqua e cammino lento in acqua. Per ogni prova, da sinistra a destra, sono identificati i risultati per GoPro (G, colorato di rosso), Aminian (A, colorato di giallo) e Ferrari (F, colorato di verde). Il simbolo * indica una differenza significativa tra i 4 algoritmi confrontati ($p < 0.01$).

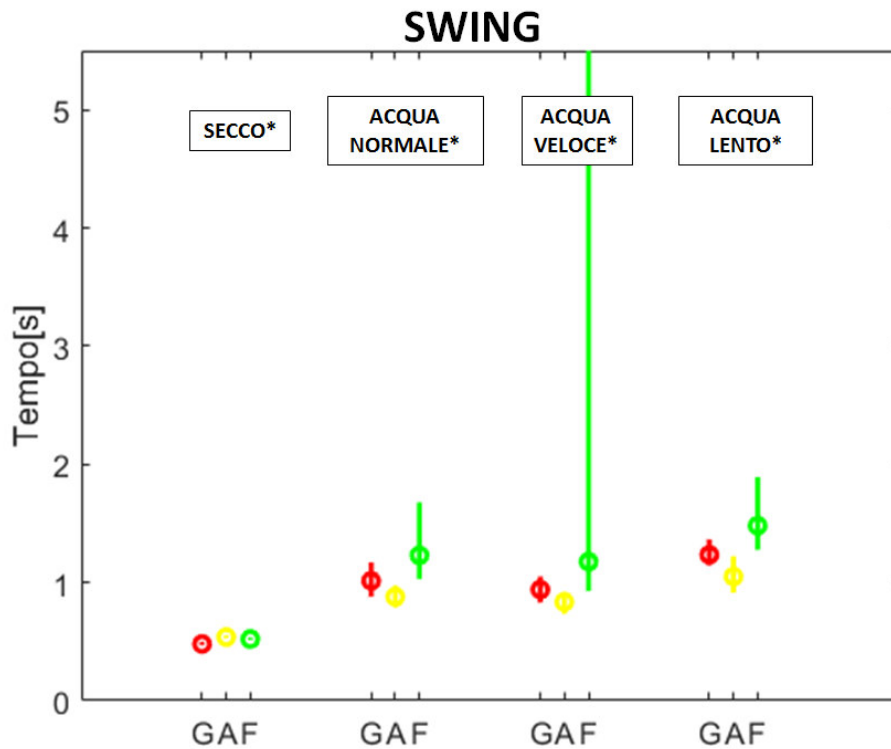
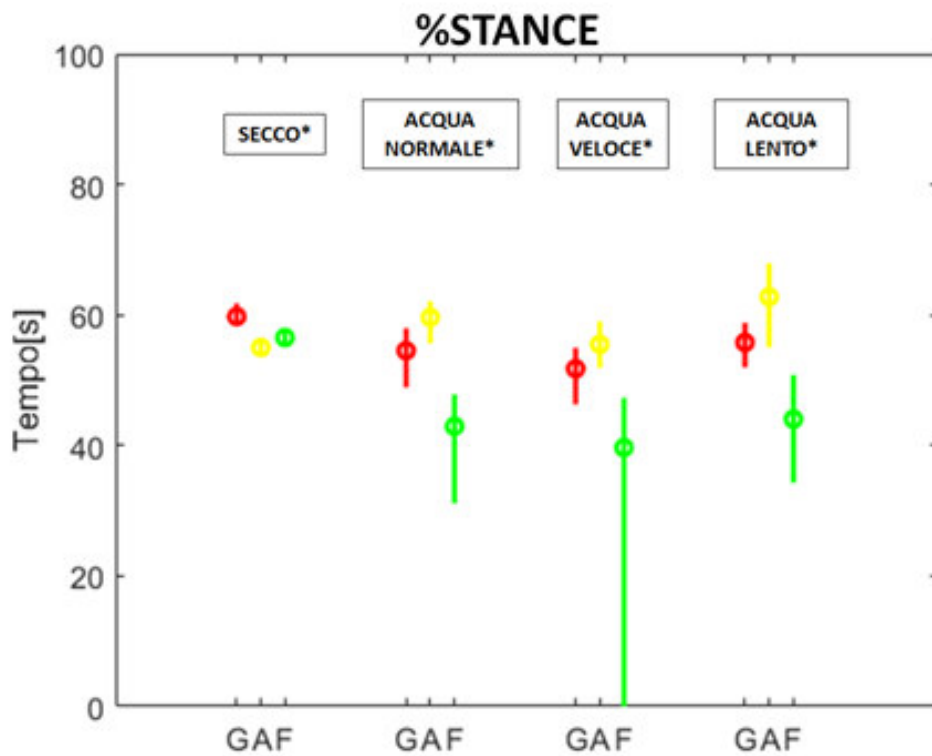


Fig 26. Risultati del test di Kruskal-Wallis per il parametro temporale dello swing.

