

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

CAMPUS DI CESENA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**PARAMETRI SPAZIO-TEMPORALI DEL CAMMINO IN
ACQUA TRAMITE L'UTILIZZO DI SENSORI INERZIALI**

Elaborato in

BIOMECCANICA

Relatore

Prof.ssa Rita Stagni

Presentata da

Maria Pesare

Correlatori

Ing. Silvia Fantozzi

Ing. Andrea Giovanardi

Sessione I

Anno accademico 2012-2013

Desidero ringraziare la Prof.ssa Rita Stagni e i correlatori Ing. Silvia Fantozzi e Ing. Andrea Giovanardi per l'aiuto e la disponibilità dimostrata in questi ultimi mesi. Ringrazio inoltre tutti coloro che mi hanno sostenuto in questo percorso

Sommario

Introduzione.....	7
Capitolo 1: Studio del cammino in acqua	9
1.1 Il cammino	9
1.1.1 Le fasi del passo	9
1.1.2 Il ciclo del passo.....	13
1.1.3 Parametri spazio-temporali	14
1.2 L'acqua.....	15
1.2.1 Proprietà fisiche dell'acqua	15
1.2.2 Forze presenti in acqua.....	17
1.3 Cinematica	21
1.3.1 Assi e piani di riferimento anatomici	21
1.3.2 Movimenti articolazioni corporee	23
1.3.3 Sistemi Motion Capture	24
1.3.4 Cinematica del cammino in acqua	28
1.4 Dinamica.....	36
1.4.1 Pedana dinamometrica	36
1.4.2 Dinamica del cammino in acqua	36
1.5 Elettromiografia	45
1.5.1 Strumentazione per analisi elettromiografica in acqua	45
1.5.2 Analisi elettromiografica del cammino in acqua.....	46
Capitolo 2: Materiali e metodi.....	51
2.1 Algoritmo.....	51
2.1.1 Trasformata Wavelet.....	51
2.1.2 Analisi multi-risoluzione di Mallat	54

2.1.3	Algoritmo per parametri temporali	58
2.1.4	Algoritmo per parametri spaziali.....	64
2.2	Strumentazione	67
2.2.1	Sensori inerziali: giroscopio.....	67
2.2.2	Sensori inerziali OPALS	69
2.3	Soggetti	72
2.4	Test.....	73
Capitolo 3: Risultati		75
3.1	Velocità angolari.....	75
3.1.1	Velocità angolari a secco.....	76
3.1.2	Velocità angolare in acqua	78
3.2	Soggetti	80
3.2.1	Soggetto 1.....	80
3.2.2	Soggetto 2.....	81
3.2.3	Soggetto 3.....	82
3.2.4	Soggetto 4.....	83
3.2.6	Parametri spazio-temporali complessivi	84
Capitolo 4: Discussione		87
Progetti futuri		89
Bibliografia.....		91

Introduzione

Il cammino in acqua ha acquistato recentemente sempre maggior interesse in ambito riabilitativo in quanto è fonte di grandi benefici. Il cammino in ambiente acquatico è infatti considerato una delle principali terapie riabilitative per pazienti con disturbi nella deambulazione ed è inoltre impiegato per migliorare il recupero a seguito di infortuni e interventi. Conoscere i parametri spazio-temporali del cammino in acqua è utile per comprendere gli effetti di questa attività su un processo riabilitativo. Nonostante il crescente interesse, il motivo per cui sono stati fatti ancora pochi studi in ambiente acquatico è dovuto alla inadeguatezza di molti strumenti di misura Motion Capture in acqua. In questo studio viene proposto un metodo di analisi del cammino in acqua tramite sensori inerziali, in particolare sono stati utilizzati i giroscopi. I sensori inerziali utilizzati permettono di analizzare le caratteristiche del passo per un lungo periodo e senza intralciare il movimento del soggetto; inoltre possono essere usati in ambienti diversi, più vicini alla vita di tutti i giorni e non solo in laboratorio. Con tali sensori sono stati calcolati i parametri spazio-temporali del cammino in acqua e a secco di cinque soggetti che hanno partecipato alla prova. Per questo studio è stato implementato l'algoritmo utilizzato da K. Aminian (2002), nel quale sono stati calcolati i parametri spazio-temporali a secco tramite l'utilizzo di giroscopi. Per l'analisi dei dati di questo studio e l'implementazione dell'algoritmo è stato utilizzato il software Matlab. Le acquisizioni in acqua sono state effettuate nella piscina del centro sportivo Record di Bologna.

Nel primo capitolo verranno introdotte le caratteristiche del passo, le proprietà dell'acqua, e quindi le forze presenti in essa che alterano il cammino. Inoltre verranno trattati l'aspetto cinematico, dinamico e elettromiografico del cammino in acqua. Nel secondo capitolo, verranno presentati i materiali e i metodi utilizzati in questo studio. Verranno quindi descritti: l'algoritmo utilizzato, le caratteristiche dei giroscopi utilizzati e verrà fornita una descrizione dei soggetti. Il terzo capitolo sarà dedicato ai risultati ottenuti dai giroscopi e dall'algoritmo utilizzato. I risultati in acqua verranno confrontati

con i risultati ottenuti a secco per ciascun soggetto. L'esposizione si conclude con la discussione dei risultati e i progetti futuri.

Capitolo 1: Studio del cammino in acqua

1.1 Il cammino

La deambulazione è il movimento più comune e automatico, risultato di una sequenza motoria precisa. Dal punto di vista biomeccanico lo scopo del cammino è di spostare il Centro di Gravità del corpo (CGC) da un punto all'altro nello spazio. Di seguito verranno descritte le fasi del passo.

1.1.1 Le fasi del passo

Le fasi del passo vengono definite come l'insieme dei movimenti compresi tra due successivi contatti dello stesso piede con il suolo, di solito si considera il punto di contatto del tallone.

In un passo si possono identificare due fasi principali: 'stance phase' e 'swing phase'. La prima viene definita anche fase di appoggio, quando un qualsiasi punto del piede prende contatto con il terreno e rappresenta il 60% di tutto il ciclo, la seconda è la fase di sospensione, quando il piede non presenta alcun contatto con il suolo e rappresenta il rimanente 40%.

Durante una camminata si può identificare inoltre una fase di singolo supporto, in cui solo un piede avrà un contatto con il suolo, e una fase in cui entrambi i piedi sono in appoggio, che costituisce il 20% di tutto il ciclo del passo.

In Figura 1.1 la rappresentazione di un ciclo del passo:

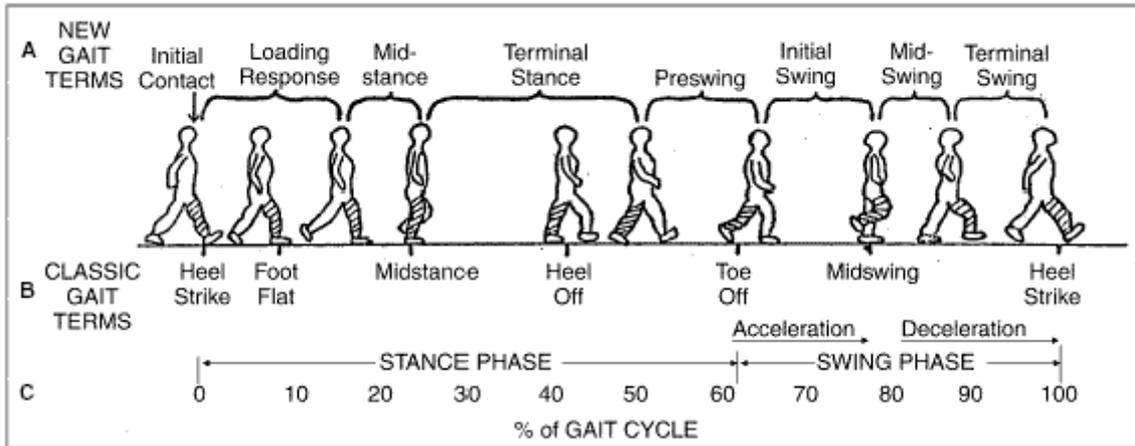


Figura 1.1 : rappresentazione delle fasi del passo (giovannichetta, piede).

Stance phase:

La fase di appoggio ha inizio con il contatto iniziale del tallone(HC, heel contact) e si conclude con il distacco delle dita(TO, toe off).

La fase di appoggio può essere suddivisa in 5 parti:

- *Contatto iniziale (IC (Initial Contact),0% del ciclo)*
- *Risposta al carico (LR (Loading Response),0-10% del ciclo)*
- *Appoggio intermedio (MSt (Mid-Stance),10-30% del ciclo)*
- *Appoggio terminale (TS (Terminal-Stance),30-50% del ciclo)*
- *Pre-oscillazione (PS (Pre-swing),50-60% del ciclo)*

- **contatto iniziale:**

Questa fase ha inizio quando il tallone prende contatto con il suolo (heel strike). In questo primo periodo si ha uno stato di doppio appoggio, un arto si sta preparando al carico successivo mentre l'altro si sta preparando al distacco dal suolo ed il corpo è sul punto di iniziare a decelerare.

Durante il contatto iniziale, l'anca è flessa di 30° e il ginocchio è quasi completamente esteso.

Nel momento del contatto con il terreno da parte del tallone viene generata una brusca e momentanea forza di reazione verticale, avendo una caduta libera del corpo di circa un 1 cm.

Questa è la fase di primo rotolamento(heel rocker), quando il piede, sotto il controllo della muscolatura pretibiale, rotola in basso dal punto di contatto verso il tallone.

Inoltre il momento esterno, determinato dalle forze di reazione piede-suolo, è posteriore rispetto alla caviglia, davanti al ginocchio e anteriore all'anca. Questo produce un momento di flessione plantare sulla caviglia, un momento nullo di leggera estensione sul ginocchio, ed un momento di flessione dell'anca.

- **Risposta al carico:**

In questa seconda fase abbiamo il contatto completo del piede con il suolo. L'anca si trova qui a 30° gradi di flessione mentre il ginocchio arriva a 15-20 ° gradi di flessione. L'obiettivo di questa fase è di mantenere la progressione pur decelerando la massa corporea. Il primo rotolamento è completato e il secondo sta per cominciare, inoltre il momento esterno delle forze di reazione piede-suolo si sposta davanti alla caviglia. Quando la forza risultante di reazione col terreno si sposta dietro all'anca, provoca l'estensione piuttosto che la flessione dell'anca.

- **Appoggio intermedio:**

L'appoggio intermedio segna l'inizio del singolo appoggio, ed è segnato dal distacco della punta del piede opposto. In questa fase il peso del corpo si sposta completamente sull'arto inferiore in appoggio. L'anca è in posizione neutra, leggera adduzione ed inizia l'extra-rotazione. Il ginocchio arriva quasi in completa flessione e la caviglia si porta alla dorsiflessione di circa 10°.

- **Appoggio terminale:**

Questa fase segna l'inizio del terzo rotolamento (forefoot rocker), ovvero quando il peso viene trasferito in avanti muovendo il fulcro di rotazione verso i capi metatarsali. L'appoggio terminale rappresenta il momento in cui il tallone si stacca dal suolo, seguito dal contatto con il suolo del tallone contro laterale, e quindi da un trasferimento di carico tra i due arti. L'obiettivo di questa fase è di provvedere all'accelerazione e di

provvedere a una lunghezza adeguata del passo. L'accelerazione è assicurata mediante la caduta in avanti del centro di gravità del corpo e dell'azione concentrica del tricipite surale.

- **Pre-oscillazione:**

Il principale obiettivo della pre-oscillazione è di preparare l'arto all'oscillazione, iniziando la flessione del ginocchio. Questa fase comincia con il contatto iniziale del piede opposto e termina con il distacco delle dita dell'arto in appoggio (toe-off), ed in questo momento la forza di reazione piede-suolo cala precipitosamente. In questo momento si ha un aumento della flessione plantare della caviglia, una grande flessione del ginocchio e una piccola estensione dell'anca.

Swing phase:

La fase di oscillazione è quella in cui il piede non è a contatto con il suolo ed è composta da tre sotto-fasi.

- *Oscillazione iniziale (IS (Initial-Swing), 60-73 % del ciclo)*
- *Oscillazione intermedia (Msw (Mid-Swing), 73-87% del ciclo)*
- *Oscillazione terminale (Tsw (Terminal-Swing), 87-100%)*

- **Oscillazione iniziale:**

Questa fase comincia nel momento in cui le dita si distaccano dal suolo e termina quando il piede passa l'asse verticale del corpo. L'anca si flette di circa 20°, il ginocchio raggiunge i 60° di flessione e la caviglia si porta in posizione neutra. Poiché il piede è in aria, le forze di reazione col terreno sono assenti, e le uniche forze esterne presenti agenti sull'arto sono l'inerzia e la gravità.

- **Oscillazione intermedia:**

L'obiettivo principale dell'oscillazione intermedia è di mantenere la distanza del piede dal terreno. Questo è un periodo di transizione durante il quale l'attività muscolare è minima. Sul piano sagittale l'arto si comporta come un pendolo composto che oscilla e alla fine di questa fase l'anca raggiunge la sua massima flessione di 35° e la flessione del ginocchio è ridotta a $(65-30)^\circ$. In questo momento il piede passa ad appena 0.87 cm dal suolo.

- **Oscillazione terminale:**

In questa fase si ha la decelerazione della gamba e il corretto pre-posizionamento del piede per il contatto; quindi una completa estensione del ginocchio, l'anca raggiunge i 30° di flessione e la posizione neutrale del piede rispetto alla gamba.

1.1.2 Il ciclo del passo

La camminata ha lo scopo di permettere lo spostamento del soggetto. Durante l'esercizio le principali funzioni svolte dall'apparato locomotore sono:

- *Generazione di forza propulsiva*
- *Mantenimento della stabilità a livello superiore, nonostante il continuo cambiamento della situazione posturale.*
- *Assorbimento dello shock dovuto all'impatto con il terreno ad ogni passo.*
- *Conservazione dell'energia durante le funzioni precedenti, al fine di minimizzare lo sforzo da parte dei muscoli.*

Quando avviene l'avanzamento del corpo, un arto funge da sostegno mentre l'altro avanza fino al successivo appoggio; successivamente i sue arti si scambiano di ruolo, ed entrambi i piedi sono in contatto con il terreno durante il trasferimento del peso del corpo da un arto all'altro. Una singola sequenza di queste funzioni viene definita ciclo del passo.

1.1.3 Parametri spazio-temporali

Di seguito verranno elencati e definiti i principali parametri spazio-temporali dell'attività locomotoria:

- IL PASSO (s):_ viene definito come l'intervallo di tempo tra due successivi istanti di contatto tra il contatto con il terreno dello stesso piede.
- IL SEMIPASSO (s): è riferito all'intervallo tra il contatto iniziale di un piede e il contatto iniziale del piede controlaterale.
- FASE DI STANCE (s): è il periodo di tempo in cui il piede è a contatto con il terreno. Inizia col contatto iniziale del tallone al terreno e termina col distacco delle dita.
- FASE DI SWING(s): è il periodo di tempo in cui il piede non è a contatto con il terreno.
- LUNGHEZZA DEL PASSO (m): è la distanza tra due successivi appoggi dello stesso piede. È uguale alla lunghezza del piede più la distanza coperta durante l'oscillazione.
- LUNGHEZZA DEL SEMIPASO (m): è la distanza nel piano di progressione tra l'appoggio di un tallone e quello dell'altro tallone.
- VELOCITA' (cm/s): è la velocità di spostamento lineare lungo la direzione di progressione.

1.2 L'acqua

Le diverse fasi del cammino in ambiente acquatico, rispetto alla terraferma, presentano delle caratteristiche differenti. Questo avviene a causa delle diverse proprietà fisiche che l'acqua ha rispetto all'aria.

1.2.1 Proprietà fisiche dell'acqua

Per poter capire meglio quali sono le varie risposte che il nostro corpo riceve nel momento in cui si immerge in una vasca richiamiamo la nostra attenzione su alcune importanti e fondamentali proprietà fisiche dell'acqua.

Densità:

La densità è una proprietà che si determina calcolando il rapporto tra la massa e il volume del corpo: $d=m/V$, la sua unità di misura è quindi $[kg/m^3]$ o $[g/cm^3]$. In genere la densità di un corpo è legata sia alla pressione che alla temperatura, ma data la scarsa compressibilità dell'acqua la variazione di densità in relazione alla pressione sono trascurabili. Per quanto riguarda invece l'effetto della temperatura l'acqua rappresenta un'eccezione, infatti a un aumento della temperatura non sempre corrisponde un aumento della densità. L'andamento della densità in funzione della temperatura dell'acqua viene illustrato in figura 1.2. Si nota che la densità aumenta fino a 4° , dove assume un valore massimo di $1 [g/cm^3]$ per poi diminuire costantemente. Poiché queste variazioni sono piccole, quando non è richiesta una grande precisione si può ritenere la densità dell'acqua pari a $1 [g/cm^3]$ a tutte le temperature.

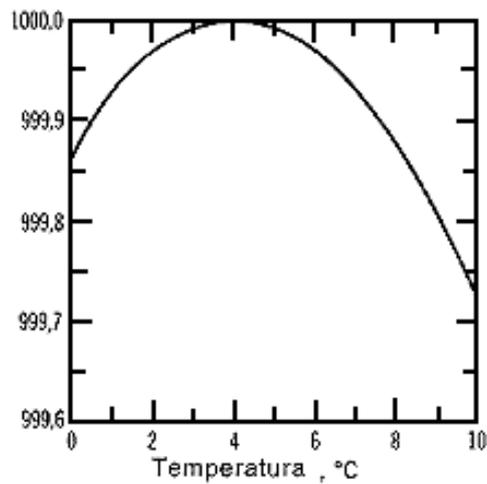


Figura1.2:Densità dell'acqua nell'intervallo di temperatura 0-10 °C. (la densità, Copyright © I.S.H.T.A.R. - March, 1999)

La densità media del corpo umano è di 950 [kg/m³], e considerando che un corpo con densità minore del fluido in cui è immerso galleggia, il corpo umano immerso in acqua tendenzialmente galleggia.

Viscosità:

La viscosità di un fluido è una misura della resistenza, una forma di attrito interno che gli strati adiacenti oppongono allo scorrimento reciproco. Ogni fluido è caratterizzato da un coefficiente di viscosità che dipende fortemente dalla temperatura.

fluido	T (°C)	$\eta (N \times s \div m^2)$
acqua	0	$1.8 \cdot 10^{-3}$
acqua	20	$1.0 \cdot 10^{-3}$
acqua	100	$0.3 \cdot 10^{-3}$

Tabella 1.1: viscosità dell'acqua in funzione delle diverse temperature

Per misurare il coefficiente di viscosità viene confinato un fluido tra due piastre parallele di area A distanti tra loro z (Figura 1.3). Viene mantenuta ferma la piastra inferiore e fatta scorrere quella superiore a una velocità costante v applicandovi una forza F . Ogni strato di fluido esercita su quelli adiacenti ad esso una forza resistente; in questo modo la velocità del fluido vicino alla lastra a cui è applicata la forza rimane v , mentre è quasi nulla vicino alla lastra inferiore, variando linearmente. Il modulo della forza F risulta direttamente proporzionale a v e A e inversamente proporzionale a z attraverso un coefficiente, detto coefficiente di viscosità. $F = \eta \cdot (v \cdot A / z)$

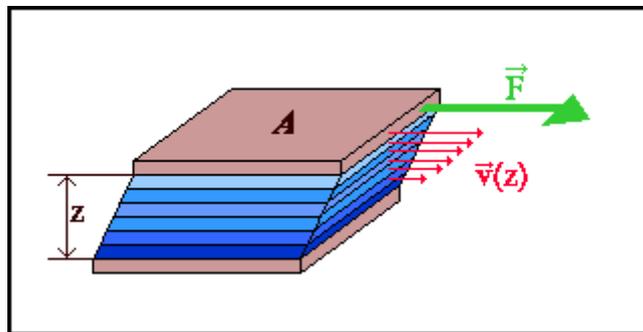


Figura 1. 3 : Misura della viscosità di un fluido. (il coefficiente di viscosità I.S.H.T.A.R. march 1999)

Peso specifico:

Il peso specifico è il rapporto tra il peso del corpo e il suo volume. La sua unità di misura è $[N/m^3]$. Il peso specifico e la densità sono quindi strettamente legate dalla formula : $P_s = d \cdot g$, con g accelerazione di gravità (circa $g = 9.8 [m/s^2]$). Di norma il corpo umano ha un peso specifico inferiore a quello dell'acqua e per questo motivo tende a galleggiare, al contrario un corpo con un peso specifico superiore affonda.

1.2.2 Forze presenti in acqua

A causa delle proprietà fisiche dell'acqua, quando un corpo in movimento è immerso in un ambiente acquatico, su di esso agiscono alcune importanti forze: la forza di gravità, la spinta di Archimede, la forza di trascinamento e la pressione idrostatica.

Forza di Archimede (buoyancy force):

Tutti gli oggetti, sulla terra ferma e non, sono soggetti alla forza di gravità. In acqua però questa forza viene controbilanciata da una forza diretta verso l'alto che consente il galleggiamento, la spinta di Archimede.

Secondo il principio di Archimede, un corpo immerso in un fluido riceve una spinta dal basso verso l'alto pari al peso di volume di fluido spostato.

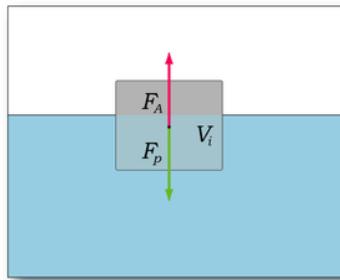
La spinta di Archimede : $S(A) = d \times V \times g$ [N]

V= volume del liquido spostato

d=densità del liquido

g=accelerazione di gravità

Grazie a questa forza una persona in acqua prova una sensazione di apparente perdita di peso. Questa perdita di peso è circa uguale al peso del liquido spostato all'entrata in acqua del corpo. Per esempio, se un soggetto si immerge fino alla settima vertebra cervicale, egli peserà solo il 6-10 % del suo peso totale. In figura 1.5 vengono mostrate le percentuali di perdita di peso in relazione alle diverse altezze di immersione in acqua.



In figura 1. 4: le forze verticali che agiscono su un oggetto immerso in acqua(*principio di archimede, Wikipedia*).

ALTEZZA ACQUA	PESO ACQUATICO (%)
Alla spalle	20
Al processo Xifoideo	35
All'ombelico	50

Al bacino	66
A metà coscia	75
Al ginocchio	90
Alle caviglie	97

Tabella 1. 2: viene mostrata la percentuale residua di peso corporeo alle diverse altezze di immersione. Più è alto il livello di immersione, e minore sarà l'effetto della forza di gravità (*riabilitazione in acqua: analisi cinematica del cammino sulle punte e sui talloni*)

Forza resistiva (drag force):

Quando un corpo in acqua effettua dei movimenti, su di esso agisce una forza che si contrappone al movimento in tutte le direzioni, ovvero, in direzione opposta alla velocità del flusso in arrivo. Questa forza è una forza resistiva, detta anche drag force.

$$F(D) = 0.5 \times C \times d \times v^2 \times A \text{ [N]}$$

C=coefficiente di Drag, funzione a sua volta del numero di Reynolds

d=Densità del fluido

v=velocità del corpo

A=area frontale

Dall'equazione della drag force si evince quindi che se un soggetto che cammina in acqua raddoppia la sua velocità, l'intensità della drag force quadruplica e di conseguenza anche l'intensità dell'esercizio.

Pressione idrostatica:

Quando un corpo entra a contatto con un liquido, quest'ultimo esercita su di esso una forza perpendicolare su tutta la superficie del corpo a contatto. Questa forza è detta *pressione idrostatica*. Il valore di questa pressione dipende esclusivamente dalla densità

del fluido e dall'affondamento del punto considerato dal pelo libero (legge di Stevin). La pressione idrostatica è quindi indipendente dalla massa sottostante il punto considerato. Tale pressione risulta essere direttamente proporzionale alla densità del fluido ρ , all'accelerazione di gravità g , e alla profondità h , ovvero l' affondamento di un punto dalla superficie in alto del liquido a contatto con l'ambiente esterno.

$$p = \rho \times g \times h$$

Se un corpo è in immersione si avrà quindi un gradiente pressorio su tutta la superficie, dovuto alla differenza di profondità delle varie porzioni: le parti più basse subiranno la pressione maggiore, che gradualmente andrà a diminuire con l'avvicinarsi alla superficie dell'acqua. Prendendo in considerazione il corpo umano, un soggetto in immersione in stazione eretta subirà una forza maggiore di compressione ai piedi, e sempre minore risalendo, quindi caviglia, polpacci, ginocchia, ecc...La pressione idrostatica dell'acqua comporta anche alcuni vantaggi fisiologici: per esempio il gradiente pressorio sul corpo umano facilita il ritorno venoso dai distretti più distali degli arti inferiori.

1.3 Cinematica

La cinematica è quella parte della meccanica che studia il movimento dei corpi rigidi sotto l'azione delle forze. Si parla di bio-cinematica quando si studia le proprietà del movimento umano senza tener conto delle cause che lo determinano.

Definire cinematicamente un moto o una legge del moto di un corpo (punto) vuol dire definire, ad ogni istante, la posizione di questo corpo (punto) rispetto al sistema di riferimento scelto.

Le grandezze principali coinvolte nello studio della cinematica di un punto sono la posizione, la velocità e l'accelerazione.

1.3.1 Assi e piani di riferimento anatomici

Nello studio del cammino oltre all'analisi del movimento e alla descrizione delle grandezze in gioco è importante definire i sistemi di riferimento più idonei alla descrizione del movimento umano. Nel sistema tradizionale vengono utilizzati tre assi di riferimento: asse longitudinale, trasversale e sagittale. Questi vengono utilizzati per tracciare l'asse sul quale vengono svolti i movimenti di rotazione.

Longitudinale (verticale): misura la lunghezza del solido umano. Congiunge il vertice del capo con il suolo fra i due talloni: è perpendicolare alla base di appoggio quando l'uomo è in posizione eretta.

Trasversale (orizzontale): misura la larghezza del solido umano. Viene considerato tra acromion e acromion o fra le creste iliache a seconda di quali costituiscano i punti di maggior larghezza; è diretto da sinistra verso destra ed è perpendicolare all'asse longitudinale.

Sagittale (antero- posteriore): Misura la profondità del solido e congiunge l'apofisi xifoidea con la vertebra direttamente opposta. Questo asse è perpendicolare agli altri due e ed è diretto dalla superficie posteriore alla superficie anteriore del corpo.

Per quanto riguarda i piani anatomici essi sono piani immaginari definiti da due assi ortogonali fra loro. Mentre gli assi forniscono informazioni sulla direzione del movimento, i piani forniscono indicazioni per quanto riguarda l'ampiezza del movimento. I piani anatomici sono tre: sagittale, frontale e orizzontale.

Piano sagittale mediano: è un piano verticale immaginario che passa attraverso il centro del corpo. È definito dagli assi longitudinale e sagittale e divide il corpo in due metà uguali, la parte di destra e di sinistra.

Piano frontale o coronale: è un piano verticale parallelo alla fronte e perpendicolare al piano mediano. È definito dagli assi trasversali e longitudinali e divide il corpo in una parte posteriore e anteriore.

Piano orizzontale o trasversale: è un piano che divide il corpo in una parte superiore e una parte inferiore.

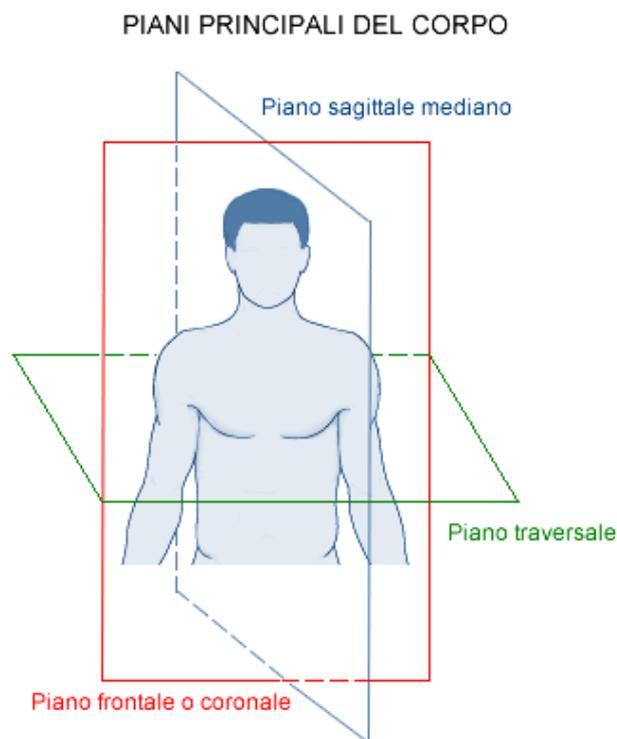


Figura 1.5 : i piani anatomici: sagittale mediano, trasversale, frontale o coronale. (*assi e piani del corpo umano, 2013*).

1.3.2 Movimenti articolazioni corporee

Movimenti di flessione ed estensione: sono i movimenti che vengono eseguiti sul piano sagittale. Il movimento di flessione avviene quando un arto si avvicina al tronco-piano frontale, mentre il movimento di estensione avviene quando un arto si allontana dal tronco-piano frontale.

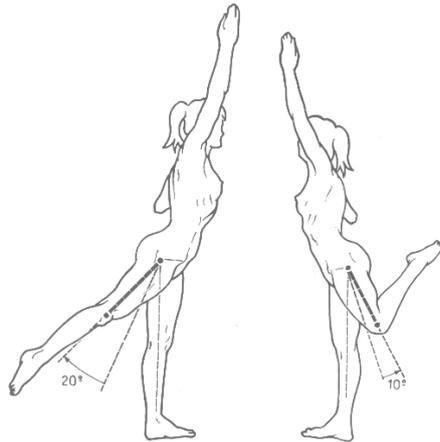


Figura 1.6: movimento di estensione del ginocchio (*biomeccanica valentini, movimenti articolari*)

Movimenti di adduzione e abduzione: sono i movimenti eseguiti sul piano frontale. Il movimento di abduzione avviene quando un arto si allontana dal piano sagittale del corpo, mentre il movimento di adduzione avviene quando un arto si avvicina al piano sagittale del corpo.

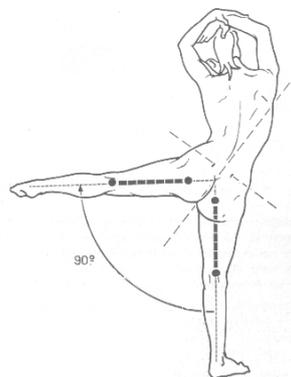


Figura 1.7: movimento di abduzione dell'arto inferiore (*biomeccanica valentini, movimenti articolari*)

Rotazioni interna e esterna: sono i movimenti eseguiti sul piano trasversale che prevedono una rotazione assiale. Avviene un movimento di intra-rotazione quando si ha una rotazione verso l'interno del tronco; mentre una rotazione verso l'esterno del tronco si chiama extra-rotazione.

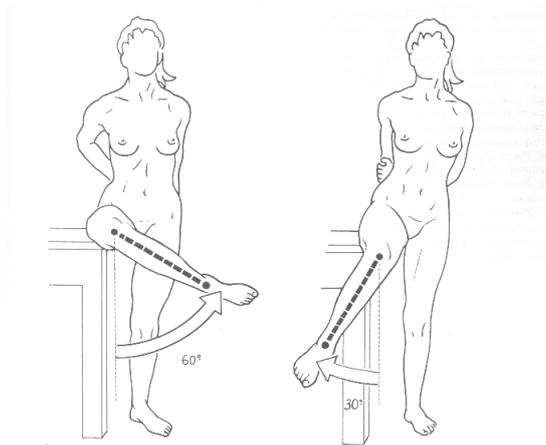


Figura 1.8: movimenti di rotazione interna e esterna(*biomeccanica valentini, movimenti articolari*)

1.3.3 Sistemi Motion Capture

Lo studio della cinematica del cammino analizza il movimento nelle sue forme: spostamento, velocità e accelerazione. Per analizzare e studiare il movimento esistono pertanto strumenti in grado di catturare i movimenti, sistemi motion capture. Il Motion capture è un processo di registrazione dei dati del movimento umano in modo che possa essere utilizzato in 3D su un computer. Consente quindi la rappresentazione matematica del movimento che sta compiendo un soggetto, in questo modo sarà possibile tradurre un movimento in un modello digitale, che potrà poi essere utilizzato per ulteriori studi e specifiche applicazioni. Ambiti in cui l'utilizzo della motion capture è affermata è l'analisi clinica e sportiva. In ambito clinico, per esempio, una ricostruzione del movimento aiuta a comprendere meglio le difficoltà locomotorie dei pazienti; in ambito sportivo un sistema motion capture è utile per registrare l'attività sportiva per ottenere miglioramenti nelle performance degli atleti.

Le differenti tecnologie Motion capture possono essere suddivise in due grandi famiglie: ottici e non ottici.

Sistemi non ottici:

I sistemi non-ottici si suddividono a loro volta in sistemi magnetici e meccanici.

I sistemi magnetici:

I sistemi magnetici sono composti da un generatore di campo magnetico e una serie di sensori che vengono posizionati sui segmenti corporei del soggetto. Ogni sensore è in grado di misurare l'intensità del campo magnetico; in base al risultato di tali misure si è in grado di calcolare la posizione e l'orientamento del sensore, e di conseguenza del corrispondente segmento corporeo.

I sistemi meccanici:

I sistemi meccanici si suddividono in sensori inerziali, elettrogoniometri e sistemi a fibre ottiche.

- Grazie allo sviluppo delle tecnologie MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems), per lo studio del movimento vengono utilizzati sensori inerziali: giroscopi e accelerometri. L'accelerometro è uno strumento di misura in grado di rilevare l'accelerazione di un corpo. Il giroscopio è un dispositivo in grado di misurare la velocità angolare del corpo a cui è fissato. Il giroscopio è il sensore utilizzato in questo studio per la rilevazione dei parametri spazio- temporali del cammino in acqua. Il funzionamento dei sensori inerziali, e in particolare del giroscopio verrà quindi descritto e analizzato nel successivo capitolo (cap. 2).
- Gli elettrogoniometri sono particolari sensori in grado di misurare l'angolo tra i due segmenti. Fino all'avvento della tecnologia wireless, il principale difetto degli elettrogoniometri era la presenza di numerosi fili che ostacolavano i movimenti del soggetto.

- Infine, il sistema a fibre ottiche si basa sulla tecnologia delle fibre. Utilizzando una fibra ottica è infatti possibile costruire dei sensori di curvatura flessibili, i quali applicati al soggetto permettono la ricostruzione dello scheletro tridimensionale in tempo reale. Il limite principale di questa tecnologia è la scarsa accuratezza.

Sistemi ottici:

I sistemi ottici per il Motion capture sono costituiti da un set di telecamere che riprendono il soggetto. Il movimento del soggetto viene poi calcolato elaborando i dati acquisiti dalle telecamere. Questi sistemi si basano su due diverse metodologie di analisi, con l'utilizzo di markers (attivi o passivi) o senza markers (markerless).

Marker passivi:

I sistemi ottici passivi sono tra i sistemi più usati, soprattutto per applicazioni cliniche. L'acquisizione dei dati è implementata usando markers retroriflettenti posizionati sulla pelle del soggetto in accordo con vari protocolli. Durante la prova in movimento la scena è illuminata con luce a infrarossi prodotta da un array di diodi. I diodi sono disposti attorno all'obiettivo della telecamera che sta filmando la scena (Fig. 1.10).



Fig.1.9 : Array di diodi che emettono infrarossi, montati attorno a una telecamera digitale di un sistema motion capture ottico con markers passive (BTS S.r.l motion capture system).

Il materiale riflettente che ricopre la superficie dei markers riflette la luce che è stata emessa dai diodi. I markers passivi hanno una forma sferica o emisferica con un diametro compreso tra 3 e 20 mm. Grazie all'utilizzo combinato di flash e markers

riflettenti è possibile generare immagini ad alto contrasto, in questo modo i markers risultano molto più luminosi rispetto allo sfondo, rendendo la loro rilevazione più facile. Inoltre, la soglia delle telecamere può essere impostate in modo tale che solo il segnale utile verrà campionato, ignorando quindi porzioni di pelle e tessuto. Per ottenere una immagine tridimensionale sono necessarie almeno due telecamere. È possibile infatti ottenere la posizione tridimensionale di un marker visto da almeno due telecamere con una procedura chiamata: triangolazione. Prima di poter effettuare le acquisizioni è necessario calibrare lo spazio all'interno del quale verrà eseguito il movimento. La calibrazione avviene di norma in due fasi: nella prima fase viene acquisito un oggetto di calibrazione composto da 3 assi ortogonali con markers attaccati in posizioni note, allo scopo di definire il sistema di riferimento globale e di ottenere posizione e orientamento dei piani delle telecamere. Nella seconda fase della calibrazione una barra rigida con marker attaccati in posizioni note viene mossa lungo le 3 direzioni dello spazio all'interno del volume di calibrazione per ottenere i parametri interni delle telecamere (lunghezza focale, coordinate del punto nodale, coefficienti di distorsione delle telecamere).

Il motivo per cui ha avuto grande successo l'utilizzo dei markers per l'analisi del movimento è l'assenza di ingombro, lasciando inalterati i movimenti dei soggetti, e perché non è necessaria alcun tipo di alimentazione. L'utilizzo di un sistema basato sui markers ha lo svantaggio di perdere le tracce del segnale se il marker è momentaneamente coperto da una parte del corpo; inoltre la presenza di tessuto molle tra l'osso e il marker causano un ulteriore movimento che introduce un artefatto, "soft tissue artefact".

Markers attivi:

I markers attivi sono dei led, a differenza quindi dei markers passivi, emettono luce propria, non è necessario quindi un dispositivo di illuminazione esterno. L'utilizzo di markers attivi presenta il vantaggio di utilizzare minor energia, in quanto la luce, per raggiungere la telecamera deve percorrere la metà dello spazio rispetto al caso di markers passivi. Di solito i LED vengono attivati sequenzialmente, in questo modo il sistema può rilevare automaticamente ogni marker in base alla sincronizzazione degli impulsi, rendendo la sincronizzazione dei marker più facile. I markers passivi hanno

avuto maggior successo dei markers attivi in quanto questi ultimi devono essere alimentati e sincronizzati via cavo, risultando quindi ingombranti.

Metodo markerless:

L'approccio markerless è un approccio emergente che cerca di superare i limiti di un approccio marker-based. Con questa tecnica il soggetto sarà in grado di muoversi liberamente e verranno ridotti sensibilmente i tempi di preparazione e gli errori legati all'applicazione dei markers. I sistemi di acquisizioni dati, basati su un sistema a telecamere multiple, si suddividono in base agli approcci che utilizzano: model-based e model-free. Nel primo si utilizza un modello a priori, contenente informazioni anatomiche e cinetiche rilevanti che vengono usate come modello di riferimento. Il secondo approccio non sfrutta alcuna informazione a priori per catturare le caratteristiche necessarie per descrivere il movimento di un soggetto, confrontano le immagini acquisite con un database di immagini campione. Prima di effettuare un'acquisizione vera e propria dei dati è necessario calibrare le telecamere, in modo da avere a disposizione le caratteristiche di ciascuna di esse, che permettono di ricostruire la scena a partire dalle sue proiezioni sul piano della telecamera. Successivamente avviene invece la fase della segmentazione: in cui avviene il riconoscimento del soggetto di interesse nella sequenza video e nella sua separazione dallo sfondo. Uno dei principali problemi di questo metodo è proprio il riconoscimento del soggetto dallo sfondo.

1.3.4 Cinematica del cammino in acqua

La misurazione di importanti parametri cinematici del cammino in acqua è più complicata che in condizioni di laboratorio; poiché la maggior parte degli strumenti descritti precedentemente, non è adatta ad operare in ambiente acquatico. Lo studio di parametri cinematici in acqua si basa su diverse metodologie: utilizzo di treadmill, analisi markemased e una recente analisi markerless. L'ultima metodologia menzionata risulta di maggior importanza in quanto è in grado di fornire un'analisi cinematica del cammino senza intralciare in alcun modo il movimento del soggetto. Di seguito verranno esposti due studi che hanno analizzato la cinematica del cammino in acqua con

due metodi differenti. Il primo analizza i parametri cinematici con un sistema basato sull'utilizzo di markers, il secondo è un recente studio che affronta una analisi markerless in acqua. Quest'ultimo studio viene trattato in questo paragrafo in quanto è il primo studio che affronta un'analisi cinematica in acqua marker-less, mentre lo studio dell'analisi cinematica marker-based è stato scelto in quanto le modalità di cammino in acqua sono le stesse delle modalità utilizzate in questo studio. Vengono trattati, inoltre, i parametri spazio-temporali in acqua e a secco, che sono stati utilizzati per confrontare i risultati ottenuti in questo studio.

Analisi cinematica markers-based: ((Italia)Ana M.F. Barela, *Journal of Electromyography e kinesiology* 16(2006)):

In questo studio vengono analizzate le caratteristiche biomeccaniche della camminata in acqua poco profonda. Conoscere queste caratteristiche è utile per capire come il corpo si adatta a camminare in un altro ambiente e per poter essere utilizzate in ambito riabilitativo e sportivo. In questo paragrafo ci occuperemo dei risultati ottenuti da un'analisi cinematica.

Materiali e metodi: In questo studio hanno partecipato 10 soggetti sani (4 uomini, 6 donne). L'età, l'altezza e il peso medio dei soggetti sono rispettivamente: 29 ± 6 anni, 1.65 ± 0.10 m, 63 ± 10 Kg. I soggetti hanno camminato a una velocità naturale sia in acqua che a secco e successivamente i risultati ottenuti sono stati messi a confronto. In acqua i soggetti hanno camminato a livello Xifoideo.

Il movimento dei soggetti sul piano sagittale è stato registrato con apposite telecamere digitali a 60 Hz (GRDVL-9800U,JVC), una di queste è stata inserita in una scatola impermeabile. I markers passivi sono stati posizionati sulla parte destra dei soggetti in precisi punti di riferimento ossei: quinta testa metatarsale, malleolo laterale, epicondilo femorale, grande trocantere e 5 cm sotto al processo Xifoideo.

La digitalizzazione dei markers è stata eseguita usando il software: Arial Performance Analysis System (APAS), per la ricostruzione, il filtraggio e l'analisi dei dati è stato utilizzato il software Matlab. La ricostruzione delle effettive coordinate dei markers è avvenuta con l'utilizzo della trasformazione lineare diretta, *direct linear transformation (DLT)*, per i dati a secco, per quando riguarda i dati in acqua è stata utilizzata la DLT

localizzata a due dimensioni. Per un'analisi del segnale è stato utilizzato un filtro Butterworth del 4° ordine a zero lag. I segnali provenienti dai markers del tronco e della gamba sono stati filtrati con un filtro passa basso a 8 Hz, mentre i segnali provenienti dai markers di caviglia, ginocchio e piede sono stati filtrati con un filtro passa-basso a 50 Hz.

Risultati:

Angoli articolari: In figura 1.11 vengono rappresentati gli angoli delle articolazioni della caviglia, del ginocchio e dell'anca durante un ciclo di passo rispettivamente confrontati in acqua e a secco. Contemporaneamente nel grafico si possono osservare i diversi tempi di un ciclo del passo in acqua e a secco.