Il grafico rappresenta i risultati del test di Kruskal-Wallis per il parametro temporale dello swing, sotto forma di mediana 25° e 75° percentile. Da sinistra a destra sono stati riportati gli esiti del test delle 4 prove nel seguente ordine: cammino a secco, cammino normale in acqua, cammino veloce in acqua e cammino lento in acqua. Per ogni prova, da sinistra a destra, sono identificati i risultati per GoPro (G, colorato di rosso), Aminian (A, colorato di giallo) e Ferrari (F, colorato di verde). Il simbolo * indica una differenza significativa tra i 4 algoritmi confrontati ($p < 0.01$).



temporale della

Il grafico rappresenta i risultati del test di Kruskal-Wallis per il parametro temporale percentuale di stances, sotto forma di mediana 25° e 75° percentile. Da sinistra a destra sono stati riportati gli esiti del test delle 4 prove nel seguente ordine: cammino a secco, cammino normale in acqua, cammino veloce in acqua e cammino lento in acqua. Per ogni prova, da sinistra a destra, sono identificati i risultati per GoPro (G, colorato di rosso), Aminian (A, colorato di giallo) e Ferrari (F, colorato di verde). Il simbolo * indica una differenza significativa tra i 4 algoritmi confrontati ($p < 0.01$).

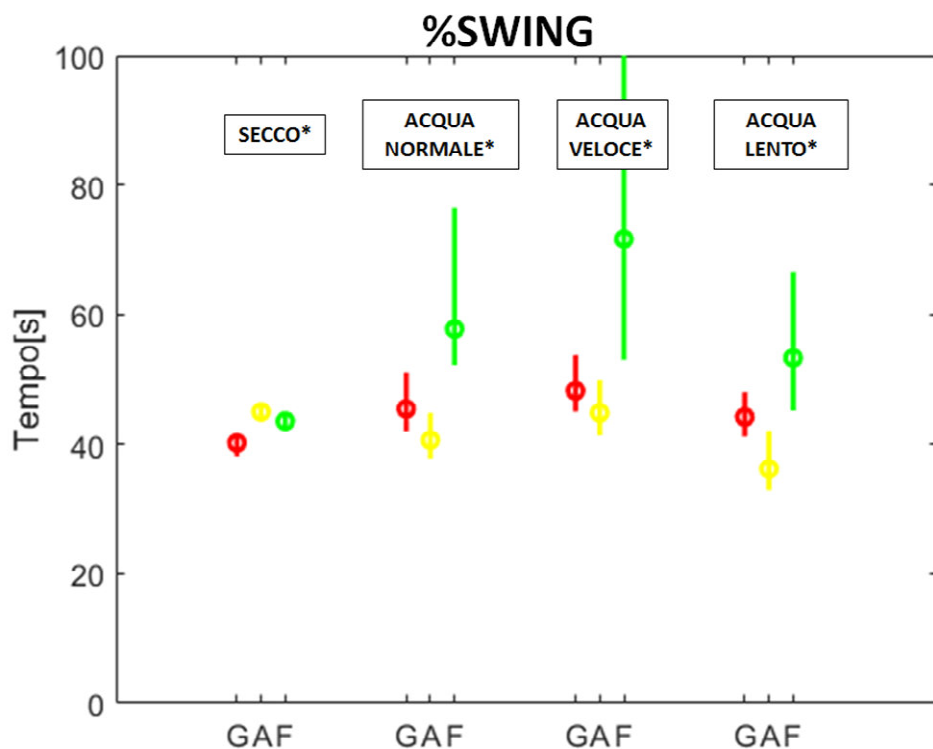


Fig 28. Risultati del test di Kruskal-Wallis per il parametro temporale della percentuale di swing sul ciclo del passo.