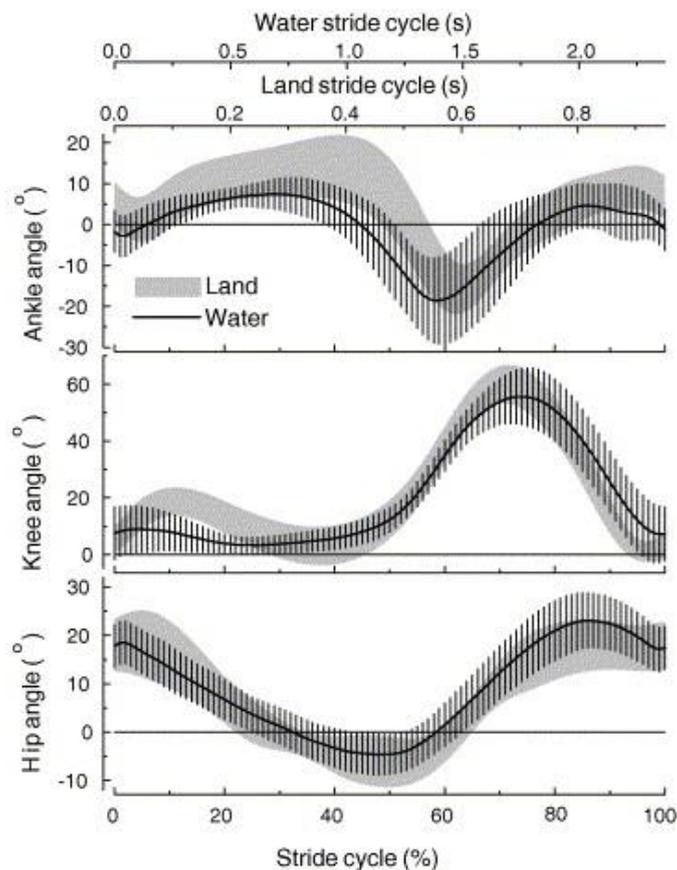


Figura 1.10: La parte grigia rappresenta I valori degli angoli articolari calcolati nei vari soggetti a secco. La parte nera tratteggiata rappresenta l'insieme dei valori calcolati in acqua. I valori positivi rappresentano: dorsi-flessione della caviglia e flessione del ginocchio e dell'anca. I valori negativi rappresentano: flessione plantare della caviglia e estensione dell'anca e del ginocchio. ((Italia)Ana M.F. Barela, *Journal of Electromyography e kinesiology* 16(2006)):

Qualitativamente queste articolazioni hanno approssimativamente lo stesso andamento in entrambe le condizioni. La caviglia ha una flessione plantare maggiore in acqua durante la fase di supporto e durante l'ultima fase del periodo di swing. L'articolazione del ginocchio in acqua presenta una flessione minore rispetto all'andamento a secco durante il primo 15 % del ciclo del passo; infatti in acqua il ginocchio è più esteso nella fase di supporto. Infine i dati relativi all'anca sono molto simili, fatta eccezione un picco nella fase di swing.

Angoli segmentali: In figura 1.12 vengono rappresentati gli angoli che si formano durante un ciclo di passo nei segmenti di piede, gamba, coscia e tronco.

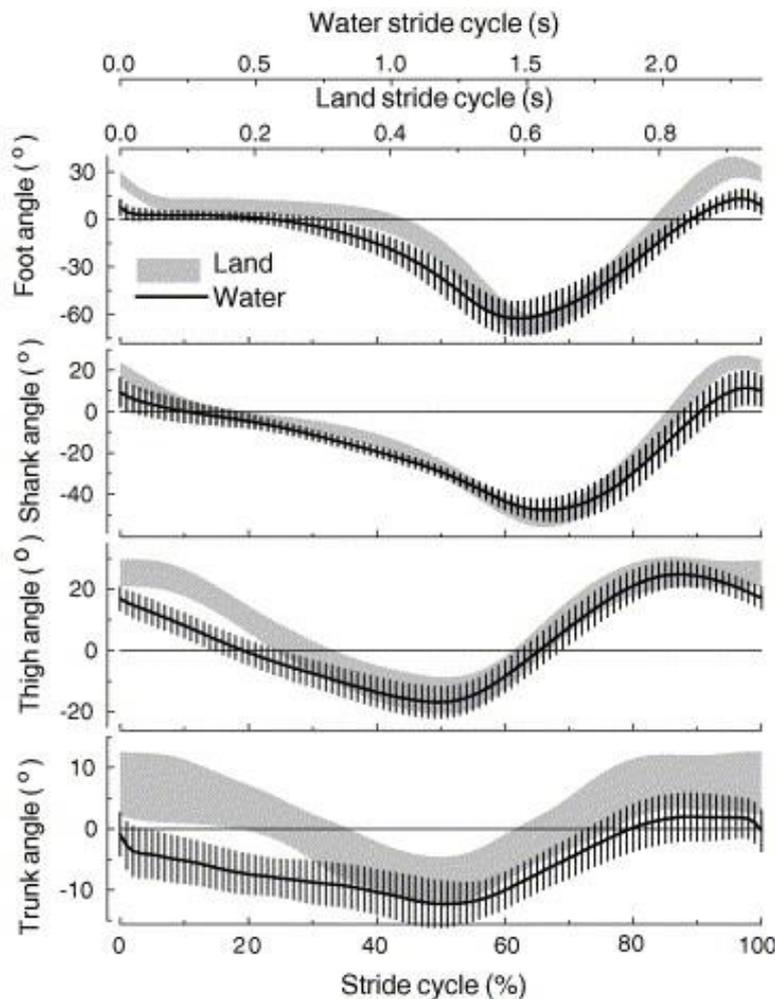


Figura 1.11: La parte grigia rappresenta i valori degli angoli segmentali calcolati nei vari soggetti a secco. La parte nera tratteggiata rappresentano l'insieme dei valori calcolati in acqua. I valori positivi rappresentano le rotazioni in senso antiorario; i valori negativi rappresentano invece le rotazioni dei segmenti in senso orario. ((Italia) Ana M.F. Barela, *Journal of Electromyography e kinesiology* 16(2006))

I segmenti analizzati si muovono con una angolazione molto simile in acqua e a secco, con la differenza però che in acqua notiamo un ritardo su tutti i quattro segmenti in senso antiorario.

Range of motion: Il ROM è misurato dal numero di gradi compiuti da un segmento corporeo dalla posizione di partenza alla posizione finale, lungo il suo completo arco di movimento. In questo studio sono stati analizzati gli angoli delle articolazioni e sei segmenti corporei. Per quanto riguarda le articolazioni il ROM dell'acquisizione in acqua e a secco risulta molto simile, mentre per quanto riguarda il ROM dei segmenti, si notano alcune differenze, in quanto il range of motion in acqua risulta molto minore di quello a secco. Di seguito nella tabella (1.3) i valori angolari del ROM in entrambe le condizioni:

	land (Valori medi \pmSD)	water(Valori medi \pmSD)
Joint angle ROM		
Ankle(°)	32.9 \pm 4.1	32.3 \pm 11.6
Knee(°)	61.4 \pm 4.6	56.4 \pm 8.7
Hip(°)	29.3 \pm 7.0	29.6 \pm 3.5
Segmental angle ROM		
Foot(°)	100.7 \pm 7.2	78.5 \pm 14.3
Shank(°)	76.8 \pm 6	60.9 \pm 6.7
Thigh(°)	42.4 \pm 5.9	42.7 \pm 3.9
Trunk(°)	18.8 \pm 3.9	15.9 \pm 4.1

Tabella (1.3): valori medi con la deviazione standard del ROM, in ordine, delle articolazioni di ginocchio, anca e caviglia, e dei segmenti piede, gamba, coscia e tronco. ((Italia)Ana M.F. Barela, *Journal of Electromyography e kinesiology* 16(2006))

Parametri spazio-temporali: dallo studio cinematico basato sull'utilizzo dei markers passivi sono stati ottenuti i parametri spazio temporali. Nella seguente tabella 1.4 vengono elencati tali parametri, ottenuti a secco e in acqua:

	land (Valori medi \pmSD)	Water (Valori medi \pmSD)
Duration(s)	0.95 \pm 0.01	2.41 \pm 0.25
Length (m)	1.32 \pm 0.13	1.19 \pm 0.15
Speed(m/s)	1.39 \pm 0.14	0.50 \pm 0.07
Support phase suration (%)	61.9 \pm 1.9	60.4 \pm 2.2

Tab (1.4): valori medi con deviazione standard di durata del passo, lunghezza del passo, velocità del passo e percentuale della fase di supporto. ((Italia)Ana M.F. Barela, *Journal of Electromyography e kinesiology* 16(2006))

Da questo studio il cammino in acqua presenta alcune differenze rispetto al cammino a secco. La ragione di queste differenze può essere attribuita alla drag force presente in acqua durante il movimento del soggetto, alla riduzione di peso corporeo, e alla velocità di cammino in acqua minore rispetto alla velocità a secco. Tuttavia, a non subire una notevole differenza nelle due condizioni sono la lunghezza del passo e la percentuale della fase di stance in relazione alla durata del passo. E' interessante notare che la percentuale della fase di supporto non varia nonostante le velocità del passo siano differenti, per cui ci sono altre variabili biomeccaniche che influiscono nella percentuale della fase di supporto. Per quanto riguarda il range of motion articolare non si notano particolari differenze, mentre il range of motion dei segmenti corporei è differente in entrambe le condizioni. Questa differenza è dovuta alla diversa posizione durante il cammino che un soggetto adotta in acqua e a secco. A secco il corpo tende a essere più spostato in avanti, mentre a secco si adotta una posizione più neutrale, probabilmente a causa della drag force in acqua.

Analisi cinematica markersless: (*Alice Mantoan, Analisi del cammino con approccioMarkerles: applicazione in acqua*)

In questo studio vengono analizzate le caratteristiche cinematiche del cammino in acqua attraverso una tecnica di analisi markerless. Questa tecnica si basa sull'utilizzo di diverse telecamere subacquee senza l'utilizzo di markers sulla superficie corporea. Sono state utilizzate 6 camere accuratamente calibrate, sia a secco che in acqua. I soggetti che hanno partecipato a questo studio hanno camminato con l'acqua all'altezza delle spalle.

Per l'analisi degli angoli articolari sono stati considerati gli angoli di flessione e estensione (flex/ext). Sono stati utilizzati per l'analisi i fotogrammi di riferimento del bacino, del femore, della tibia e del piede. Gli angoli articolari dell'anca, del ginocchio e della caviglia sono stati calcolati considerando la rotazione attorno all'asse Z del "parent segment" che provoca uno spostamento lungo l'asse X del "child segment". Quindi, l'angolo di estensione/flessione dell'anca è ottenuto dalle relative rotazioni del femore attorno al sistema di coordinate della pelvi; l'angolo di estensione/flessione del ginocchio si valuta in base alla rotazione attorno all'asse Z del sistema di coordinate femore-tibia; l'angolo di estensione/flessione della caviglia si valuta in base all'angolo di rotazione attorno all'asse Z del sistema di coordinate tibia-piede.

Di seguito, in figura 1.12 vengono riportati gli angoli articolari di tre dei soggetti che ha partecipato in questo studio durante tutta il ciclo del passo (in rosa il cammino a secco, in giallo il cammino in acqua). Partendo dall'alto, si analizzano gli angoli articolari di anca, ginocchio, e caviglia.

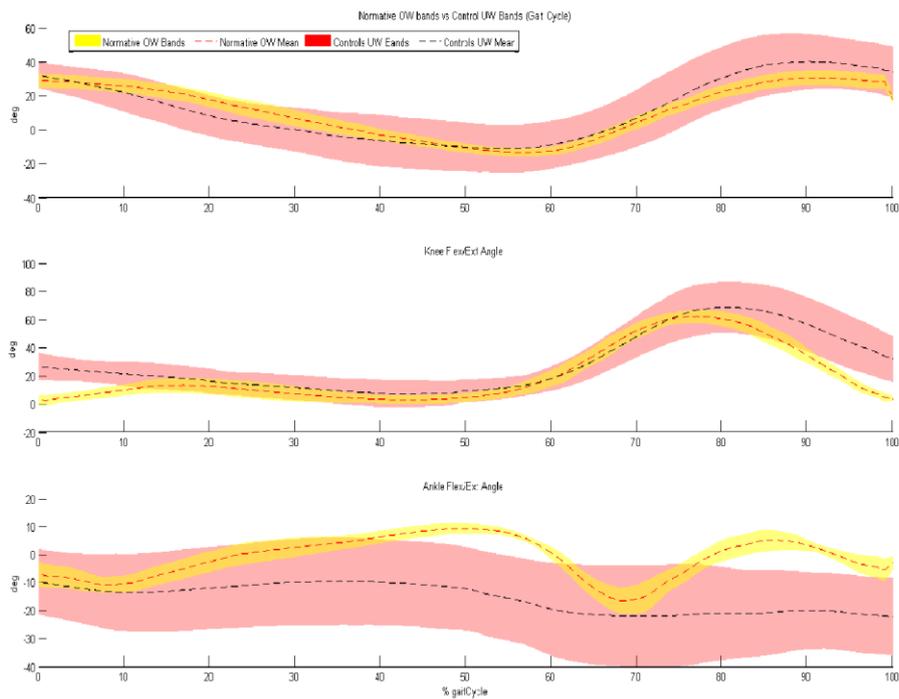


Figura (1.12): angoli articolari, dall'alto al basso, di anca, ginocchio e caviglia. In rosa gli angoli articolari calcolati a secco, in giallo gli angoli articolari calcolati in acqua. (*UW vs OW Gait Analysis, Alice Mantoan*)

Da questo studio si evince che l'angolo di flessione del ginocchio è maggiore in acqua di 20° all'inizio della fase del passo e alla fine. Per quando riguarda invece l'anca si può notare una leggera maggior flessione in acqua durante la fase di stance e una maggiore estensione durante la fase di swing. Inoltre, per quanto riguarda la caviglia, in questo studio, si può notare una sostanziosa differenza durante il cammino degli angoli articolari tra secco e acqua.

1.4 Dinamica

La dinamica è quella parte della biomeccanica che studia e descrive il movimento in tutti i suoi aspetti, tenendo conto delle cause fisiche (le forze) che lo determinano.

1.4.1 Pedana dinamometrica

La pedana dinamometrica, o pedana di forza, è lo strumento utilizzato per un' analisi dinamica del movimento. Essa consente di misurare il vettore risultante, F_0 , delle forze che vengono scambiate tra il corpo (il piede) e la superficie d'appoggio (il suolo). Si possono inoltre raccogliere dati per quanto riguarda le coordinate del punto di applicazione di tale forza risultante (centro di pressione) e il momento di essa. Il suo principio di funzionamento si basa sull'utilizzo di sensori sensibili all'azione meccanica, i quali trasducono in segnale elettrico l'azione meccanica a cui la pedana stessa è sottoposta per effetto del carico applicato. In ognuno dei quattro angoli della pedana è presente una cella di carico che misura il carico verticale, le forze di taglio orizzontali nelle direzioni antero -posteriore e medio -laterale e i momenti torcenti relativi ai tre assi.

1.4.2 Dinamica del cammino in acqua

I risultati di un'analisi dinamica del cammino in acqua rispetto a un cammino a secco risultano molto differenti. Le forze presenti in acqua alterano infatti alcuni aspetti dell'attività locomotoria. Per l'analisi dinamica in acqua, quindi lo studio delle forze di reazione al suolo e dei momenti articolari, lo strumento di analisi è la pedana di forza dinamometrica waterproof. Di seguito verranno quindi esposti due studi che propongono un confronto tra i dati dinamici del cammino a secco e in acqua grazie all'utilizzo di pedane di forza. Il primo studio confronta quindi le forze verticali e antero- posteriori ed è stato scelto in quanto le modalità di cammino, a velocità naturale, e il livello di immersione in acqua sono simili alla modalità di cammino in acqua dello

studio di questa tesi. Il secondo studio, invece, attraverso un approccio di dinamica inversa confronta i momenti articolari del cammino a secco e in acqua, viene riportato tale studio in quanto vengono analizzate le diverse velocità di cammino, in modo tale da poter avere una panoramica completa di come variano i momenti articolari in acqua.

Analisi dinamica: forze di reazione al suolo (*Italia(Ana M.F. Barela, Journal of Electromyography e kinesiology 16(2006))*):

In questo studio vengono confrontate le forze verticali e antero- posteriori del cammino in acqua e a secco ottenute mediante l'utilizzo di pedane di forza impermeabili.

Materiali e metodi: In questa ricerca hanno partecipato 10 soggetti sani (4 uomini, 6 donne). L'età, l'altezza e il peso medio dei soggetti sono rispettivamente: 29 ± 6 anni, 1.65 ± 0.10 m, 63 ± 10 Kg. I soggetti hanno camminato a una velocità a scelta confortevole sia in acqua che a secco e successivamente i risultati ottenuti sono stati messi a confronto. I partecipanti alla prova hanno camminato a piedi nudi su una passerella in laboratorio, su cui erano impiantate le pedane, e successivamente su una passerella nella piscina. In ambiente acquatico i soggetti hanno camminato con le braccia sopra la superficie dell'acqua e la passerella veniva regolata in modo tale che ognuno camminasse con l'acqua a livello Xifoideo. Inoltre, per la calibrazione, ogni soggetto è rimasto in posizione eretta sulle pedane di forza per 30 secondi in entrambe le condizioni.

Le componenti delle forze di reazione al suolo (GFR) verticali e antero-posteriori sono state ottenute utilizzando pedane di forza OR6-2000, AMTI a secco e pedane OR6-WP-1000, AMTI impermeabili in acqua. I segnali sono stati campionati a 1000Hz usando il software APAS. Per l'analisi dei dati è stato utilizzato il software Matlab. I segnali sono stati filtrati tramite un filtro Butterworth del 4° ordine a zero lag. I dati GRF sono stati filtrati con un filtro passa-basso 50 Hz.

I dati ottenuti sono stati inoltre normalizzati usando il peso corporeo di ogni partecipante misurato durante la fase di calibrazione. In ambiente acquatico, il peso corporeo risulta essere minore, chiamato peso apparente.

Componente verticale della forza di reazione al suolo:

Analizzando i dati ottenuti dalla pedana di forza, per quanto riguarda la forza di reazione al suolo verticale, in acqua e a secco della Figura 1.13 (a), si notano alcune differenze e similarità. Nell'acquisizione a secco si identificano due picchi e un avvallamento, nell'acquisizione in acqua la distinzione tra picchi e avvallamento è molto meno visibile, quasi inesistente. Il primo picco si verifica all'inizio della fase di appoggio intermedio in risposta agli eventi di accettazione di risposta al carico. In questo momento il centro di gravità si abbassa rapidamente aumentando l'effetto di accelerazione del peso corporeo. Nella parte terminale dell'appoggio intermedio è presente un avvallamento; esso è causato dal sollevamento del centro di gravità per la rotazione in avanti del piede che sta effettuando la fase di stance. Alla fine della fase di appoggio terminale, quando il peso del corpo è trasferito in avanti per la rotazione dell'avampiede, si verifica il secondo picco che indica un abbassamento del centro di gravità e una nuova accelerazione verso il basso.

Dal punto di vista matematico:

$$F - w = Ma$$

Dove F costituisce la forza verticale della forza di reazione al terreno, w è il peso corporeo (che in acqua risulta essere minore), M la massa del soggetto e a l'accelerazione verticale. Essendo w e M costanti, la forza sulla piattaforma si modifica al variare dell'accelerazione verticale: se $a=0$, F sarà uguale al peso corporeo, se $a>0$ la forza sale mentre se $a<0$ la forza cala. Inoltre l'ampiezza dei picchi rilevata dalla pedana di forza si modifica al variare dalla velocità del cammino: a bassa velocità si riduce l'accelerazione verticale con conseguente decremento dei picchi e degli avvallamenti portando a una appiattimento della curva, a velocità più elevate si verifica invece il contrario, si ha un incremento dei picchi ed una diminuzione degli avvallamenti. Per questi motivi le due acquisizioni sono differenti nei due ambienti: in acqua il peso corporeo cala e anche la velocità di cammino confortabile (con la quale hanno camminato i soggetti in questo studio); Si ha per questi motivi una forza d'impatto minore e picchi meno evidenti.

Componente antero-posteriore della forza di reazione al suolo:

Durante il cammino vengono generate anche forze parallele alla superficie di appoggio, queste forze vengono definite forze di taglio orizzontale. L'ampiezza di queste forze è di entità molto minore rispetto alla forza verticale. Esse si suddividono in forza antero-posteriore e medio-laterale a seconda se agiscono sul piano sagittale o frontale.

Di seguito in figura 1.13 (b) viene raffigurato il confronto tra una acquisizione delle forze antero-posteriori in acqua e a secco. Le due acquisizioni risultano essere molto differenti tra loro. A secco si osservano due curve: la prima negativa mentre la seconda positiva, ed entrambe con la stessa area. In acqua abbiamo invece una condizione completamente diversa, viene infatti visualizzata una sola curva positiva. Nel cammino a secco, generalmente, una componente di impulso orizzontale indica che non è avvenuto una variazione di velocità tra l'inizio e la fine della fase di stance. Questo non accade in acqua, in quanto, anche il mantenere una velocità costante necessita di generare un impulso per superare la drag force che l'acqua genera sul corpo in direzione orizzontale. È stato ipotizzato essere questo il motivo di un impulso antero-posteriore in acqua positivo durante tutta la fase di stance. È stata inoltre stimata la drag force in acqua e risulta realmente proporzionale all'ampiezza dei valori di forza antero-posteriori in acqua avvalorando l'ipotesi precedente.