Il grafico rappresenta i risultati del test di Kruskal-Wallis per il parametro temporale percentuale di swing, sotto forma di mediana 25° e 75° percentile. Da sinistra a destra sono state riportati affiancati, in ordine, gli esiti del test delle 4 prove (cammino a secco, normale in acqua, veloce in acqua e lento in acqua). Per ogni prova, da sinistra a destra, sono identificati i risultati per GoPro (G, colorato di rosso), Aminian (A, colorato di giallo), Ferrari (F, colorato di verde). Il simbolo * è presente in quelle prove dove almeno un algoritmo ha superato la soglia di significatività ($p < 0.01$).

Analizzando i grafici è possibile effettuare una serie di considerazioni, di seguito riportate:

- *cammino a secco*: nel calcolo dello stride non ci sono differenze significative tra gli algoritmi e la GoPro, mentre per quanto riguarda il calcolo dello step, solo i valori ottenuti dall'algoritmo di Buganè differiscono in maniera significativa dal Gold Standard. Questi due parametri si ricavano dai soli eventi di Heel Strike, perciò da tali risultati si evince che la detezione degli istanti di Heel Strike a secco avviene in maniera accurata con gli algoritmi di Aminian e Ferrari, ma non con quello di Buganè. Nella comparazione dei parametri di stance e swing (e i corrispettivi valori in %) sono state, invece, riconosciute differenze oltre la soglia della significatività con entrambi gli algoritmi. Nello specifico, come mostrano i risultati della posthoc comparison, entrambi gli algoritmi rilevano una durata ridotta di stance e percentuale di stance ed di conseguenza una durata di Swing e percentuale di Swing maggiore rispetto alla GoPro. Questo vuol dire che entrambi rilevano gli istanti di Toe Off in maniera anticipata: Aminian con una differenza dal Gold Standard del 5%, mentre quello di Ferrari con una differenza minore dal Gold Standard, di solo 2.5%. A secco, quindi, l'algoritmo di Ferrari è il più accurato. Tali risultati sono riscontrabili in Figura 29 dove è riportato un esempio di detezione degli eventi di HS e TO per ciascun algoritmo confrontati con il Gold Standard.

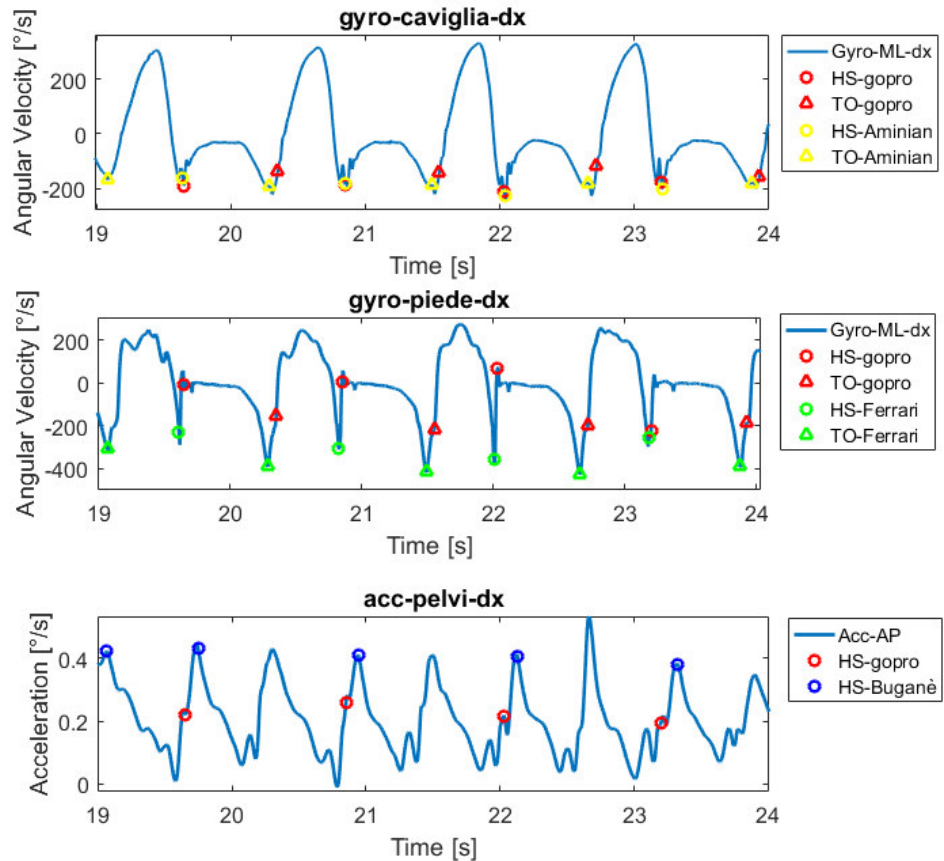


Fig. 29 Esempio di detezione degli eventi di HS e TO per ciascun algoritmo confrontati con il Gold Standard.

- cammino in acqua normale*: in acqua, i parametri di stride e step sono rilevati in maniera accurata dagli algoritmi di Aminian e Ferrari, mentre Buganè, anche in questo caso, non riesce a identificare correttamente i parametri e, quindi, gli eventi di Heel Strike. I parametri di stance e swing (e corrispettivi valori percentuali) rilevati dai due algoritmi sono significativamente differenti da quelli rilevati dalla GoPro. In particolare, l'algoritmo di Ferrari trova una fase di stance e di swing rispettivamente minore e maggiore rispetto a quelle trovate dalla GoPro; l'algoritmo di Aminian ha comportamento opposto. Avendo mostrato nei parametri precedenti che gli Heel Strike sono stati identificati correttamente, questa differenza dal Gold Standard è attribuibile ad una sbagliata detezione degli eventi di Toe Off. Infatti, come si può osservare nella Figura 30, l'algoritmo di Aminian rileva l'evento di Toe Off in modo anticipato rispetto alla GoPro, mentre quello di Ferrari lo rileva in ritardo.



Fig. 30. Fotogrammi corrispondenti agli istanti di Toe Off identificati, da sinistra a destra, dall'algorithmo di Aminian, dalla GoPro e dall'algorithmo di Ferrari.

- *cammino in acqua veloce*: in maniera più o meno significativa per ogni parametro, i valori dell'algorithmo di Ferrari differiscono da quelli del Gold Standard. Questi risultati evidenziano una criticità dell'algorithmo di Ferrari. Il numero di eventi rilevati in questa prova, infatti, è stato molto inferiore rispetto alle altre, in quanto la variabilità della velocità angolare rilevata dei sensori posti sul collo del piede è tale che anche cambiando le soglie non si riesce a ottenere una stima accurata dei punti di interesse. Per quanto riguarda l'algorithmo di Aminian, i risultati sono coerenti con quelli ottenuti nella prova a velocità normale.

Durante lo svolgimento della prova, il sensore posizionato sulla pelvi si è staccato, pertanto non si sono potute effettuare le rilevazioni con l'algorithmo di Buganè. Considerando il comportamento dell'algorithmo nelle altre prove, è lecito presupporre che i risultati sarebbero stati anche in questo caso molto differenti da quelli della GoPro.

- *cammino in acqua lento*: i risultati non differiscono in maniera significativa da quelli delle altre due prove in acqua e non permettono di effettuare altre osservazioni sul comportamento dei sensori.

	<i>SECCO</i>	<i>ACQUA NORMALE</i>	<i>ACQUA VELOCE</i>	<i>ACQUA LENTO</i>
<i>STRIDE</i> [$HS(i+1)-HS(i)$]	B<GAF		B<GAF	
<i>STEP</i> [$HSL(i)-HS(i)$]	B<GAF	B>AF		
<i>STANCE</i> [$TO(i)-HS(i)$]	AF<G	F<GA ; A>G	F<GA ; A>G	F<GA ; A>G
<i>SWING</i> [$HS(i+1)-TO(i)$]	AF>G ; A>F	F>GA ; A<G	F>GA ; A<G	F>GA ; A<G
<i>%STANCE</i>	AF<G ; A<F	F<GA ; A>G	F<GA ; A>G	F<GA ; A>G
<i>%SWING</i>	AF>G ; A>F	F>GA ; A<G	F>GA ; A<G	F>GA ; A<G

Tab. VI Nella tabella sono elencate le distribuzioni di valori che differiscono in maniera significativa (* $p<0.01$) dal Gold Standard. Ogni lettera corrisponde ad un algoritmo (A per Aminian, B per Buganè, F per Ferrari).

La Tabella VI riassume i risultati del confronto post hoc precedentemente descritti ($p<0.01$).