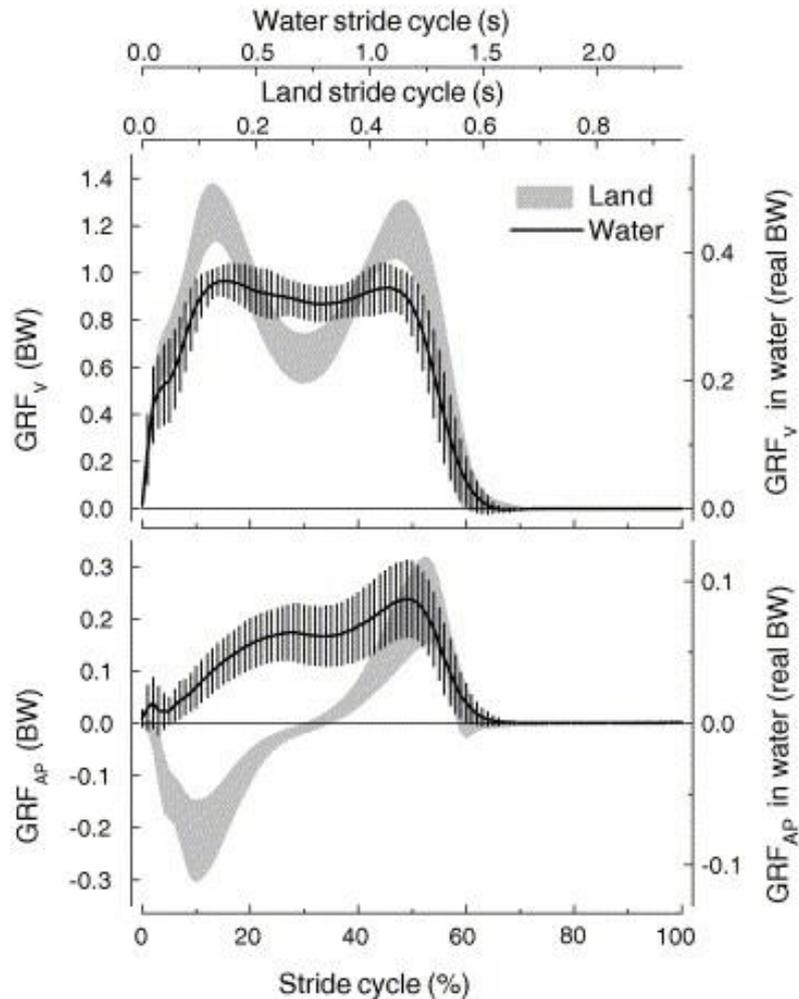


Figura 1.13: (a) in alto, (b) in basso: la prima immagine rappresenta le forze di reazione verticale, GRFv (a); la seconda immagine le forze di reazione antero-posteriore, GRFAP (b). In nero vengono rappresentati i dati acquisiti in acqua e in blu i dati acquisiti a secco. L'asse sinistro contiene la forza misurata per unità di peso corporeo (BW) e peso corporeo apparente per la condizione in acqua; l'asse sinistro contiene la forza misurata in acqua per unità di peso corporeo reale. (Ana M.F. Barela, *Journal of Electromyography e kinesiology* 16(2006))

Analisi dinamica: momenti articolari (*Tasuku Miyoshi, Disability and rehabilitation, 2004*):

In questo studio vengono confrontati i momenti articolari (JM) in acqua con quelli a secco. Per calcolare i momenti articolari sono stati registrati i dati cinematici e cinetici, rispettivamente con un sistema di analisi video e con l'utilizzo di pedane di forza.

Inoltre l'altezza dell'acqua per le prove in acqua era tale da garantire una riduzione di peso corporeo dell'80 %.

Materiali e metodi: In questo studio hanno partecipato 15 soggetti giovani, maschi, con una età media, un peso e una altezza rispettivamente di 22.8 anni, 174.2 cm, 63.2 Kg. Per i dati cinematici sono stati utilizzati 5 markers, per le prove in acqua i markers erano acqua resistenti, e sono stati posizionati in modo tale da individuare un modello a quattro segmenti. Per i dati cinetici in acqua sono state utilizzate pedane di forza impermeabili (KISTLER 9253 A12), con una frequenza di campionamento di 1Hz. La pedana di forza è stata inoltre sincronizzata con un sistema video a due telecamere. Per la ricostruzione del movimento in 3 coordinate è usato il software DIPP-MOTION XD, DITECT Co. Ltd.. Per ridurre il rumore dai dati video è stato usato un filtro Butterworth del 4° ordine a zero lag, ai segnali provenienti dalla pedana di forza è stato applicato un filtro passa-banda (30-5 KHz).

I soggetti hanno camminato in entrambi gli ambienti a tre diverse velocità: LWS, velocità minore della velocità confortabile, LWC, velocità a secco confortabile, LWF, velocità maggiore della velocità a confortabile a secco. Rispettivamente in acqua, WWS, WWC, WWF.

Risultati: per il calcolo dei momenti articolari è stato utilizzato un approccio di dinamica inversa. Grazie ai parametri dei segmenti corporei, ai dati cinematici e alla forze di reazione piede-suolo sono stati ottenuti i momenti articolari di caviglia, ginocchio e anca nel piano sagittale durante la fase di stance. I momenti articolari di flessione dell'anca, di estensione del ginocchio e di dorsiflessione della caviglia vengono considerati in questo studio positivi.

Di seguito, in figura 1.14, vengono rappresentate le curve ottenute per i momenti articolari durante la fase di stance in acqua e a secco di un soggetto; le curve riportate con spessore maggiore, nere e grigio chiare, riguardano i dati della cammino a secco LWC, mentre le curve più sottili nere e grigio chiaro riportano i momenti articolari del cammino in acqua WWC. Per quanto riguarda il momento articolare dell'anca in acqua, esso risulta avere un momento estensorio durante tutta la fase di stance, questo accade perché l'anca ha il compito di spingere avanti il corpo contro la resistenza dell'acqua;

mentre a secco abbiamo un momento estensorio seguito da un brusco cambiamento fino ad ottenere un momento flessorio. Per quanto riguarda il ginocchio, invece, a secco si possono osservare bene due definiti picchi estensori, il primo di questi serve per assorbire la forza d'impatto durante la prima fase di stance. In acqua, invece, compare solo un picco estensorio durante l'ultima fase di stance, mentre tutto il resto della fase di stance risulta avere un momento flessorio. Questa differenza evidenzia che l'articolazione del ginocchio in acqua non ha lo stesso ruolo di assorbimento delle forze di impatto. Infine, sia in acqua che a secco la caviglia ha un momento plantaflessorio. A secco la caviglia ha il compito di mantenere la posizione eretta del corpo; in acqua l'intensità in acqua è molto minore rispetto all'intensità a secco, il picco risulta essere il 20.1 % del picco a secco, che coincide con la diminuzione del peso in acqua di circa l'80% del peso a secco.

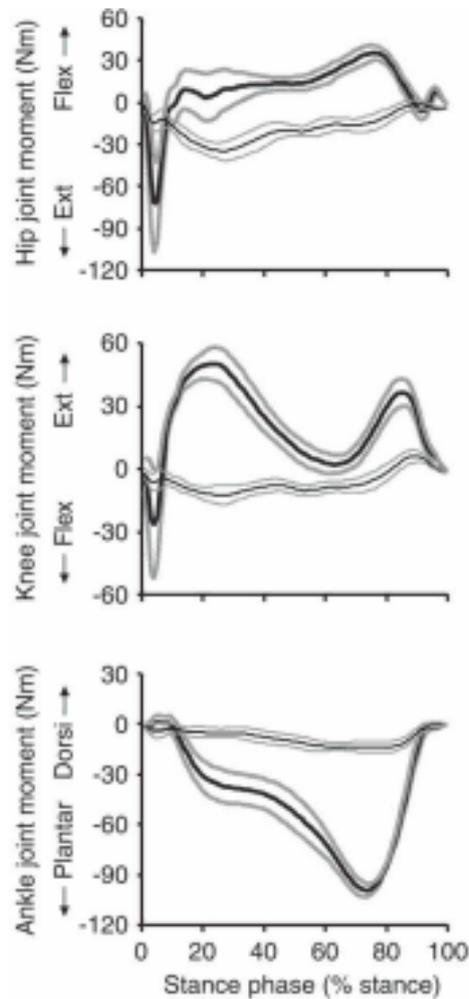


Figura 1.14: profilo dei momenti articolari sagittali di anca, ginocchio e caviglia durante la fase di stance del LWC e WWC. Le curve spesse nere e grigie rappresentano, rispettivamente, il valore medio e la deviazione standard dei momenti articolari durante la fase di stance in LWC. Al contrario le curve più sottili nere e grigie rappresentano, rispettivamente, il valore medio e la deviazione standard dei momenti articolari durante la fase di stance in WWC. (*Tasuku Miyoshi, Disability and rehabilitation, 2004*)

In figura 1.15 (A-B) vengono rappresentate in maniera schematica i tre profili, coi relativi picchi, dei momenti articolari in relazione alle tre differenti velocità di cammino. In questa rappresentazione il momento è stato normalizzato con le lunghezze degli arti inferiori e il peso corporeo dei soggetti. Le figure geometriche nere di figura 1.15 (A) rappresentano i picchi dei momenti articolari in acqua, mentre le figure geometriche bianche rappresentano i picchi dei momenti articolari a secco. Il momento

articolare dell'anca durante il cammino in acqua risulta in estensione per quasi tutto il periodo di stance, e i picchi del momento estensorio aumentano con l'aumentare della velocità. Anche in questa rappresentazione risulta evidente inoltre come i picchi del momento della caviglia in acqua risultino molto minori di quelli a secco.

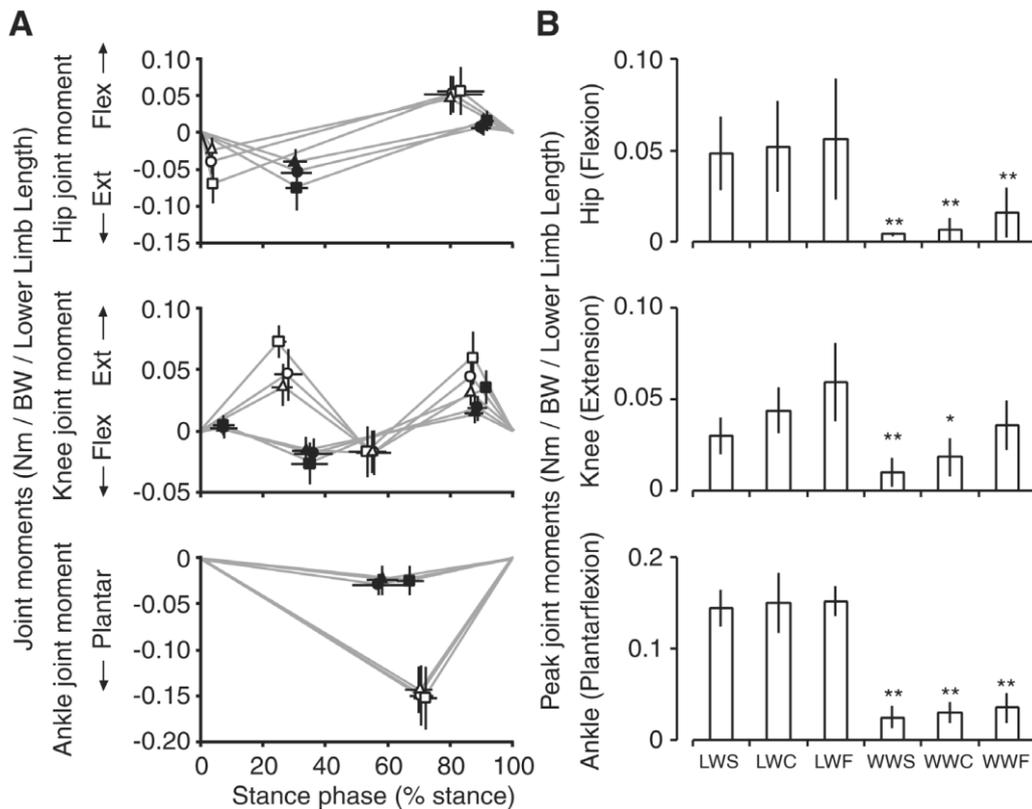


Figura 1.15 (A-B) : rappresentazione schematica dei profili dei momenti articolari. In questa analisi ogni momento articolare viene uguagliato a 0 nel momento di toe-off e heel contact. Nella prima riga vengono rappresentate i picchi dei momenti flessori e estensori e nella seconda colonna i picchi dei momenti flessori. Nella seconda riga vengono rappresentati i picchi dei momenti estensori e flessori del ginocchio e nella seconda colonna e picchi estensori. Nella terza colonna vengono rappresentati i picchi dei momenti della caviglia plantaflessori, nella seconda colonna i picchi plantaflessori. In figura (A) i triangoli bianchi, i cerchi bianchi e i rettangoli bianchi rappresentano rispettivamente: LWS, LWC e LWF; mentre i triangoli neri, i cerchi neri e i rettangoli neri rappresentano rispettivamente: WWS, WWC, WWF. In figura (B) vengono rappresentati i picchi in relazione alle tre diverse velocità. (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$). (Tasuku Miyoshi, *Disability and rehabilitation*, 2004)

1.5 Elettromiografia

L'elettromiografia è una tecnica diagnostica molto utilizzata in campo neurologico e ortopedico, utile per la diagnosi delle patologie del sistema nervoso periferico, del muscolo e della giunzione neuromuscolare. L'esame elettromiografico è un esame funzionale che ha il compito di indagare la funzione del nervo e del muscolo. Questa tecnica che inizialmente veniva utilizzata solo per scopo diagnostico, viene ora utilizzata in diversi tipi di applicazioni: studio del controllo del movimento, analisi prestazionali in medicina dello sport, studio dei tremori muscolari, studio del cammino.

L'elettromiografia (EMG) misura i potenziali elettrici che si formano in un muscolo durante la sua contrazione risultante dalla sovrapposizione dei potenziali d'azione delle singole fibre muscolari attive. Un potenziale d'azione si propaga lungo il motoneurone e attiva tutti i suoi rami; a loro volta, questi, attivano tutte le fibre muscolari dell'attività motoria. Quando la membrana post-sinaptica della fibra muscolare è depolarizzata, tale depolarizzazione si propaga in entrambe le direzioni. La membrana depolarizzata genera un campo magnetico nelle vicinanze delle fibre muscolari. Un elettrodo localizzato in tale campo rileverà il potenziale, la cui escursione temporale è nota come potenziale d'azione. La registrazione del segnale avrà morfologia diversa a seconda di come si sceglie di far lavorare il muscolo: ci saranno tanti potenziali separati se il muscolo verrà attivato e spento a piccoli intervalli di tempo; sarà diversa se verrà mantenuta una contrazione nel tempo; sarà ancora diversa se si richiederà una contrazione massimale. La forma del potenziale descrive perciò il funzionamento del muscolo.

1.5.1 Strumentazione per analisi elettromiografica in acqua

Per una analisi elettromiografica in acqua si può procedere con due approcci differenti: il primo approccio rende impermeabile soltanto la zona attorno agli elettrodi, il secondo rende impermeabile l'intero soggetto.

- Nel primo approccio vengono coperti gli elettrodi e i fili attaccati ad essi con un adesivo impermeabile. Per rendere la struttura ancora più impermeabile all'acqua si può utilizzare un ulteriore rilievo in gomma piuma. Utilizzati in questo tipo di approccio sono gli elettrodi Ag/AgCl. Con questo tipo di approccio è importante monitorare il segnale EMG, in quanto cambiamenti di segnale potrebbero essere la conseguenza del contatto dell'acqua con gli elettrodi.
- Nel secondo approccio vengono posizionati nei punti prestabiliti gli elettrodi, successivamente il soggetto indossa una tuta perfettamente impermeabile la quale presenta una apertura solo a livello del collo. Questa tuta è stata progettata in modo tale da permettere un range di movimento vasto del corpo ma presenta lo svantaggio di avere misure prestabilite, e quindi non essere adatto a tutti i soggetti.

1.5.2 Analisi elettromiografica del cammino in acqua

Analisi elettromiografica con l'utilizzo di elettrodi Ag/AgCl: ((Ana M.F. Barela, *Journal of Electromyography e kinesiology* 16(2006))):

Da studi elettromiografici in acqua si è notato che l'attività muscolare in acqua è influenzata da vari aspetti: direzione, velocità di cammino, e presenza o meno di correnti in acqua. Inoltre l'attività muscolare in acqua risulta essere differente anche in relazione all'età dei soggetti. L'aspetto che verrà trattato in questo studio riguarda la differenza di intensità muscolare che si misura in acqua rispetto a una misurazione a secco.

Materiali e metodi: In questo studio hanno partecipato 10 soggetti sani (4 uomini, 6 donne). L'età, l'altezza e il peso medio dei soggetti sono rispettivamente: 29 ± 6 anni, 1.65 ± 0.10 m, 63 ± 10 Kg. I soggetti hanno camminato a una velocità a scelta confortevole sia in acqua che a secco e successivamente i risultati ottenuti sono stati messi a confronto. In acqua i soggetti hanno camminato a livello Xifoideo.

Sono stati utilizzati elettrodi monouso Ag/AgCl accoppiati; con diametro di 1 cm e distanziati di 2 cm da centro a centro. Il segnale EMG è stato registrato con un sistema telemetrico a 8 canali (Telemetry 900, Noraxon). I dati sono stati elaborati con il software Matlab. I segnali sono stati filtrati tramite un filtro Butterworth del 4° ordine a zero lag. Per i dati elettromiografici è stato utilizzato un filtro passa banda a 20-400 Hz. I dati sono stati inoltre normalizzati con il valore medio dell'EMG durante il cammino.

In questo studio sono state misurate le attività muscolari durante il cammino in acqua e a secco e poi sono state messe a confronto. I soggetti sono stati fatti camminare a velocità confortabile e in acqua poco profonda. I muscoli analizzati sono otto, tutti nella parte destra del corpo: tibiale anteriore (TA), gastrocnemio mediale (GM), vasto laterale (VL), capo lungo e breve del bicipite femorale (rispettivamente BFLH e BFSH), tensore della fascia lata (TFL), retto addominale (RA), erettori spinali (ES), e la prima vertebra lombare (L1 level). Sono stati usati per questo studio elettrodi superficiali, in particolare per l'acquisizione in acqua è stato necessario anche isolare gli elettrodi.

In figura 1.16 una rappresentazione di alcuni muscoli analizzati in questo studio:

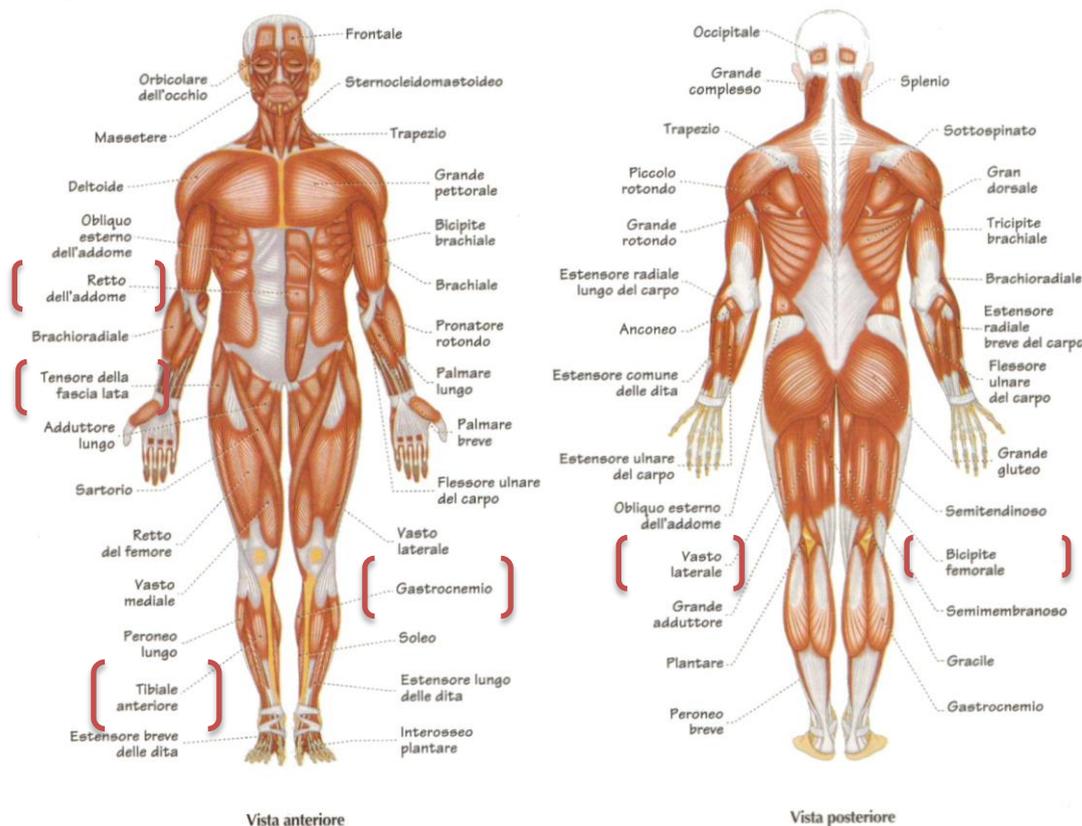


Figura 1.16: In evidenziato: tibiale anteriore (TA), gastrocnemio (GM), vasto laterale (VL), bicipide femorale (BFLH,BLSH), tensore della fascia lata (TFL), retto addominale(RA). (“anatomia muscolare” (Andrea Bonciani)).

In figura 1.17 i risultati dell’esame elettromiografico degli otto muscoli nei due ambienti. L’analisi elettromiografica dei muscoli analizzati presenta molte differenze in acqua rispetto a un’analisi a secco. Per quanto riguarda l’analisi in acqua, il muscolo GM è l’unico che presenta una curva simile in entrambe le condizioni, si nota infatti solo un ritardo del 10 % in relazione alla curva a secco. Da un lato, i muscoli del TA e il TFL vengono attivati durante la fase di swing, d’altra parte i muscoli del BFSH, VL, e BFLH sono attivati durante la fase di supporto. Il muscolo ES viene attivato di più alla fine della fase di supporto e rimane attivato durante la fase di swing. Il muscolo RA sembra essere più attivo durante il contatto del piede con terreno, quindi agli estremi del ciclo del passo. Confrontando le due curve, l’acquisizione a secco presenta curve sempre meglio definite con picchi più precisi, al contrario invece nell’analisi

elettromiografica in acqua si presentano andamenti più piatti. Probabilmente questo andamento piatto in acqua è dovuto alla velocità con cui è stata effettuata la prova. I soggetti hanno camminato infatti a una velocità a loro più confortevole, che in acqua è risultata essere molto più lenta della velocità di una camminata a secco. La non presenza di picchi potrebbe essere dovuta anche alla necessità continua di avere i muscoli attivati, per superare la drag force che si oppone al moto durante tutto il ciclo del cammino. Inoltre, un altro fattore che potrebbe aver contribuito all' appiattimento dei dati rilevati dall'EMG in acqua è l'apparente perdita di peso corporeo, il quale ha ridotto l'intensità del caricamento e della spinta propulsiva.