Si può, quindi, affermare che l'algoritmo di Buganè non è idoneo a fare questo tipo di rilevazioni, mentre gli algoritmi di Aminian e Ferrari hanno un comportamento piuttosto simile, sebbene quello di Ferrari abbia presentato più problematiche nella detezione degli eventi di Toe Off, come è stato mostrato nella prova di cammino veloce.

É, tuttavia, importante sottolineare che i risultati raggiunti con questo studio non sono generalizzabili, in quanto presentano alcune criticità. In particolare, attualmente sono stati acquisiti e analizzati i dati di un solo soggetto e sarà, quindi, necessario allargare il campione oggetto dello studio, per un'analisi più completa e affidabile.

Inoltre, sebbene il metodo di elaborazione dei dati sopra descritto sia teoricamente piuttosto accurato, bisogna tener conto del fatto che la videocamera campiona ad una frequenza minore rispetto ai sensori, ossia 59 frame/s, questo vuol dire che la massima risoluzione temporale che si è riusciti

ad ottenere è di 16,94 ms. Inoltre la selezione visiva degli istanti di Heel Strike e Toe Off è un'operazione intrinsecamente soggettiva e può essere condizionata dall'operatore che esegue la segmentazione del video. Infine, non sempre, durante le prove, la videocamera era nella posizione ottimale per l'acquisizione dei dati, essendo spostata manualmente durante il cammino.

Ciò nonostante, i valori ottenuti sono sufficientemente validi per essere considerati il Gold Standard cui comparare i risultati ottenuti dai sensori.

3.2 CONFRONTO CON LA LETTERATURA

Nella Tabella VII riportata di seguito, sono mostrate le mediane dei valori ottenuti per i 6 parametri temporali attraverso l'analisi con la GoPro e con l'algoritmo di Aminian. I risultati ottenuti dall'algoritmo di Ferrari sono piuttosto simili a quelli dell'altro algoritmo e non sono stati riportati per evitare ridondanza. Nella tabella sono state, inoltre, prese in considerazione solo la prova di cammino a secco e quella di cammino in acqua a velocità normale, in quanto sono le due uniche condizioni di cui si trovano riferimenti in letteratura.

	SECCO		ACQUA NORMALE	
MEDIANA	GOPRO	AMINIAN	GOPRO	AMINIAN
STRIDE	1,2	1,196	2,12	2,16
STEP	0,6	0,596	1,06	1,02
STANCE	0,71	0,65	1,16	1,26
SWING	0,48	0,54	1,01	0,88
%STANCE	59,75	54,99	54,52	59,28
%SWING	40,25	45,01	45,48	40,72

Tab. VII La tabella illustra le mediane dei valori ricavati per i 6 parametri temporali dalla GoPro (in rosso) e l'algoritmo di Aminian (in giallo).

Confrontando le mediane in tabella, si può osservare che per tutti i parametri - sia nel Gold Standard che nell'algoritmo di Aminian - i valori ricavati nella prova di cammino in acqua a velocità normale sono molto superiori rispetto a quelli ricavati nella prova di cammino a secco. La spiegazione di ciò è data dal fatto che la forza d'attrito generata dall'acqua si oppone al movimento del soggetto, determinando una durata del ciclo del passo più lunga.

Il valore mediano della durata di step (s) e di durata della fase di stance (%) ottenuti nella prova a secco sono paragonabili ai risultati ottenuti nello studio di Barela e colleghi [1] e da Fantozzi e colleghi [4], riportati rispettivamente in tabella III e tabella IV.

CONCLUSIONE

In questo studio, tre algoritmi sono stati messi a confronto con un Gold Standard, una videocamera, per determinare quale fosse in grado di rilevare con maggior accuratezza gli istanti di Heel Strike e Toe Off, eventi caratteristici del passo. Tali eventi sono stati identificati a partire dai segnali di accelerazione e velocità angolare in uscita di 3 sensori inerziali COMETA, indossati dal soggetto durante lo svolgimento delle prove di camminamento.

I risultati hanno mostrato che l'algoritmo di Buganè ha difficoltà a rilevare gli eventi di interesse sia a secco che in acqua e si discosta in maniera significativa dai valori del Gold Standard, pertanto questo algoritmo è poco indicato per svolgere studi di questa natura.