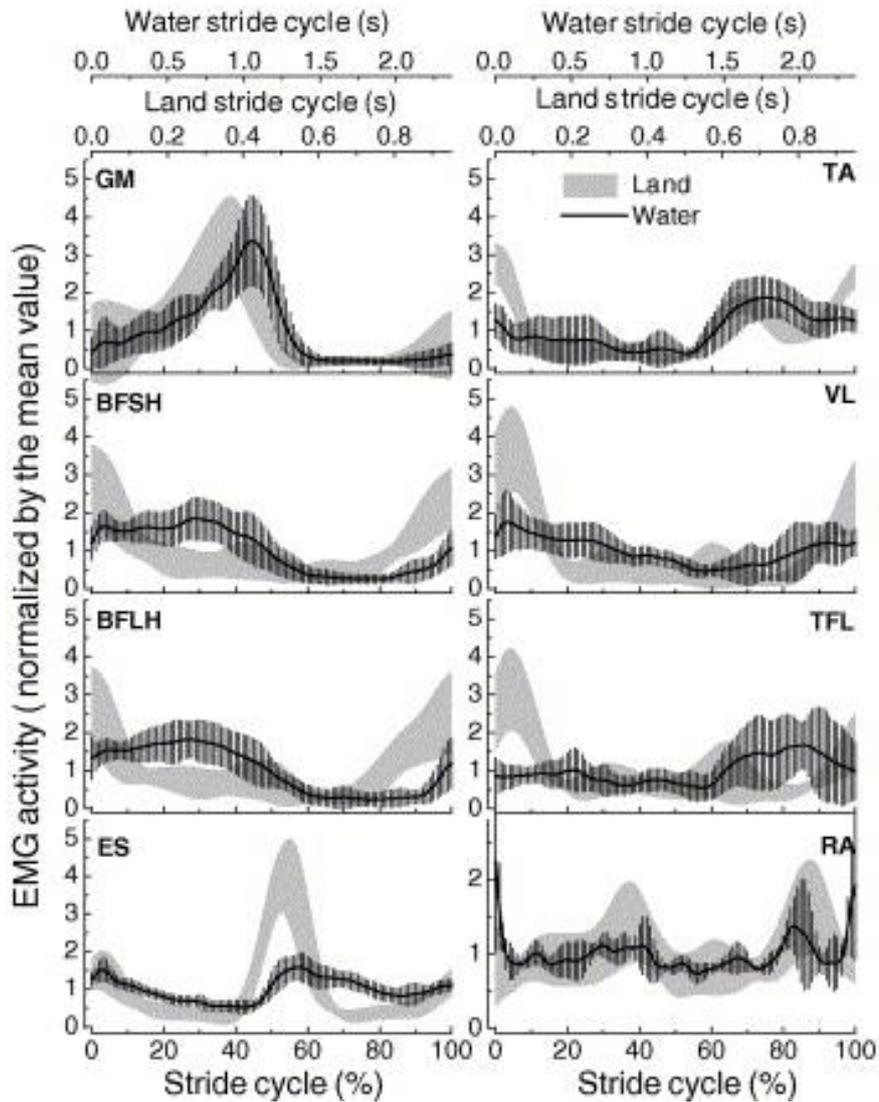


Figura 1.17: vengono rappresentati i valori elettromiografici (EMG) durante un ciclo di cammino, normalizzati dal valore medio dei muscoli del gastrocnemio mediale (GM),tibiale anteriore (TA), vasto laterale (VL), capo lungo e breve del bicipite femorale (rispettivamente BFLH e BFSH), tensore della fascia lata (TFL), retto addominale (RA), erettori spinali (ES), e la prima vertebra lombare (L1 level) di tutti i partecipanti alla prova. La camminata a secco è rappresentata dal colore grigio, mentre la camminata in acqua dalle linee.

Capitolo 2: Materiali e metodi

In questo capitolo verranno esposti i materiali e i metodi utilizzati in questo studio. Nel primo paragrafo verrà esposto l'algoritmo utilizzato per i parametri- spazio temporali. Nel secondo paragrafo verrà descritta la strumentazione utilizzata per l'acquisizione dei dati, il terzo paragrafo si dedica alla descrizione dei soggetti e infine il quarto paragrafo descrive i metodi di acquisizione a secco e in acqua.

2.1 Algoritmo

Lo strumento utilizzato per questa analisi è il giroscopio: un sensore inerziale in grado di calcolare le velocità angolari nelle tre direzioni dello spazio. Dalla velocità angolare in direzione sagittale della gamba e della coscia destra, acquisiti durante il cammino dei soggetti, sono stati ottenuti i parametri. L'implementazione dell'algoritmo (*K. Aminian (Journal of Biomechanics 35 (2002) 689–699)*) è avvenuta tramite il software Matlab . Per quanto riguarda i parametri temporali sono stati ottenuti il tempo del ciclo del passo, il tempo di stance e il tempo di swing. Inoltre, per riuscire ad analizzare con maggiore precisione il tempo di toe-off e heel-strikes, è stata utilizzata la trasformata Wavelet per l'analisi della velocità della gamba nei parametri temporali. Per quanto riguarda i parametri spaziali, invece, sono stati ottenuti: la lunghezza del passo e la velocità del passo. Di seguito verranno descritte le principali caratteristiche della trasformata Wavelet, l'algoritmo utilizzato per l'analisi di parametri temporali e spaziali.

2.1.1 Trasformata Wavelet

La trasformata Wavelet è stata introdotta per superare i limiti della Short-Time Fourier Transform (STFT). La STFT effettua la trasformata di Fourier su una porzione di

segnale, quindi su intervalli temporali di lunghezza finita. Tale trasformata risulta inadeguata però per l'elaborazione di segnali naturali, dato che non è possibile localizzare con la stessa precisione fenomeni che evolvono rapidamente e fenomeni che invece evolvono lentamente. Per ottenere una analisi a risoluzione variabile è stata introdotta la trasformata Wavelet, la quale costruisce un insieme di funzioni base tramite la traslazione e il cambiamento di scala di un'unica funzione, $\psi(t)$, detta wavelet madre. Vengono utilizzate quindi finestre adattive che hanno intervalli di tempi lunghi per analizzare le basse frequenze, e intervalli di tempo corti per analizzare le alte frequenze. L'analisi Wavelet suddivide quindi il segnale in versioni traslate nel tempo e scalate in ampiezza dell'onda base detta Wavelet madre come mostrato in figura 2.1:

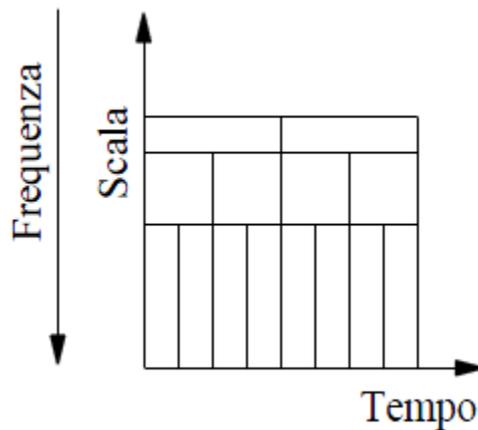


Figura 2.1: Analisi a risoluzioni variabili tramite CWT (analisi wavelet multirisoluzione, Matteo Masotti)

La trasformata Wavelet continua (CWT) è così definita:

$$\text{CWT}f(a,b) \equiv C(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi_a^b(t) dt$$

Con $\psi_a^b(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$ che deriva dalla Wavelet madre.

Il parametro a è il parametro di scala, mentre il parametro b è il parametro di traslazione. La moltiplicazione per l'inverso della radice quadrata della scala serve per normalizzare l'energia; in modo tale che il segnale trasformato abbia la stessa energia a ogni scala. Con valori alti di a si allunga la wavelet e quindi il suo supporto lungo l'asse dei tempi, mentre si diminuisce di conseguenza la frequenza della wavelet stessa. Al contrario, valori piccoli di a comprimono la wavelet, e quindi il suo supporto lungo l'asse x , aumentando di conseguenza la frequenza della wavelet. In questo modo, per ogni valore del parametro di scala a , il parametro di traslazione viene fatto variare su tutto \mathbb{R} , in questo modo si avrà un'analisi del segnale a risoluzioni diverse. Questo è di notevole importanza, poiché, per esempio in natura i segnali contengono informazioni approssimative (cioè individuanti la struttura generale del segnale) a bassa frequenza e di dettaglio (cioè derivanti da minuzie del segnale) ad alta frequenza. I coefficienti CWF così trovati, si riferiscono alla vicinanza che il segnale originale ha con la wavelet alla scala corrente. Con l'analisi wavelet si può quindi dare una rappresentazione del segnale ad alta frequenza o a bassa frequenza. Una volta ottenuti i coefficienti $C(a,b)$, la sintesi consiste nel ricostruire il segnale a partire da tali coefficienti:

$$f(t) = \frac{1}{K} \int_{\mathbb{R}^+} \int_{\mathbb{R}} C(a,b) \frac{1}{K} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \frac{da db}{a^2}$$

dove K dipende dal tipo di onda madre utilizzata. In figura 2.1 vengono illustrate le principali onde madre utilizzate per l'analisi wavelet. L'onda madre Coiflet5 sarà utilizzata nell'analisi della velocità angolare della gamba in questo studio.

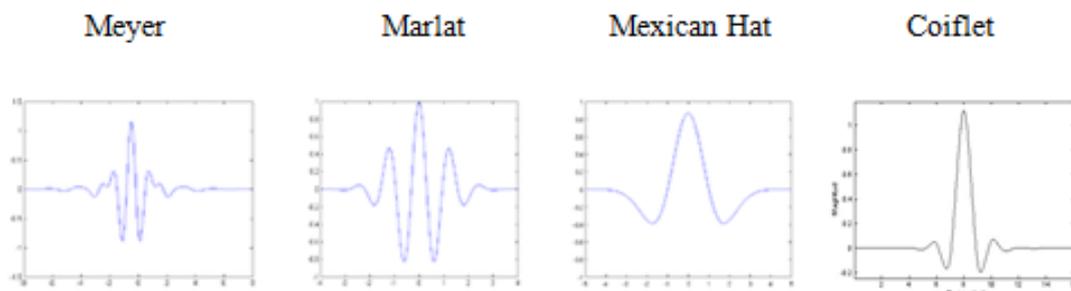


Figura 2.1: quattro delle principali onde madre utilizzate nella analisi wavelet(da sinistra a destra): Meyer, Marlet, Mexican hat, Coiflet (*Francisco Santamaría(Uso de la Transformada de Ondeletas), wikipedia(wavelet)*).

Nella realtà si lavora con segnali discreti, e a tal fine è stato limitato il numero di parametri di scala e di traslazione, dando vita alla trasformata wavelet discreta (DWT). I parametri di scala e traslazione sono discretizzati come in seguito: $a = a_0^m$ e $b = n \times b_0$, con n numero intero.

$$\psi_{m,n}(t) = a_0^{-\frac{m}{2}} \psi\left(\frac{t - nb_0}{a_0^m}\right)$$

La DWT (discrete wavelet transformation) è stata utilizzata anche per eseguire il denoising, grazie alle sue proprietà di localizzazione. La procedura standard di denoising si articola in 3 passi:

- *Decomposizione*
- *Thresholding*
- *IDWT*

Decomposizione: si sceglie la wavelet il livello di decomposizione, calcolando i coefficienti di approssimazione e di dettaglio.

Thresholding (filtraggio con soglie): si procede con una tecnica di thresholding per ogni livello. Questa può essere hard o soft per i per ogni livello si esegue una procedura di thresholding, che può essere hard o soft per i coefficienti dei dettagli. Il metodo soft-thresholding sceglie un valore di threshold e imposta a 0 gli elementi il cui valore assoluto è più piccolo di quello di threshold. Il metodo di hard-thresholding si limita ad annullare gli elementi il cui modulo è minore del valore di threshold.

Ricostruzione: si ricostruisce il segnale usando i coefficienti di dettaglio modificati e di approssimazione originali.

2.1.2 Analisi multi-risoluzione di Mallat

Nel 1989 è stato formalizzato da Mallat un algoritmo che consente di analizzare segnali discreti tramite l'utilizzo di filtri taglia frequenze. Il segnale passa attraverso una serie di filtri passa-alto per analizzare le alte frequenze; altrimenti passa attraverso filtri passa-

basso per analizzare le basse frequenze. Il metodo di Mallat viene definito quindi : il metodo *albero wavelet*. Nella seguente figura 2.2 viene rappresentato un esempio di albero wavelet.

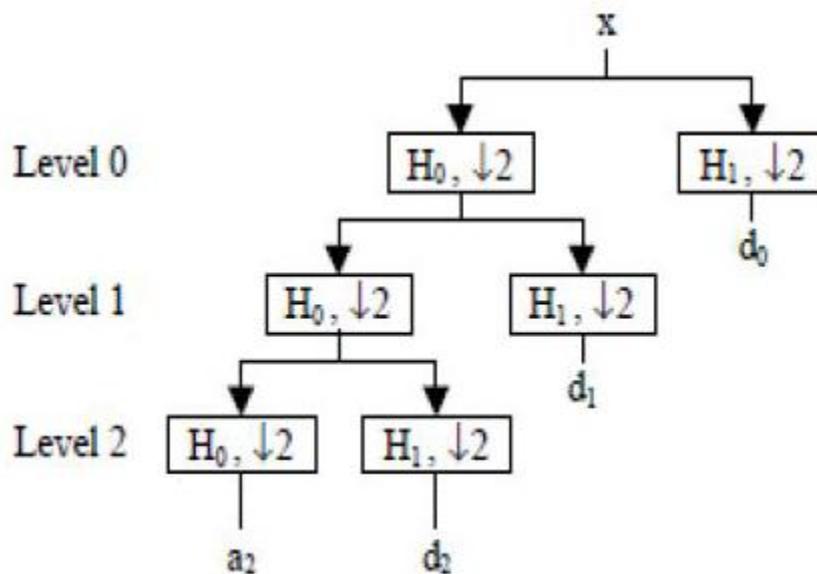


Figura 2.2: esempio di albero wavelet (*Analisi di segnali audio, Cristina Occhipinti*)

In questo algoritmo i segnali di output che l'algoritmo produce sono chiamati "dettagli cD" e "approssimazioni cA" e sono indicati come coefficienti wavelet. Le approssimazioni sono l'output decimato del filtro passa-basso, al contrario i dettagli provengono dal filtro passa-alto. A ciascun livello le approssimazione sono poi ulteriormente separate. A determinare il numero di coefficienti del dettaglio è il numero dei livelli. Nel caso in figura 2.2, i dettagli a livello d_0 hanno la metà del numero di campioni del segnale originale; questo processo è denominato downsampling. Di conseguenza d_1 ha un quarto del numero dei coefficienti, e così via.

Ottenuti i coefficienti dei dettagli e delle approssimazioni è possibile ricostruire i singoli livelli dei dettaglio e approssimazione, A_n e D_n , tramite il vettore dei loro coefficienti. I coefficienti dei vari livelli, coefficienti di approssimazione o di dettagli vengono combinati con un vettore di zeri che ha lo stesso numero di coefficienti dei dettagli o approssimazione come si può vedere in figura 2.3. in questo modo i vari livelli di approssimazione e dettaglio hanno lo stesso numero di campioni del segnale originale.

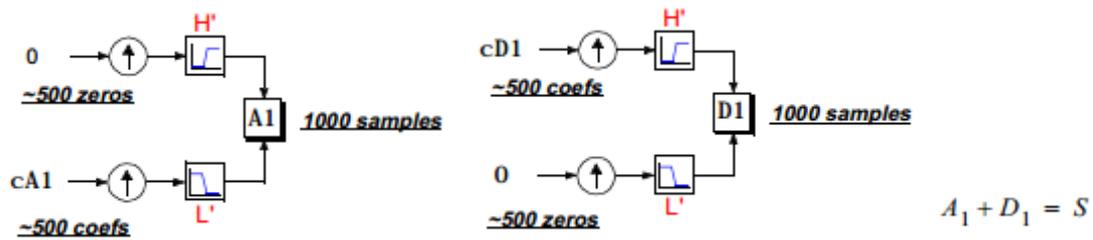


Figura 2.3: metodo di ricostruzione dei dettagli (Wavelet Toolbox, for use with matlab)

I grafici così ottenuti, dei rispettivi livelli di approssimazione e dettaglio, mettono in evidenza come, ad aumentare del livello di analisi, il segnale venga sempre più liscio, con abbattimento di rumore, ma contemporanea perdita di informazione.

I coefficienti dei filtri sono determinati dalla wavelet madre utilizzata. In figura 2.3 si possono vedere i coefficienti della wavelet madre Coif5 che è stata utilizzata nell'implementazione dell'algorithm. Nel filtro passa alto i coefficienti sono gli stessi del filtro passa basso con la differenza che viene invertito il loro ordine e i coefficienti dispari vengono invertiti di segno, come si vede in figura 2.4.

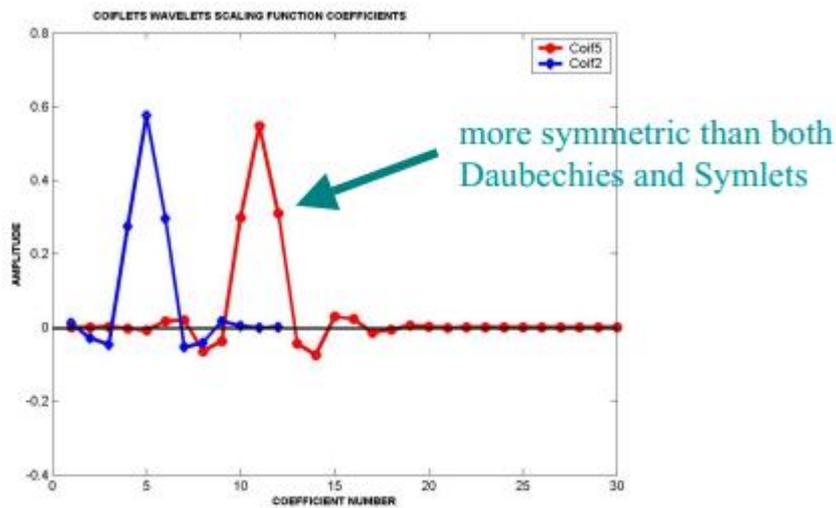


Figura 2.3: coefficienti della Coiflet 5. (Chethan Parameswariah, Understanding wavelet analysis, Louisiana Tech University)

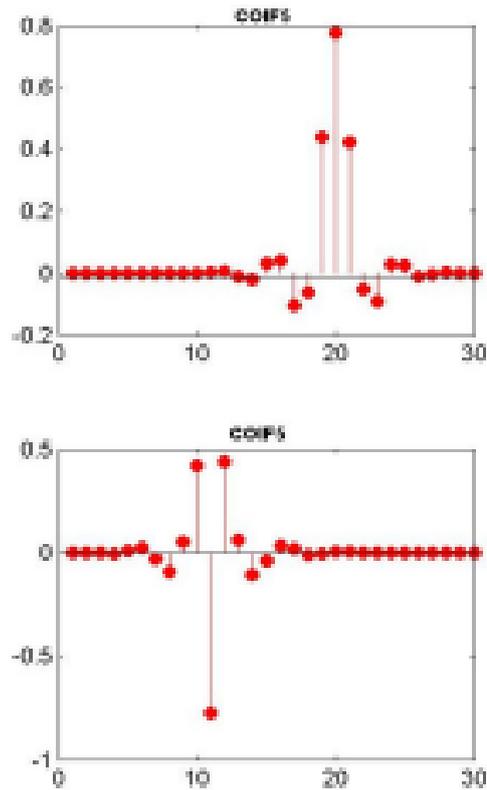


Figura 2.4: coefficienti per il filtro passa-basso in alto e passa-alto in basso.(Chethan Parameswariah, : Understanding wavelet analysis Louisiana Tech University,)

Tramite i coefficienti trovati si ottengono infine i filtri passa basso e passa alto come mostrato in figura 2.5:

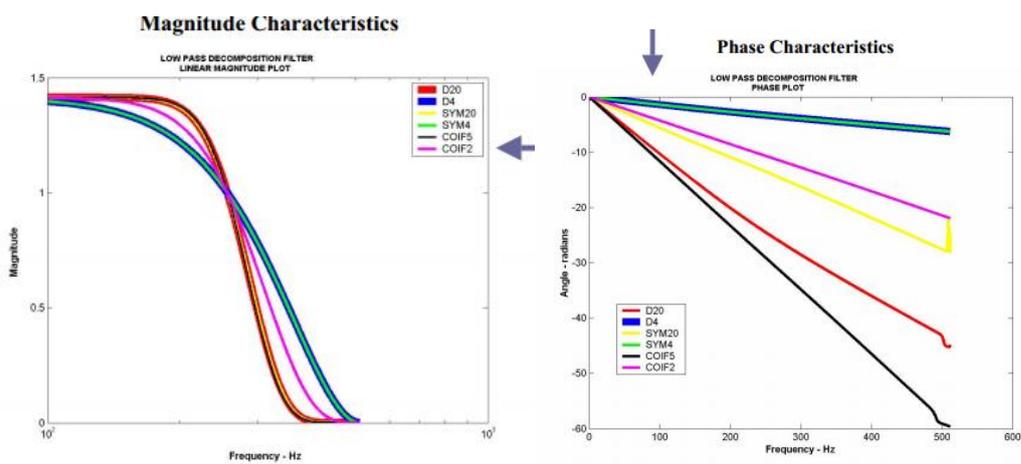


Figura 2.5: modulo e fase di filtro passa- basso ottenuti da alcune wavelet principali .(Chethan Parameswariah, : Understanding wavelet analysis Louisiana Tech University,)

2.1.3 Algoritmo per parametri temporali

Per ottenere i parametri temporali è stata utilizzata la velocità angolare della gamba destra ottenuta dal giroscopio. In figura 2.3 l'andamento della curva della velocità angolare della gamba durante un cammino a secco

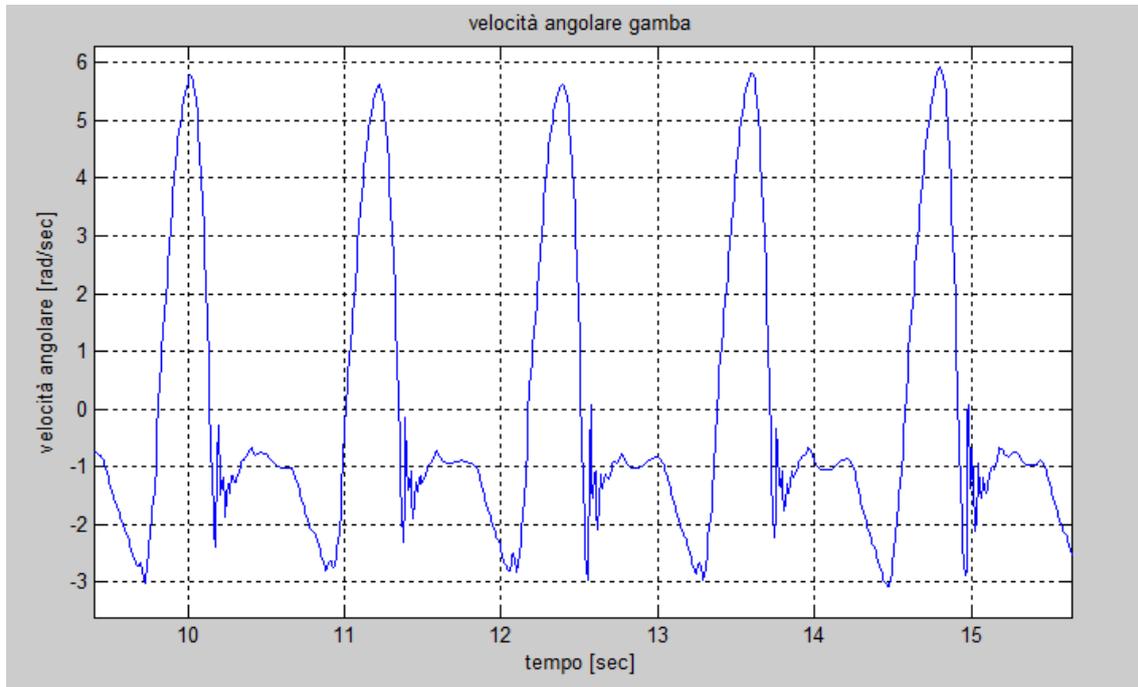


Figura 2.3: velocità angolare a secco

Per analizzare meglio i valori di toe-off e heelstrike viene utilizzata la trasformata Wavelet; la wavelet madre utilizzata è Coiflet5 (l'immagine della Coiflet viene riportata del paragrafo precedente, figura 2.1). Il segnale iniziale è stato sottoposto a 9 livelli di approssimazioni, ottenendo così un segnale $s = A2^9s + D2^9s + D2^8s + D2^7s + D2^6s + D2^5s + D2^4s + D2^3s + D2^2s + D2^1s$. Sommando i 9 dettagli otteniamo un nuovo segnale: $sa = \sum_1^9 D2^j s$. In questo modo sono state eliminate la deriva e le alte frequenze. Al nuovo segnale sa sono stati effettuati 9 livelli di approssimazioni, grazie a sottrazioni tra i livelli di approssimazioni sono state ottenuta due curve differenti, una che enfatizza il segnali di heelstrike mentre la seconda enfatizza il segnali di toe-off. Per la curva che enfatizza gli heelstrike è stata effettuata una sottrazione tra il primo e il nono livello di approssimazione: $A2^1 sa + A2^9 sa$. Per la curva che enfatizza

i toe-off è stata effettuata una sottrazione tra il terzo e il nono livello di approssimazione: $A2^3sa + A2^9sa$. In questo modo sono state ottenute due curve differenti. Nella figura 2.3 di seguito è proposta la rappresentazione schematica dell'algoritmo utilizzato per ottenere i parametri-temporali a partire dal segnale originale:

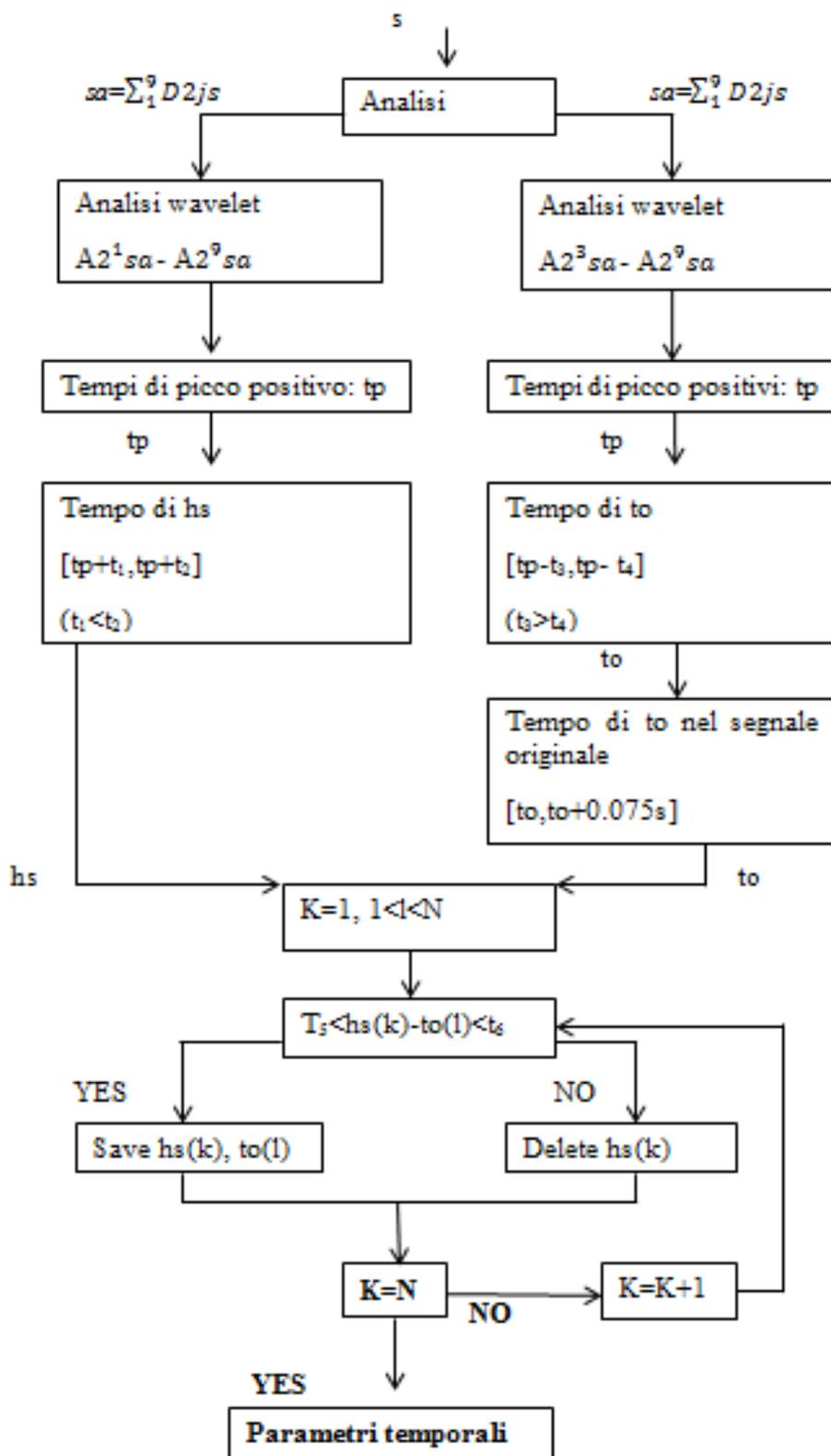


Figura 2.4: algoritmo utilizzato per i parametri temporali.

Dal segnale iniziale otteniamo quindi, grazie alla trasformata wavelet, due curve. Per ottenere gli istanti di tempo di toe-off e heelstrike le due curve verranno analizzate separatamente come indicato in figura 2.4. In entrambe le curve sono stati calcolati i tempi corrispondenti ai picchi (t_p), in cui l'andamento della velocità angolare raggiunge il suo massimo valore positivo. Questi tempi corrispondono grossolanamente ai tempi di mid-swing durante il ciclo del passo. I tempi dei picchi sono necessari per trovare i tempi di toe-off e heelstrike. Nell'andamento delle velocità angolari i tempi di toe-off sono i tempi corrispondenti al picco negativo alla sinistra del picco positivo; mentre i tempi di heelstrikes sono i tempi corrispondenti al primo picco negativo alla destra del picco positivo. I picchi negativi di toe-off e heelstrikes si possono visualizzare nella figura 2.3. Per calcolare gli istanti di tempo di toe-off(t_o) e heelstrike(h_s) a partire dagli istanti di picco positivi (t_p) sono state utilizzate apposite finestre temporali.

Tempo di heelstrike: per valutare l'istante di tempo di heelstrike è stata utilizzata una finestra temporale alla destra del tempo di ciascun picco positivo ($[t_p+t_1, t_p+t_2]$, $t_1 < t_2$). All'interno di tale finestra è stato rilevato il primo minimo, h_s , il quale rappresenta il momento in cui il tallone entra in contatto con il suolo.

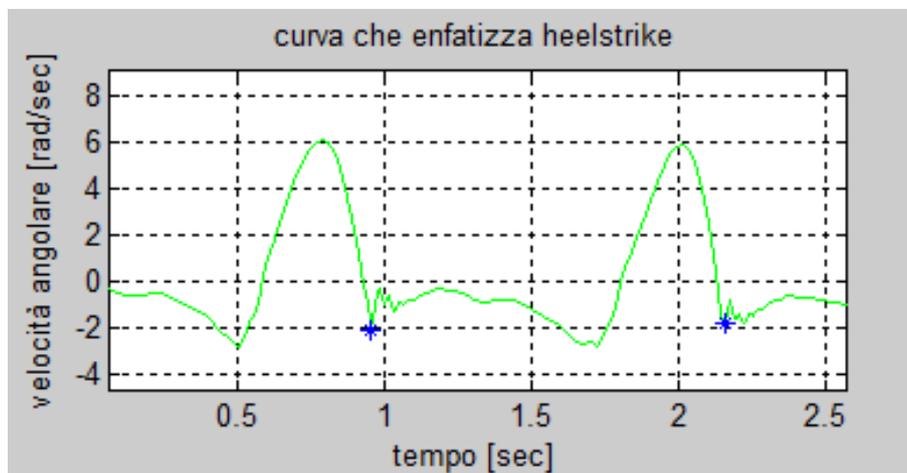


Figura 2.5: istanti di heelstrike

Tempo di toe-off: per valutare l'istante di tempo di toe-off è stata utilizzata una finestra temporale alla sinistra di ciascun picco ($[t_p-t_3, t_p-t_4]$, con $t_3 > t_4$). All'interno di tale picco è stato rilevato il minimo, t_o . Per ottenere con maggior precisione istante di toe-off, è stata utilizzata una seconda finestra temporale ($[t_o, t_o+0.075s]$, con t_o l'istante trovato

tramite la prima finestra temporale), all'interno della quale viene nuovamente cercato il minimo considerando però il segnale originale.

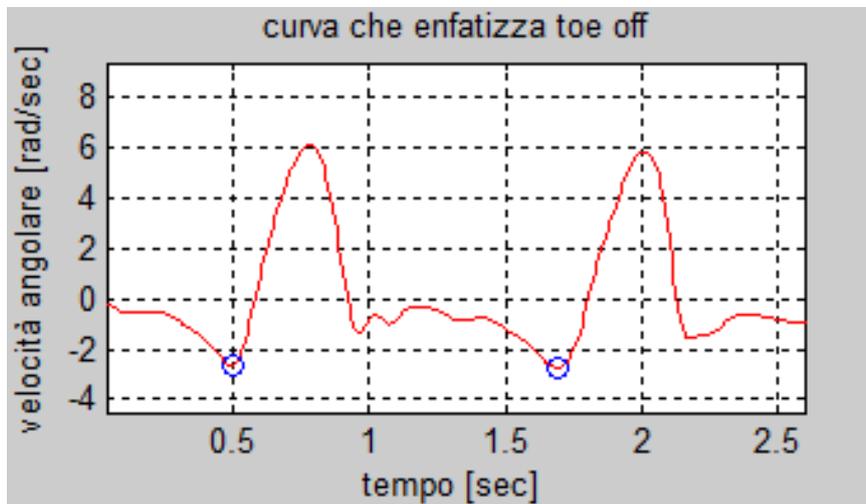


Figura 2.6: istanti di toe-off

Associazione toe-off -heelstrike: i singoli istanti di tempo trovati dei toe-off e heelstrike devono essere associati: ad ogni toe-off, infatti, corrisponde il rispettivo heelstrike della fine della fase di swing dello stesso piede. Per fare ciò vengono introdotti i parametri K e l , con K i numeri di heelstrike trovati e l un numero che varia da 1 a N , con N il numero di passi. All'istante di tempo del primo heelstrike ($hs(k)$, con $K=1$) si associa il toe-off corrispondente se tra gli istanti di tempo di toe-off trovati ce n'è uno per cui vale la relazione: $t_5 < hs(k) - to(l) < t_6$ (con t_5 e t_6 valori da stabilire). Se ci sono valori di toe-off per cui vale la relazione, i valori di toe-off e heelstrike vengono salvati come appartenente allo stesso ciclo del passo. In caso contrario il valore di heelstrike verrà eliminato. Finchè K è diverso da N l'implementazione dell'algoritmo continua con il successivo heelstrike. Quando $K=N$, sono stati esauriti i toe-off e l'associazione è stata completata. Successivamente si può procedere con il calcolo dei parametri temporali del passo.

Parametri temporali:

Durata del passo, RGCT (right gait cycle time): $to(k+1) - to(k)$

Durata della fase di stance, RS (right stance), : $to(k+1) - hs(k)$

Durata della fase di swing, RSW (right swing) : $hs(k)-to(k)$

Una volta ottenuti i parametri temporali, per analizzare l'andamento dei passi durante una prova e quindi procedere nel ricavare media e deviazione standard, è stato utilizzato il box and whiskers plot. In questo modo è stato possibile valutare se i passi sono stati effettuati con un' andatura costante. Gli istanti del passo, e quindi la sua durata sono infatti i parametri più importanti, in quanto anche i successivi parametri spaziali sono stati valutati con gli istanti di toe- off e heelstrike.

2.1.4 Algoritmo per parametri spaziali

L'algoritmo utilizzato per ricavare i parametri spaziali del cammino necessita delle velocità angolari della gamba e della coscia. In questo algoritmo ci si riferisce a un modello bi-segmentale del ciclo del passo come si può vedere dalla figura 2.7. Verranno di seguito elencati i procedimenti per calcolare la lunghezza del passo e la velocità del passo.

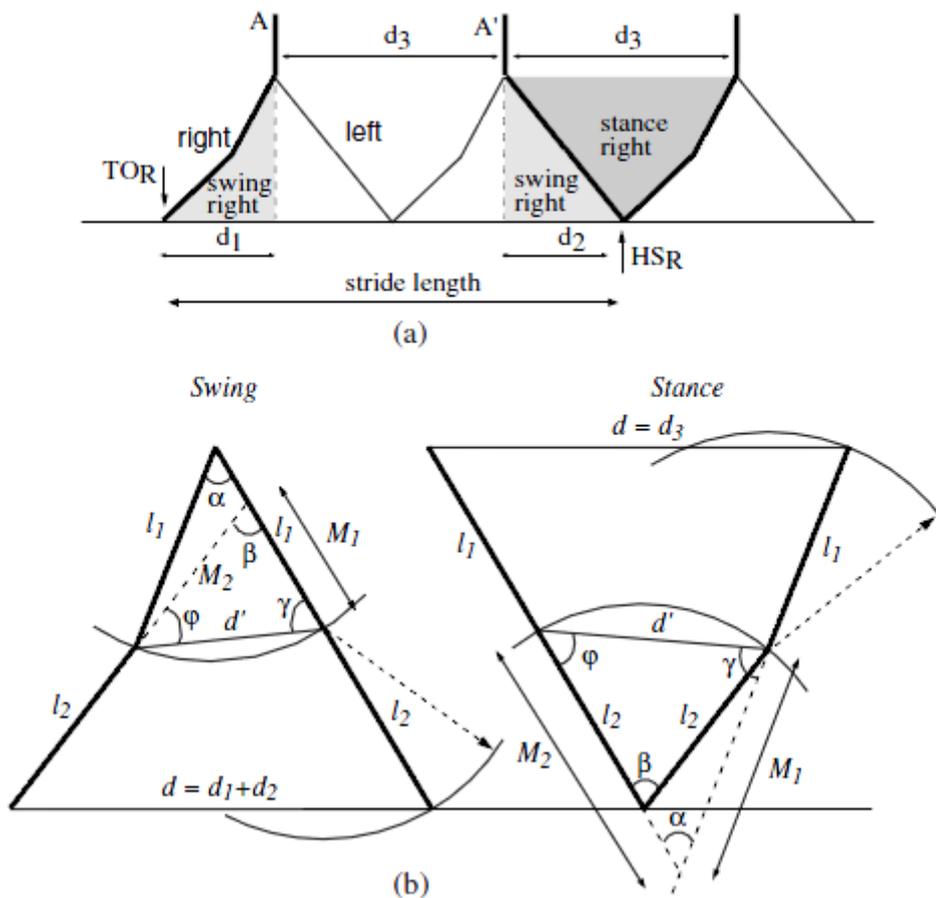


Figura 2.7: (a) modello segmentale durante un ciclo del passo, il quale ha inizio dal toe-off destro e termina con il heelstrike destro. (b) Configurazione della gamba e della coscia durante la fase di stance e di swing. Le lunghezze della gamba e della coscia rispettivamente l_1 e l_2 sono state calcolate per ogni soggetto. Gli angoli α e β sono stati calcolati dalle velocità angolari di coscia e gamba.

Lunghezza del passo: in questo modello, come si può notare dalla figura 2.7 (b), la fase di swing è considerata come un modello a doppio pendolo, mentre la fase di stance un modello a doppio pendolo inverso. Di conseguenza, per ricavare gli istanti di tempo di stance e swing è necessario avere a disposizione i parametri temporali. In figura 2.7 (a) viene illustrata la rotazione della gamba e della coscia durante tutto un ciclo del passo. Le distanze d_1+d_2 corrispondono alla parte della lunghezza del passo dovuta alla fase di swing della coscia e della gamba destra. Durante la fase di swing, in più, il corpo si sposta in avanti di una distanza d_3 dovuta alla rotazione della coscia e della gamba sinistra durante la fase di stance contro-laterale. Ipotizzando la lunghezza percorsa durante la fase di stance della gamba sinistra uguale alla lunghezza percorsa dalla gamba destra, allora la lunghezza del passo (SL) risulta essere la seguente:

$$SL = d1 + d2 + d3.$$

Considerando inoltre α e β le rotazioni angolari, rispettivamente di coscia e gamba, le lunghezze d_1 , d_2 e d_3 si possono calcolare grazie alle relazioni trigonometriche.

Attribuendo a ogni ciclo del passo un valore K differente, crescente, durante la fase di swing si ottiene la somma d_1+d_2 con la seguente equazione:

$$d(k) = d1(k) + d2(k) = \sqrt{(l1 + M1(k))^2 + (l2 + M2(k))^2 - (l1 + M1(k)) \times (l2 + M2(k)) \times \cos \beta(k)}.$$

Dove: $l1$ è la lunghezza della coscia e $l2$ la lunghezza della gamba.

$$M1 = \frac{\sin \varphi(k)}{\sin \beta(k)} d'(k).$$

$$M2 = \frac{\sin \gamma(k)}{\sin \beta(k)} d'(k).$$

$$\gamma(k) = \frac{\pi - \alpha(k)}{2}$$

$$\varphi(K) = \frac{\pi - 2\beta(k) + \alpha(k)}{2}$$

$$d'(k) = l1 \sqrt{2(1 - \cos \alpha(k))}$$

Gli angoli α e β sono stimati integrando le velocità angolari della coscia e della gamba. Indichiamo di seguito la velocità angolare della coscia c (*coscia*) e la velocità angolare della gamba g (*gamba*).

$$\alpha(k) = \int_{t_0(k)}^{h_s(k)} c(t) dt$$

$$\beta(k) = \int_{t_0(k)}^{h_s(k)} g(t) dt$$

Durante la fase di stance il nostro corpo percorre una distanza pari a d_3 . Questa lunghezza si ottiene grazie alla seguente equazione:

$$d(k) = d_3(k) = \sqrt{(l_1 + M_2(k))^2 + (l_1 + M_1(k))^2 - (l_1 + M_2(k)) \times (l_1 + M_1(k)) \times \cos \alpha(k)}$$

Dove: l_1 è la lunghezza della coscia e l_2 la lunghezza della gamba.

$$M_1 = \frac{\sin \varphi(k)}{\sin \beta(k)} d'(k).$$

Digitare l'equazione qui.

$$M_2 = \frac{\sin \gamma(k)}{\sin \beta(k)} d'(k).$$

$$\gamma(k) = \frac{\pi - \beta(k)}{2}$$

$$\varphi(k) = \frac{\pi - 2\alpha(k) + \beta(k)}{2}$$

$$d'(k) = l_2 \sqrt{2(1 - \cos \beta(k))}$$

Gli angoli α e β sono stimati integrando le velocità angolari della coscia e della gamba. Indichiamo di seguito la velocità angolare della coscia c (*coscia*) e la velocità angolare della gamba g (*gamba*).

$$\alpha(k) = \int_{hs(k)}^{to(k)} c(t) dt$$

$$\beta(k) = \int_{hs(k)}^{to(k)} g(t) dt$$

Per ogni ciclo del passo è stata quindi stimata la lunghezza del passo, stride length: $SL=d1 + d2 + d3$.

Velocità del passo: per stimare la velocità di cammino (SV), stride velocity, di ogni soggetto sono stati necessari i parametri temporali e spaziali trovati precedentemente.

$$SV(k) = \frac{SL(k)}{RGTC(k)}$$

2.2 Strumentazione

Per il calcolo dei parametri spazio-temporali di questo studio sono stati utilizzati i giroscopi: sensori inerziali che rilevano la velocità angolare. Di seguito verranno descritti, nel primo paragrafo, il principio di funzionamento del giroscopio, mentre nel secondo paragrafo verranno illustrati sensori OPALS utilizzati in questo studio per l'acquisizione in acqua e a secco.