I risultati delle elaborazioni compiute da parte degli altri due algoritmi valutati in questo studio, invece, si avvicinano maggiormente ai valori di Gold Standard, con comportamenti tra loro paragonabili.

In particolare entrambi gli algoritmi identificano in maniera abbastanza accurata gli istanti di Heel Strike, sia nel camminamento a secco che in quelli in acqua.

Maggiori criticità sono state invece evidenziate nel rilevamento degli istanti di Toe Off.

L'algoritmo di Ferrari è risultato il più preciso nella prova di cammino a secco, avvicinandosi maggiormente ai valori del Gold Standard. In acqua, tuttavia, si è dimostrato meno robusto, raggiungendo dei livelli non accettabili nella prova di cammino veloce, in cui il numero degli eventi del passo rilevati è risultato molto inferiore rispetto a quello dei valori ricavati dal Gold Standard.

L'algoritmo di Aminian, infine, ha avuto un comportamento più o meno costante in tutte e quattro le prove. Nello specifico, nella prova a secco i valori di Toe Off da esso ricavato sono risultati meno accurati rispetto a quelli ottenuti dall'algoritmo di Ferrari, mentre nelle prove di cammino in acqua è risultato più preciso. Ciò è dovuto al fatto che questo algoritmo effettua un controllo più selettivo sugli eventi rilevati, assicurandosi di associare ad ogni evento di Heel Strike rilevato un corrispondente evento di Toe Off, con conseguente riduzione degli errori. Questo algoritmo consente, inoltre, di modificare un maggior numero di soglie rispetto all'algoritmo di Ferrari, permettendo all'utilizzatore di

adattarlo alle diverse condizioni che si possono presentare durante lo svolgimento degli atti motori da analizzare.

La principale criticità di questo studio è stata l'analisi di un di un unico soggetto, pertanto sarebbe opportuno svolgere ulteriori analisi, con una campionatura più ampia, per confermare i risultati ottenuti.

BIBLIOGRAFIA

- [1] A. M.F. Barela, M. Duarte: **Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water** - Journal of Electromyography and Kinesiology Volume 18, Issue 3, June 2008, Pages 446–454
- [2] S.J.Mooney et al.: **Patterns of Physical Activity Among Older Adults in New York City: A Latent Class Approach** - American Journal of Preventive Medicine, Volume 49, Issue 3, September 2015, Pages e13-e22
- [3] W. Zijlstra: **Assessment of spatio-temporal parameters during unconstrained walking** - Eur J Appl Physiol (2004) 92: 39–44
- [4] S. Fantozzi, A. Giovanardi, D. Borra, G. Gatta: **Gait Kinematic Analysis in Water Using Wearable Inertial Magnetic Sensors** - PLOS ONE | DOI:10.1371/journal.pone.0138105, September 2015
- [5] K. Aminian, B. Najafi, C. Bula, P.-F. Leyvraz, Ph. Robert: **Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes** - Journal of Biomechanics 35 (2002) 689–699
- [6] F. Bugané, M.G. Benedetti, G. Casadio, S. Attala, F. Biagi, M. Manca, A. Leardini: **Estimation of spatial-temporal gait parameters in level walking based on a single accelerometer: Validation on normal subjects by standard gait analysis** - Computer methods and programs in biomedicine 108 (2012) 129–137.
- [7] A. Ferrari, P. Ginis, M. Hardegger, F. Casamassima, L. Rocchi, L. Chiari: **A Mobile Kalman-Filter Based Solution for the Real - Time Estimation of Spatio-Temporal Gait Parameters** - IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering, vol. 24, no. 7, July 2016

[8] W. Zijlstra, A.L. Hof: **Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking** - Gait and Posture 18 (2) (2003)

[9] F. Casamassima, A. Ferrari, B. Milosevic, P. Ginis, E. Farella, L. Rocchi: **A Wearable System for Gait Training in Subjects with Parkinson's Disease** - Sensors 2014, 14, 6229-6246

[10] J. Mickelborough, M.L. van der Linden, J. Richards, A.R. Ennos: **Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events** - Gait and Posture 11 (2000) 32–37

[11] U.C. Ugbolue, E. Papi, K.T. Kiliarntas, A. Kerr, L. Earl, V.M. Pomeroy, P.J. Rowe: **The evaluation of an inexpensive, 2D, video based gait assessment system for clinical use** - Gait & Posture 38 (2013) 483–489