2.2.1 Sensori inerziali: giroscopio

I sensori inerziali, quali giroscopi, accelerometri e magnetometri, sono dispositivi in grado di misurare, rispettivamente, le velocità, le accelerazioni e l'intensità del campo magnetico su tre assi ortogonali. Ogni unità di sensore è costituito da un accelerometro 3D, un giroscopio 3D e un magnetometro 3D.

Accelerometri: il principio di funzionamento degli accelerometri si basa sulla determinazione dell'inerzia di una massa quando questa è sottoposta a una accelerazione. Mentre la massa è sospesa ad un elemento elastico, un sensore ne rileva

lo spostamento rispetto alla struttura fissa del dispositivo, causato dall'accelerazione presente.

Magnetometro: il magnetometro è lo strumento di misura del campo magnetico. Tali sensori sono in grado di generare una differenza di potenziale a seconda del campo magnetico a cui sono sottoposti, il segnale elettrico in uscita sarà proporzionale quindi all'intensità del campo magnetico rilevata. In assenza di campi magnetici esterni il magnetometro è in grado di misurare il vettore campo magnetico esterno.

Giroscopi: i giroscopi, come già affermato precedente, sono lo strumento di analisi di questo studio. Sono dei trasduttori in grado di convertire la velocità angolare in un segnale elettrico. Questi possono essere posizionati su un qualunque segmento corporeo di cui si vuole rilevare la velocità angolare in funzione del tempo. I principio di funzionamento dei giroscopi possono essere diversi, ma tutti i giroscopi per l'analisi del movimento hanno lo stesso principio di funzionamento: basato sull'effetto di Coriolis su una massa vibrante.

Prendendo in considerazione la massa m in figura 2.8, questa è in grado di muoversi lungo l'asse X in seguito a una vibrazione imposta dall'attuatore. Nel momento in cui il giroscopio viene fatto ruotare di una velocità angolare ω , la massa subirà, per effetto del principio di Coriolis, una piccola oscillazione nella direzione Y. Tale oscillazione sarà tanto maggiore quanto maggiore sarà la velocità angolare a cui è sottoposto il giroscopio. La forza di Coriolis è infatti direttamente proporzionale alla velocità angolare ω , secondo la relazione:

$$\vec{F}_c = 2 \times m \times \vec{v} \times \vec{\omega}$$

Dove, m è la massa sottoposta a oscillazione, ω è la velocità angolare, v è la velocità istantanea della direzione dell'asse X. Da tale formula si evince che lo spostamento della direzione Y è direttamente correlato alla velocità angolare che si vuole conoscere.

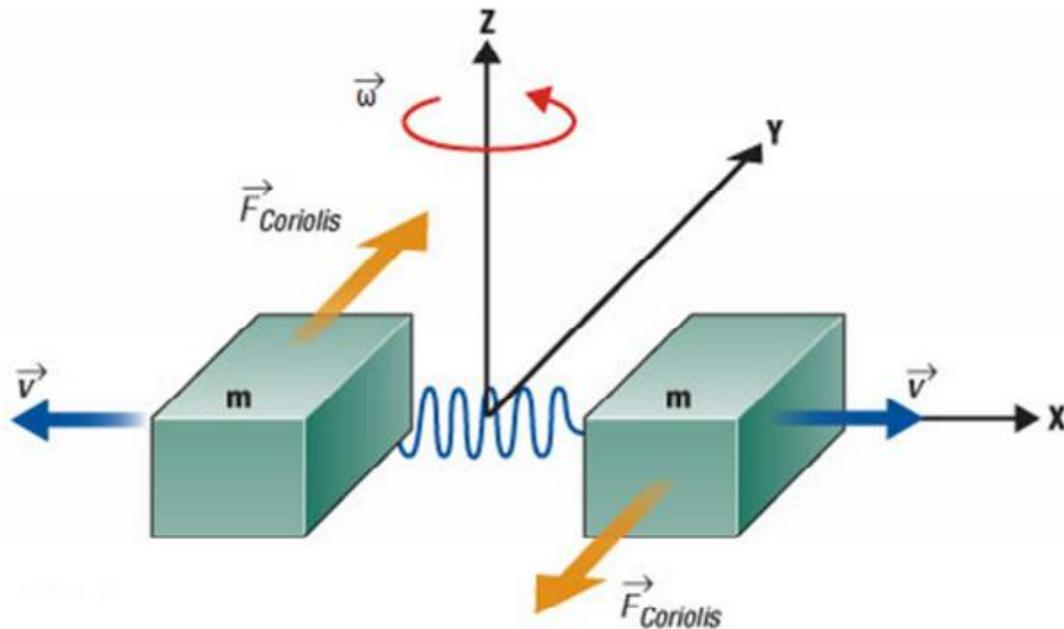


Figura 2.8: immagine del principio di funzionamento del giroscopio.

Con l'associazione di tre sensori mono-assiali è possibile costruire un sensore triassiale. In questo modo il segnale in uscita sarà il vettore velocità angolare espresso nel sistema di riferimento del sensore.

Il difetto principale di tale strumento è che risentono di problemi di integrazione nel valutare le variazioni di orientamento. Infatti, sono sufficienti piccoli errori nel off set per ottenere derive del segnale.

L'utilizzo di sensori inerziali in biomeccanica si sta rilevando una alternativa economica ai sensori standard di analisi del movimento. Tali sensori sono portatili, non compromettono il movimento, e permettono la registrazione di lunghe sessioni. Possono essere inoltre utilizzati in contesti sportivi e non solo clinici. Per aumentare i campi di applicazione, la ricerca si spinge nel sviluppare sensori sempre più piccoli, economici e accurati.

2.2.2 Sensori inerziali OPALS

L'OPAL è un sistema micro-elettromeccanico composto da una serie di unità inerziali, è triassiale ed è ad alta performance (ditta produttrice APDM). I sensori OPAL sono

costituito da 1 accelerometro, un giroscopio e un magnetometro. Tutti i sensori sono calibrati secondo un sistema di riferimento cartesiano ortogonale levogiro (regola della mano destra), solidale al sensore e allineato al suo interno come in figura 2.8. Il centro degli assi cartesiani è il led verde.

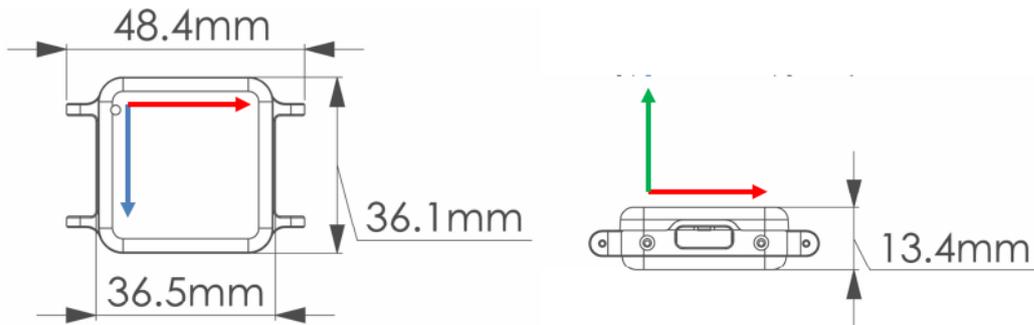


Figura 2.8: sensore OPAL, dimensione e assi del s.d.r.: blu, rosso e verde sono rispettivamente x,y, z.

L'orientamento del sensore è definito rispetto a un sistema di riferimento terrestre (globale) fisso, in cui l'asse X è positivo nella direzione del nord magnetico terrestre, l'asse Z positivo ha la stessa direzione ma verso opposto dell'accelerazione di gravità terrestre e l'asse Y in accordo con al regola della mano destra.

Per la configurazione e l'acquisizione dei dati sono necessari: Docking station e l'Access point.

La **docking station** viene utilizzata per la configurazione, caricare e scaricare dati sui movement monitor. Inoltre, le Docking station possono essere collegate assieme per permettere una sincronizzazione fino a 24 Opals.



Figura2.9: Docking station

L'**Access point** è il nucleo del sistema di acquisizione dati tramite sensori Opals. Esso è collegato tramite un sistema wireless ai sensori Opals, ai quali trasmette anche gli istanti di sincronia, inviando loro i fronti di clock. L'Access point può essere connessa al computer tramite cavo USB per inviare i dati.



Figura 2.10: Access point

Tutti i dati sono esportabili nei seguenti formati digitali:

- Documented binary format (HDF5)
- Plain text (CSV)

A partire dai dati HDF5 è stato implementato un software in ambiente Matlab, utilizzato anche in questo studio, il quale salva tutti i dati di ogni acquisizione in un file. Mat.

Di seguito verranno elencate le principali caratteristiche tecniche di un sensore OPAL:

- Dimensioni (48.5x36.5x13.5) mm
- Peso: 22 g (batteria inclusa)
- Materiale: alluminio 6061 anodizzato e plastica ASB
- Memoria interna: 8 GB
- Durata batteria: streaming 8 wireless 8 ore

Modalità sincrona 12 ore

Modalità asincrona 16-36 ore (dipende dalla frequenza d'uscita)

Proprietà	Accelerometro	Giroscopio	Magnetometro
Assi	3	3	3
Intervallo di misura	+/- 2g or +/-6g	+/- 2000 °/s	+/- 6 Gauss
Densità del rumore	128 µg/Hz	0.07 °/s/Hz	4 mGauss/Hz
Frequenza	1280 Hz	1280 Hz	1280 Hz
Frequenza d'uscita	20-128 Hz	20-128 Hz	20-128 Hz
Banda	50 Hz	50 Hz	50 Hz
Risoluzione	14 bits	14 bits	14 bits

Tabella 1.1: caratteristiche sensore OPAL

2.3 Soggetti

A questo studio hanno partecipato quattro soggetti: due uomini e due donne. Di particolare importanza per l'implementazione dell'algoritmo per i parametri spazio-temporali sono le lunghezze della gamba e della coscia dei soggetti. Di seguito in tabella 2.1 verranno elencati il sesso, il peso, l'altezza, la lunghezza della coscia e della gamba dei quattro soggetti.

soggetti	sesso	altezza [cm]	coscia [cm]	gamba [cm]	peso [kg]
soggetto 1	M	197	53	42	93
soggetto 2	F	171	47	36	61
soggetto 3	M	170	47	33	75
soggetto4	F	169	45	33	54

Tabella 2.1: altezze e peso dei soggetti della prova.

2.4 Test

L'acquisizione delle velocità angolari è avvenuta a secco e in acqua. Ciascun soggetto ha effettuato cinque prove di cammino a secco e cinque prove in acqua lungo un percorso di circa 12 m, lasciando i soggetti liberi di scegliere la velocità del cammino. Il livello dell'acqua era di 1.23 m.

I giroscopi sono stati inizialmente configurati inserendoli contemporaneamente nella Docking station. La frequenza di campionamento è 128 Hz. Prima di iniziare l'acquisizione i giroscopi sono stati opportunamente preparati per essere introdotti in ambiente acquatico senza avere nessun contatto con l'acqua. A questo scopo ciascun giroscopio (uno per la gamba destra e uno per la coscia destra) è stato opportunamente messo sotto vuoto tramite sacchetti appositi (MAGIC WAC). Successivamente tramite fasce adesive sono stati applicati i giroscopi ai soggetti nella parte esterna della gamba. In figura 2.8 si può osservare il posizionamento dei sensori in uno dei soggetti che ha partecipato alla prova.



Figura 2.8 immagine delle applicazioni dei giroscopi ai soggetti.

Prova a secco: tramite il computer è stata attivata l'acquisizione del segnale da parte del sensore nel momento in cui il soggetto ha cominciato a camminare; il sensore invia i

dati tramite wireless all'Access point e quindi, tramite usb al computer. Al termine del cammino è stata interrotta l'acquisizione dal computer.

Prova in acqua: i sensori non riescono a inviare i dati all'Access point quando sono immersi in acqua. Per l'acquisizione del cammino in acqua viene attivata l'acquisizione dei sensori quando il soggetto è fuori dall'acqua; nel momento in cui il sensore è inserito in acqua non riesce a trasmettere i dati all'Access point. I dati vengono quindi immagazzinati nel sensore e vengono trasmessi all'Access point solo nel momento in cui il sensore supera il livello dell'acqua.

Capitolo 3: Risultati

Di seguito verranno riportati i risultati ottenuti in questo studio eseguito sui quattro soggetti . Nel primo paragrafo verranno esposte le generali differenze tra le velocità angolari rilevate dal giroscopio (rad/sec), in acqua e a secco. Verranno riportate le curve delle velocità angolari della coscia e della gamba del soggetto 1, in quanto è rappresentativo dei risultati ottenuti anche per gli altri soggetti. Successivamente verranno messi a confronto i parametri spazio-temporali ottenuti nelle prove per ogni soggetto sia in acqua che a secco.

3.1 Velocità angolari

Di seguito vengo rappresentati quattro grafici riguardanti il primo soggetto: il primo è la velocità angolare della gamba durante il cammino a secco, il secondo è la velocità angolare della coscia durante i cammino a secco, il terzo è la velocità angolare della gamba durante il cammino in acqua, e infine il quarto grafico riporta le velocità angolari della coscia del cammino in acqua. Nel grafici vengono rappresentati solo alcuni cicli del cammino effettuato durante la prova.

3.1.1 Velocità angolari a secco

Velocità angolari gamba:

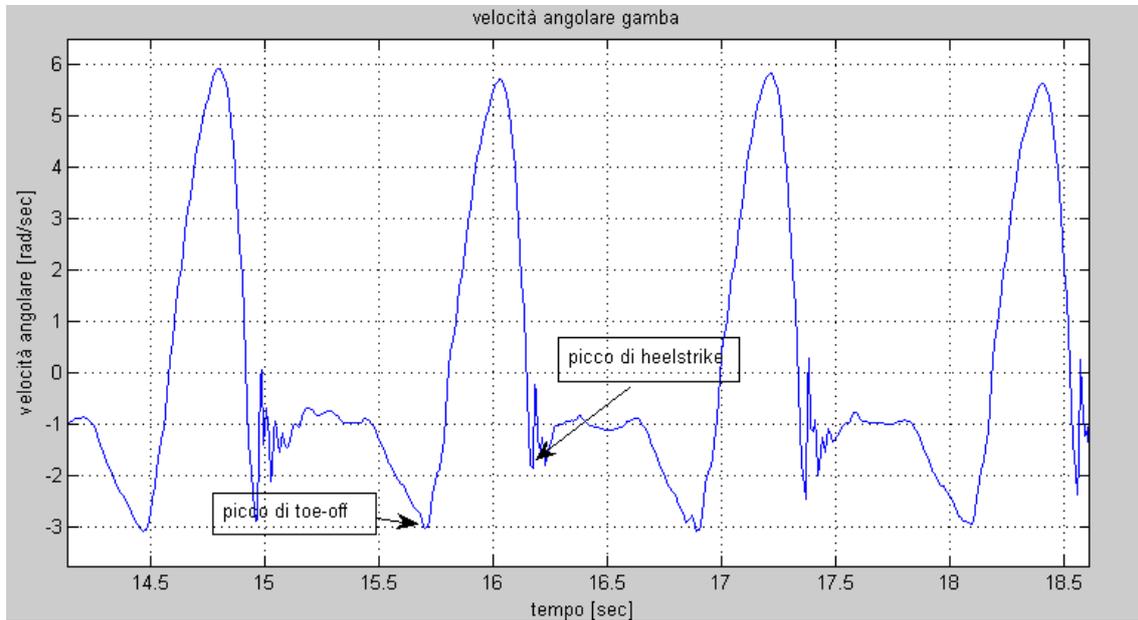


Figura 3.1: velocità angolari della gamba del soggetto 1 a secco.

L'andamento della velocità angolare della gamba a secco, calcolata in rad/ sec, risulta essere molto regolare. Risultano chiari i picchi di heelstrikes e toe-off. I picchi positivi, che si ottengono durante la fase di swing, raggiungono una velocità angolare positiva intorno ai 6 rad/sec. I picchi negativi invece, che comprendono i picchi di toe-off e heelstrike raggiungono una velocità angolare negativa, minore in valore assoluto ai picchi positivi.

Analisi di questo grafico a partire dal toe-off evidenziato in figura:

Durante il picco di toe-off si raggiunge la massima velocità angolare negativa, successivamente, le velocità angolari aumentano fino a diventare positive. In questo momento la gamba è in estensione e raggiunge la massima velocità angolare durante la fase di swing. Quando il piede prende contatto con il suolo si può notare un primo picco, che rappresenta il picco di heelstrike, seguito da un secondo picco. Il motivo della presenza di due picchi abbastanza evidenti è dovuta al periodo di stabilizzazione della gamba a causa del contatto con il suolo. Successivamente, la seconda onda, a velocità angolari negative, rappresenta la fase di stance, in cui la gamba è in flessione.

Al termine dell'onda minore ha luogo il successivo picco di toe-off e quindi l'inizio di un nuovo ciclo del passo.

Velocità angolari coscia:

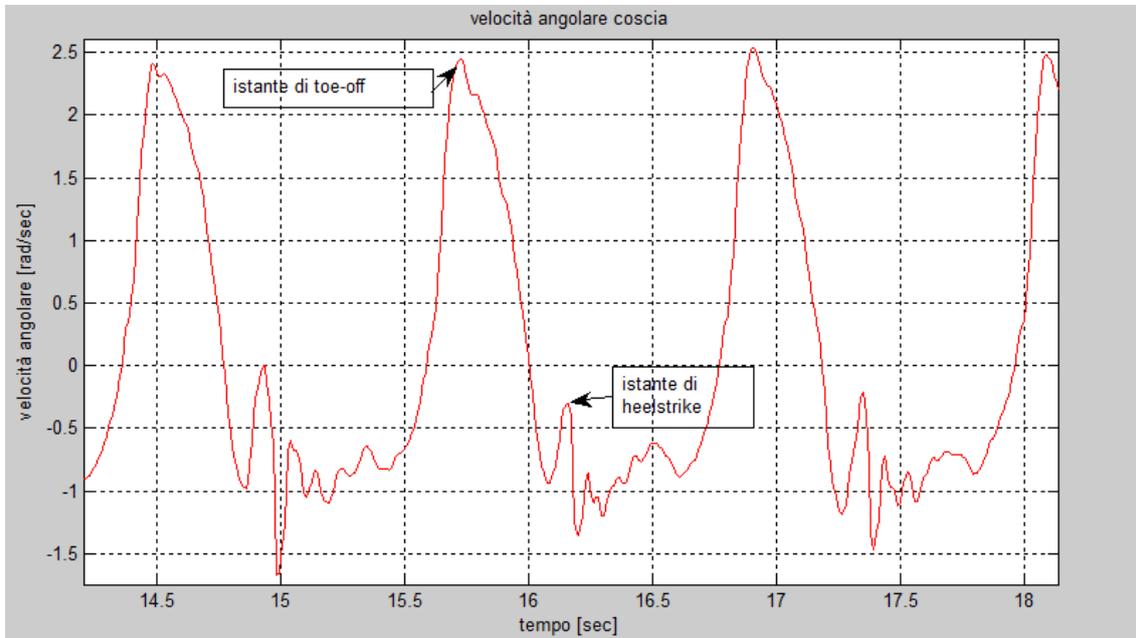


Figura 3.2: velocità angolari della coscia del soggetto 1 a secco.

La curva delle velocità angolari della coscia risulta molto regolare. Sul grafico vengono evidenziati i tempi di toe-off e heelstrike rispetto al grafico precedente della gamba. Sia le velocità massime positive che negative risultano essere molto minori in confronto alle velocità angolari della gamba. La massima velocità angolare positiva è circa 3 rad/sec, mentre la massima velocità angolare negativa è circa -2 rad/sec.

Analisi di questo grafico a partire dal tempo di toe-off evidenziato in figura 3.2:

Nell'istante di toe-off, la coscia raggiunge la sua massima velocità angolare positiva, in questo momento la coscia è in flessione. Raggiunto tale momento la velocità cala e intorno all'istante in cui avviene il contatto del tallone con il suolo avvengono delle variazioni di direzione della velocità angolare. Queste sono dovute alla fase di preparazione della coscia al contatto del piede con il suolo e alla sua successiva fase di stabilizzazione. Durante la prima fase di stance la coscia è in estensione, mentre durante la seconda fase di stance la coscia è caratterizzata da una fase di flessione.

3.1.2 Velocità angolare in acqua

Velocità angolari gamba:

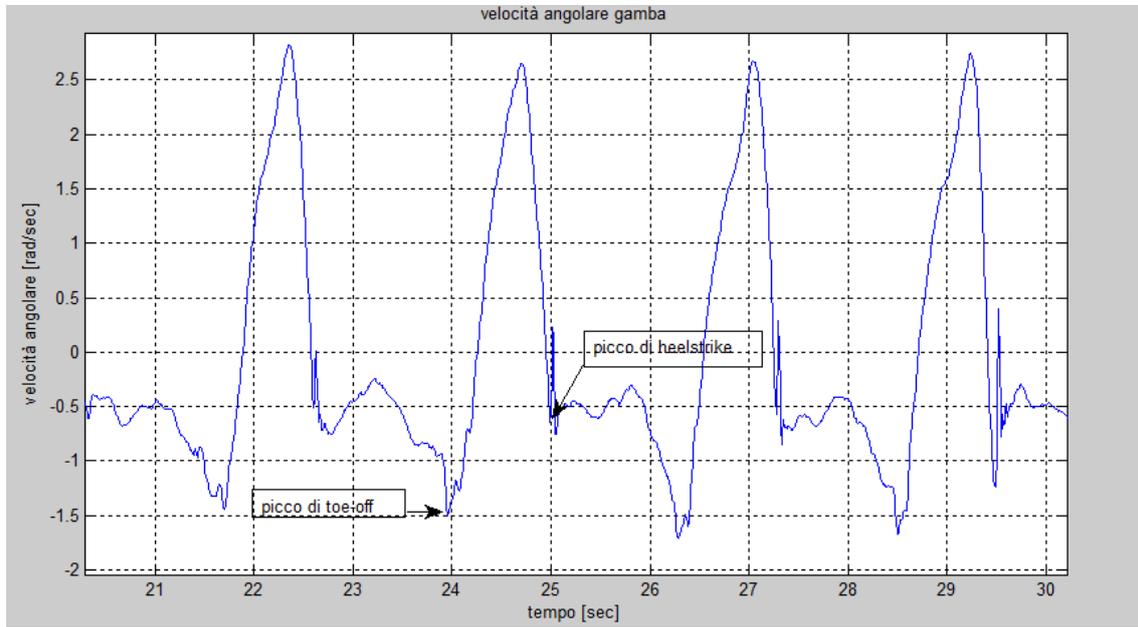


Figura 3.3: velocità angolare della gamba del soggetto 1 in acqua.

Le velocità angolari della gamba durante il cammino in acqua riportano una curva poco regolare rispetto ai diversi cicli del passo. Durante la fase di stance le velocità angolari, espresse in rad/sec risultano avere molte più oscillazioni rispetto alla fase di stance della prova in acqua. Le velocità della prova sono molto ridotte rispetto al cammino a secco, sia per quanto riguarda i picchi positivi che i picchi negativi. Inoltre le velocità raggiunte dai due picchi negativi risultano diverse; in ogni ciclo del passo come si può notare in figura 3.3 le velocità angolari di toe-off risultano essere minori della velocità raggiunte all'istante di heelstrike, il tallone infatti, in acqua, non è in grado di raggiungere il suolo con alte velocità. Il tempo tra due rispettivi istanti di toe-off risultano essere molto maggiore.

Analisi di questo grafico a partire dal tempo di toe-off evidenziato in figura 3.3 :

Come a secco, nella fase di swing si ripete la stessa modalità di movimento. Una volta raggiunto il picco positivo la velocità decresce e il primo picco successivo rappresenta l'istante di heelstrike. Dall'istante di heelstrike ha inizio la fase di stance.

Velocità angolari coscia:

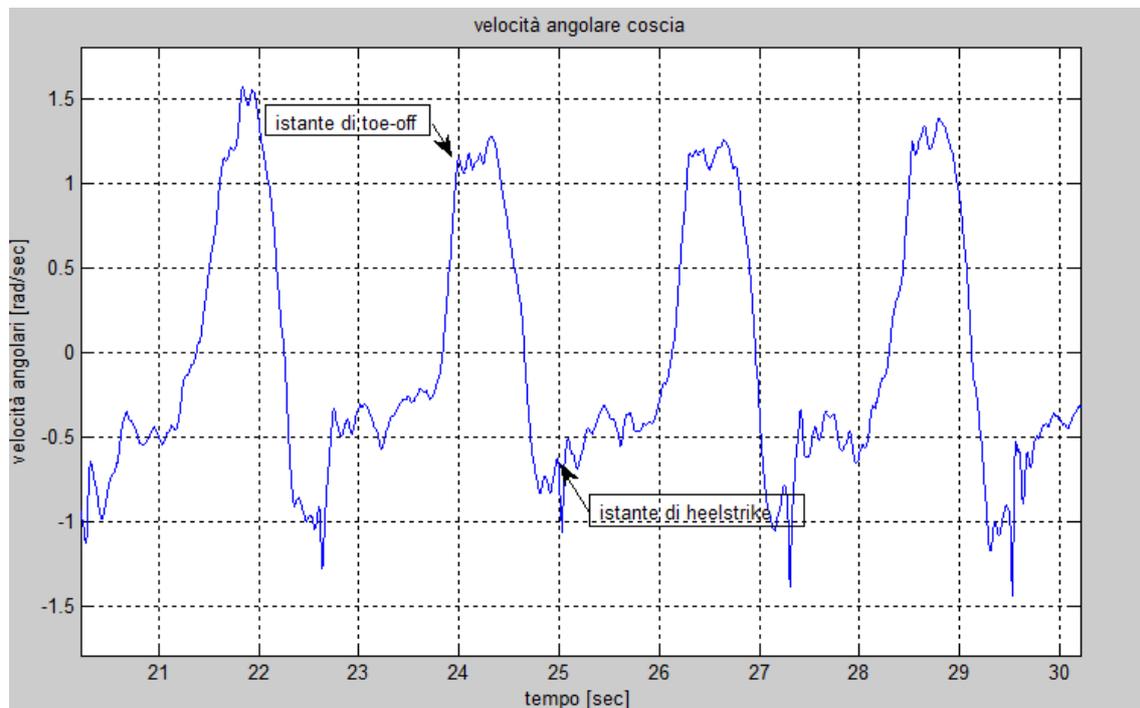


Figura 3.4: velocità angolare della coscia del soggetto 1 in acqua.

Le velocità angolari della coscia del soggetto 1 riportano un andamento simile per ogni ciclo del passo. Gli istanti di tempo di toe-off e heestrike in figura 3.4 sono rispettivi all'andamento in figura 3.2. Le velocità angolari della coscia risultano essere minori delle velocità angolari della coscia a secco.

Analisi di questo grafico a partire dal tempo di toe-off evidenziato in figura 3.4:

All'istante di toe-off viene raggiunta quasi la massima velocità angolare positiva. A seguito di tale istante si possono notare piccoli scostamenti dovuti a piccole accelerazione e decelerazioni. A seguito di tali scostamenti la velocità angolare della gamba diminuisce fino a raggiungere il tempo di heelstrike. Nell'intorno di tale istante le accelerazioni e decelerazioni della coscia sono presenti ma di breve intensità.

3.2 Soggetti

Nel seguente paragrafo verranno elencati i risultati di ogni soggetto con il valor medio dei parametri ottenuti, calcolati con una media di 80 cicli del passo. Successivamente, nell'ultimo paragrafo verranno raggruppati i valori trovati per ogni soggetto con media e deviazione standard e confrontati con i parametri spazio-temporali trovati in letteratura con un sistema di acquisizione markers-based.

3.2.1 Soggetto 1

caratteristiche fisiche soggetto1:

peso	Kg	93
Altezza	cm	197
Lunghezza gamba	cm	42
Lunghezza coscia	cm	53
Livello dell'acqua	cm	123
% immersione		62.4

Tabella 3.1: caratteristiche fisiche soggetto 1

media dei parametri spazio-temporali del soggetto1:

soggetto 1		secco (media \pm SD)	acqua (media \pm SD)
RGCT (tempo del passo)	[sec]	1.17 \pm 0.01	2.32 \pm 0.05
RS (tempo di stance)	[sec]	0.67 \pm 0.05	1.35 \pm 0.02
RSW (tempo di swing)	[sec]	0.44 \pm 0.04	0.96 \pm 0.02
SL (lunghezza passo)	[m]	1.78 \pm 0.02	1.8 \pm 0.01
SV (velocità cammino)	[m/sec]	1.5 \pm 0.03	0.78 \pm 0.01
% di stance		60.1 \pm 2.4	56.8 \pm 3.3

Tabella 3.2: media dei parametri spazio-temporali soggetto 1.

Per quanto riguarda i parametri spazio-temporali del soggetto 1, il parametro che rimane quasi invariato è la lunghezza del passo. I restanti parametri variano come descritto di seguito:

- Il tempo del ciclo del passo in acqua è aumentato del 98 %,
- Il tempo di stance è aumentato del 101 %,
- Il tempo di swing è aumentato del 118%,
- La velocità del passo è diminuita del 48 %.
- La percentuale della fase di stance diminuisce in acqua del 5.4%.

3.2.2 Soggetto 2

caratteristiche fisiche soggetto1:

peso	Kg	61
Altezza	cm	171
Lunghezza gamba	cm	36
Lunghezza coscia	cm	47
Livello dell'acqua	cm	123
% immersione		71.9

Tabella 3.3: caratteristiche fisiche soggetto 1

Media dei parametri spazio-temporali del soggetto 2:

soggetto 2		secco (media±SD)	acqua (media±SD)
RGCT (tempo del passo)	[sec]	1.03±0.01	2.6±0.09
RS (tempo di stance)	[sec]	0.63±0.01	1.58±0.09
RSW (tempo di swing)	[sec]	0.39±0.01	0.98±0.06
SL (lunghezza passo)	[m]	1.66±0.01	1.65±0.02
SV (velocità cammino)	[m/sec]	1.61±0.01	0.64±0.02
% di stance		60.4±2.1	64.6±2.1

Tabella 3.4: media dei parametri spazio-temporali soggetto 2.

Dalla tabella dei parametri spazio-temporali del soggetto 2 si può notare come la lunghezza del passo rimanga invariata, mentre i restanti parametri variano, in particolare:

- il tempo del passo in acqua aumenta del 152 %,
- il tempo di stance in acqua aumenta del 150% ,
- il tempo di swing in acqua aumenta del 151 %,
- la velocità del passo in acqua diminuisce del 60%,
- la percentuale della fase di stance in acqua aumenta del 7%.

3.2.3 Soggetto 3

caratteristiche fisiche soggetto 3:

peso	Kg	75
Altezza	cm	170
Lunghezza gamba	cm	33
Lunghezza coscia	cm	47
Livello dell'acqua	cm	123
% immersione		72.3

Tabella 3.5: caratteristiche fisiche soggetto 1

Media dei parametri spazio-temporali del soggetto 3

soggetto 3		secco (media±SD)	acqua (media±SD)
RGCT (tempo del passo)	[sec]	1.12±0.02	2.11±0.24
RS (tempo di stance)	[sec]	0.7±0.01	1.33±0.19
RSW (tempo di swing)	[sec]	0.41±0.01	0.77±0.04
SL (lunghezza passo)	[m]	1.57±0.01	1.59±0.03
SV (velocità cammino)	[m/sec]	1.39±0.01	0.76±0.07
% di stance		62.5±0.9	62±4.0

Tabella 3.6: media dei parametri spazio-temporali soggetto 3.

Nel soggetto 3, la lunghezza del passo e la percentuale della fase di stance confrontati nei due ambienti sono molto simili. A cambiare sono i restanti parametri:

- Il tempo del passo aumenta in acqua del 88 %.
- Il tempo di stance aumenta in acqua del 90 %.
- Il tempo di swing in acqua aumenta del 87%.
- La velocità del passo in acqua diminuisce del 45 %.

3.2.4 Soggetto 4

Caratteristiche fisiche soggetto 4:

peso	Kg	54
Altezza	cm	169
Lunghezza gamba	cm	33
Lunghezza coscia	cm	45
Livello dell'acqua	cm	123
% immersione		72.7

Tabella 3.7: caratteristiche fisiche soggetto 1

Media dei parametri spazio-temporali del soggetto 4

soggetto 4		secco (media±SD)	acqua (media±SD)
RGCT (tempo del passo)	[sec]	1.01±0.01	2.82±0.14
RS (tempo di stance)	[sec]	0.63±0.01	1.71±0.08
RSW (tempo di swing)	[sec]	0.37±0.01	1.09±0.07
SL (lunghezza passo)	[m]	1.48±0.01	1.51±0.04
SV (velocità cammino)	[m/sec]	1.46±0.02	0.53±0.02
% di stance		64.6±1.0	61.9±2.11

Tabella 3.8: media dei parametri spazio-temporali soggetto 4.

I parametri che variano notevolmente riguardano i parametri temporali e la velocità del cammino. Di seguito vengono riportate le percentuali di differenza tra i parametri in acqua e a secco:

- Il tempo del passo aumenta del 179%.
- Il tempo di stance aumenta del 171%.
- Il tempo di swing aumenta del 194%.
- La velocità del passo diminuisce del 63%.
- La percentuale della fase di stance in acqua diminuisce del 4%.

3.2.6 Parametri spazio-temporali complessivi

I parametri spazio-temporali ottenuti dai singoli soggetti sono stati utilizzati per il calcolo della media e della deviazione standard dei parametri spazio-temporali del cammino in acqua e a secco. Nella tabella 3.11 i parametri ottenuti sono stati confrontati con i valori dei parametri spazio-temporali trovati in letteratura ((Italia)Ana M.F. Barela, *Journal of Electromyography e kinesiology* 16(2006)). Per il confronto con la letteratura sono stati analizzati il tempo del passo, la lunghezza del passo, la velocità del cammino e la percentuale della fase di stance.

parametri spazio-temporali	secco (media \pm SD)	(in letteratura)	acqua(media \pm SD)	(in letteratura)
tempo del passo [sec]	1.08 \pm 0.06	0.95 \pm 0.01	2.41 \pm 0.26	2.41 \pm 0.25
tempo di stance [sec]	0.65 \pm 0.02		1.49 \pm 0.15	
tempo di swing [sec]	0.4 \pm 0.02		0.95 \pm 0.1	
lunghezza passo [m]	1.62 \pm 0.11	1.31 \pm 0.13	1.63 \pm 0.10	1.19 \pm 0.15
velocità cammino [m/sec]	1.49 \pm 0.07	1.39 \pm 0.14	0.67 \pm 0.1	0.50 \pm 0.07
% di stance	61.9 \pm 1.8	61.9 \pm 1.9	61.3 \pm 2.8	60.4 \pm 2.2

Tabella 3.11: media e deviazione standard dei parametri spazio-temporali confrontati con i valori di letteratura.

Dalla tabella 3.11 si può notare come, per quanto riguarda i parametri temporali, il tempo del passo a secco trovato in questo studio risulta leggermente maggiore del tempo del passo trovato in letteratura, ed entrambi i risultati riportano un aumento del tempo del passo in ambiente acquatico.

Per quanto riguarda i parametri spaziali, invece, le lunghezze del passo trovate in questo studio sono maggiori delle lunghezze del passo trovate in letteratura e non variano in acqua e a secco. Per quanto riguarda i dati in letteratura, la lunghezza del passo diminuisce in ambiente acquatico.

I dati ottenuti dalle velocità del passo sono confrontabili con i dati in letteratura. Entrambi dimostrano una diminuzione della velocità in acqua, e in questo studio le velocità in acqua e a secco sono leggermente maggiori delle velocità trovate in letteratura. In particolare in letteratura la velocità dell'acqua diminuisce del 65%, mentre in questo studio la velocità in acqua diminuisce del 55%.

Infine, per quanto riguarda le percentuali della fase di stance, la percentuale di stance a secco è la stessa in questo studio e in letteratura, mentre la percentuale della fase di stance in acqua è molto simile ed entrambe hanno una percentuale leggermente minore rispetto alla percentuale a secco.

Capitolo 4: Discussione

Per quanto riguarda le curve ottenute dalle velocità angolari acquisite, possiamo notare come le velocità angolari massime positive e negative risultino inferiori rispetto alle velocità a secco, indice infatti della riduzione di velocità di un ciclo del passo. Il tempo che intercorre tra due successivi istanti di toe-off è maggiore rispetto al tempo che possiamo notare a secco. Infatti, come dimostrato dai calcoli dei parametri temporali il tempo del ciclo del passo è maggiore in acqua. Inoltre, i tratti oscillatori che si possono notare nelle curve in acqua, potrebbero essere dovuti alla superficie scivolosa del fondo della piscina, che potrebbe rendere instabile il piede scalzo nelle fase di stance.

Per quanto riguarda i parametri spazio-temporali ottenuti per ogni soggetto possiamo notare come in ciascun partecipante alla prova i parametri temporali aumentano, la lunghezza del passo non varia notevolmente, la velocità del passo diminuisce mentre la percentuale della fase di stance rimane invariata. La velocità del passo e il tempo di un ciclo del passo variano in quanto la forza resistiva presente in acqua si contrappone al movimento dei soggetti, rallentando i movimenti di questi. La percentuale della fase di stance rimane quasi invariata nei due ambienti probabilmente perché il rapporto tra il tempo di stance e l'intero ciclo del passo non è influenzato dalle proprietà dell'ambiente esterno.

I parametri ottenuti dai singoli soggetti, anche se solo 4, sono stati raggruppati per ottenere la media e la deviazione standard dei parametri spazio-temporali del cammino a secco e in acqua. I risultati ottenuti sono stati confrontati con i parametri spazio-temporali trovati in letteratura tramite l'utilizzo di un sistema di misura marker-based, ((*Italia*).Ana M.F. Barela, *Journal of Electromyography e kinesiology* 16(2006). Nello studio di Barela i soggetti hanno camminato scalzi come in questo studio.

Per quanto riguarda il tempo del passo, la media e la deviazione standard di questo studio risultano avere valori molto simili ai valori trovati in letteratura; solo la media del tempo del passo a secco di questo studio è maggiore del 13% rispetto al valore trovato

in letteratura. L'aumento di tempo impiegato potrebbe essere dovuto al fatto che i soggetti hanno camminato a bordo piscina, una pavimentazione scivolosa potrebbe avere rallentato il movimento dei soggetti per precauzione e quindi essere la causa di un aumento del tempo del passo.

Per quanto riguarda invece i parametri spaziali, i risultati ottenuti da questo studio si discostano dai valori trovati in letteratura. La lunghezza del passo risulta maggiore in acqua e a secco, come la velocità del cammino in acqua e a secco. La differenza di velocità potrebbe essere dovuta alla differenza delle proprietà fisiche dei soggetti. La media delle altezze dei soggetti che hanno partecipato alla prova in letteratura è minore della media dei soggetti che hanno partecipato in questo studio: in letteratura abbiamo infatti 1.65 ± 0.10 m, mentre in questo studio abbiamo 1.75 ± 0.10 m. Inoltre, un altro fattore che potrebbe avere influenzato la differenza di velocità, è il diverso posizionamento delle braccia durante il cammino in acqua, i soggetti che hanno partecipato alla studio di Barela hanno camminato mantenendo l'avambraccio orizzontalmente e metà di esso sotto il livello dell'acqua; mentre i soggetti di questo studio hanno camminato sempre con le braccia sopra il livello dell'acqua. Per quanto riguarda invece la lunghezza del passo, questa non varia nei due ambienti, questo potrebbe essere dovuto al fatto che, camminando i soggetti durante la prova a secco a bordo piscina, l'incertezza dovuta alla possibilità di scivolamento potrebbe avere influenzato la normale falcata del passo.

Per concludere, l'utilizzo dei giroscopi in questo studio ha permesso l'acquisizione delle velocità angolari in un ambiente diverso dal laboratorio e di effettuare acquisizioni per un tempo prolungato, permettendo l'acquisizione di diversi cicli del passo. Inoltre è stato possibile registrare il segnale a secco e in acqua da un'unica postazione, in quanto i giroscopi sono in grado di registrare il segnale sotto il livello dell'acqua e inviarlo all'Access point una volta superato il livello dell'acqua. Infine il movimento dei soggetti non viene intralciato dalla presenza dei giroscopi.

Progetti futuri

Per quanto riguarda i progetti futuri, poter effettuare le prove con un maggior numero di soggetti e utilizzare un totale di quattro giroscopi, per posizionare due sulla gamba e sulla coscia destra e due sulla gamba e sulla coscia sinistra, renderebbe possibile ottenere non solo i parametri spazio-temporali della gamba controlaterale ma anche il tempo di doppio e singolo appoggio durante il cammino.

Inoltre, lo studio di questa tesi può essere ampliato facendo camminare ciascun soggetto a diverse altezze dell'acqua in modo da ricavare come l'altezza del livello di immersione in acqua influenzi i parametri spazio-temporali del cammino.

Infine, i parametri spazio-temporali possono essere confrontati con il cammino in acqua scalzi e con calzini appositi per ridurre lo scivolamento. In questo modo si può valutare l'effetto che i calzini hanno sulla camminata osservando le curve delle velocità angolari e i valori ottenuti dai parametri spazio-temporali.

Bibliografia

Tematica cammino:

K.AMINIAM, B. NAJAFI, C. BULA, P.-F.LEVAVRAZ, PH.ROBERT. *Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscope*. Journal of Biomechanics 35 (2002) 689-699.

KENJI MASUMOTO AND JOHN A. MERCER. *Biomechanics of Human Locomotion in Water: An Electromyographic Analysis*. Exerc. Sport Sci. Rev., Vol. 36, No. 3, pp. 160-169, 2008

ANA M.F. BARELA, SANDRO F. STOLF, MARCOS DUARTE. *Biomechanical characteristic of adults walking in shallow water and on land*. Journal of Electromyography and Kinesiology 16 (2006) 250–256

ALICE MANTOAN, MSENG, MATTEO CORTESI, MS, ELENA CESERACCIU, PHD, ZIMI SAWACHA. *Analisi del cammino con approccio markerless: applicazione in acqua*. Department of information Engineering, University of Padova.

N. PROTTO. *Applicazioni della hierarchical cluster analysis nella valutazione biomeccanica del piede diabetico*. Tesi di laurea, dipartimento di ingegneria dell'informazione, università degli studi di Padova.

PAOLO PRATI. *L'applicazione dell'analisi strumentale del movimento in clinica: lettura dei segnali*. (2010)

ILARIA SABBATANI. *Riabilitazione in acqua: analisi cinematica del cammino sulle punte e sui talloni*. Tesi di laurea, facoltà scienze motorie, università degli studi di Bologna. (2010-11)

ELENA ZINI. *Analisi biomeccanica del cammino*. Tesi di laurea, facoltà scienze motorie, università degli studio di Bologna. (2011-12)

CLAUDIO FABBRI. *Implementazione e valutazione di protocolli di analisi del movimento tramite sensori inerziali*. Ingegneria Biomedica (2011-2012)

Tematica trasformata wavelet:

STEPHANE G.MALLAT. *a theory of multiresolution signal decomposition : the wavelet representation*. IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence. Vol. II, no.7 july 1898 (674-693)

C. SIDNEY BURRUS, RAMESH A.GOPINATH, HAITAO GUO. *Wavelets and wavelet transforms*.

CRISTINA OCCHIPINTI. *Analisi di segnali audio mediante funzioni wavelet*. Facoltà di scienza matematiche, fisiche e naturali. Università di Bologna.

CHETAN PARAMESWARIAH. *Title: understanding wavelet analysis and filters for engineering applications*. March 26, 2003.

MICHEL MISITI, YVES MISITI, GEORGES OPPENHEIM. . Wavelet toolbox. For use with Matlab

Immagini:

deambulazione fasi. www.giovanni.chetta.it.

densità dell'acqua. <http://ishtar.df.unibo.it/mflu/html/approf1.html>

viscosità dell'acqua. <http://ishtar.df.unibo.it/mflu/html/viscosita.html>

principio di archimede. https://it.wikipedia.org/wiki/Principio_di_Archimede

movimenti articolari. <http://www.valentiniweb.com/Piermo/bio3.htm>