

ALMA MATER STUDIORUM -UNIVERSITA' DI  
BOLOGNA

CAMPUS DI CESENA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**Analisi dei parametri spazio-temporali del  
passo durante i primi due mesi di cammino  
indipendente: uno studio longitudinale**

Elaborato in

**Biomeccanica**

**Relatore**

Prof.ssa Rita Stagni

**Presentata da**

Elisa Fonti

**Correlatore**

Dott.ssa Maria Cristina Bisi

Sessione II

Anno Accademico 2014-2015



# INDICE

|   |           |
|---|-----------|
| <b>Capitolo 1 : Introduzione.....</b>   | <b>5</b>  |
| Sensori inerziali.....  | 9         |
| <b>Capitolo 2 : Materiali e Metodi.....</b>                                   | <b>12</b> |
| Soggetti.....   | 13        |
| Materiali.....  | 14        |
| Il sistema Opals.....   | 14        |
| Analisi dei dati.....   | 19        |
| <b>Capitolo 3 : Risultati.....</b>  | <b>22</b> |
| Stride Time.....  | 23        |
| Swing Time.....   | 24        |
| Stance Time.....  | 25        |
| Cadenza.....  | 26        |
| Cadenza Normalizzata.....   | 27        |
| Stance Time percentuale.....  | 28        |
| Swing Time percentuale.....   | 29        |
| Simmetria.....  | 30        |
| Differenza in valore assoluto tra Stance Time destro e Stance Time sinistro.. | 31        |
| <b>Capitolo 4: Discussione.....</b>   | <b>34</b> |
| <b>Bibliografia.....</b>  | <b>38</b> |



# **CAPITOLO 1**

## **INTRODUZIONE**

Camminare è una delle più comuni attività fisiche dell'uomo. Molti studi hanno analizzato lo sviluppo del cammino indipendente dei bambini allo scopo di investigare le differenti strategie di deambulazione, valutare la coordinazione dei segmenti corporei, ottenere informazioni sulla velocità e su parametri temporali e spaziali del passo. [Bisi&Stagni 2015;Ivanenko et al,2005;Ledebt et al,2000].

In letteratura gli studi longitudinali su bambini ,coinvolti in una serie di analisi ripetute, comprendono spesso un basso numero di soggetti(<10 bambini), mostrando limitazioni nel confronto dei campioni.[Philips et al,1993;Bril et al, 1992;Ledebt et al,2000]. La necessità di eseguire test in laboratorio con strumentazione che richiede tempo è probabilmente uno dei fattori principali che ha portato ad includere un numero relativamente piccolo di soggetti in questi studi. Inoltre l'ambiente estraneo (Ospedale o Laboratorio di analisi del movimento) in cui i bambini si trovavano non facilita l'acquisizione dei dati. I laboratori per l'analisi del movimento sono solitamente strutturati con una passerella a sensori impiantati, telecamere, pedane di forza, ed elettromiografia, che ovviamente sono difficili da trasportare. I dati solitamente analizzati sono cadenza, velocità del cammino, oscillazione del tronco e spostamento del centro di massa, il tempo di impostazione della strumentazione e le difficoltà pratiche con i bambini (ad esempio l'utilizzo di marker che possono essere ingeriti o tolti) ha ostacolato la realizzazione di studi longitudinali più ampi su bambini sani.

Studi non longitudinali ,dove si svolge una singola misurazione per ogni bambino incluso nello studio, riescono a coinvolgere un numero maggiore di soggetti (22-25 o 180).[Ronchesvalles et al,2000; Ivanenko et al,2005;Sutherland et al,1980]. Il limite di tali studi è l'impossibilità di osservare strategie dello sviluppo del cammino indipendente del singolo, ma solo su medie di gruppi eterogenei la cui generalizzazione può essere difficile data l'alta variabilità tra pattern motori e delle strategie dei bambini in questa fase di apprendimento.

Da alcuni studi pubblicati in letteratura si riscontra che il problema della numerosità è lievemente minore, quando si prendono in esame bambini affetti da alcune patologie, come la "Sindrome di Down" (>10-12 bambini). A determinare ciò è sicuramente una maggiore disponibilità dei genitori a partecipare a tali studi dai quali potrebbero trarre giovamento i loro bambini. [Kubo et al,2006;Looper et al,2006]. Lo studio di analisi del movimento in soggetti sani è comunque fondamentale per identificare i meccanismi e le

strategie di riferimento durante la fase di apprendimento del cammino indipendente, sia per il raggiungimento di una maggior conoscenza di base dello sviluppo motorio sia per l'identificazione precoce di eventuali deviazioni dallo sviluppo normale.

Negli ultimi decenni, grazie al progresso tecnologico, sono stati sviluppati sensori inerziali portatili e indossabili che permettono di ottenere molte delle informazioni rilevanti per l'analisi del passo (sensori cinematici miniaturizzati come accelerometri e giroscopi. (Sparks et al., 1998)). Grazie a questi è possibile risolvere molti dei problemi dell'utilizzo della strumentazione del laboratorio di analisi del movimento. Questi sensori possono essere alimentati a batteria e quindi sono facilmente trasportabili e indossabili. Non si posiziona nessun tipo di sensore sulla pelle, ma vengono posti generalmente attorno alle caviglie e alla vita con delle cinture. [Aminian 2002]. Ciò facilita l'acquisizione dei dati in quanto il bambino può partecipare in un ambiente a lui conosciuto. Tale sensore inerziale, è composto di solito da un accelerometro triassiale e da un giroscopio anch'esso triassiale, atti a misurare rispettivamente le accelerazioni lungo le tre direzioni e le velocità angolari intorno ai tre assi di rotazione. Per maggiori approfondimenti sui principi di base dei sensori inerziali si veda il paragrafo in appendice a questo capitolo.

Tramite i sensori inerziali si possono calcolare molti parametri del passo tra cui spaziali e temporali : *stance time*, *stride time*, *swing time*, lunghezza del passo, lunghezza del semipasso, velocità. Si possono anche calcolare altre caratteristiche interessanti dello studio evolutivo delle strategie del cammino come le accelerazioni del tronco e le forme del passo. Per la stima dei parametri spaziali serve generalmente ipotizzare un modello di cammino, tipicamente a pendolo inverso. Durante i primi mesi di cammino indipendente nei bambini, non può essere ipotizzata la camminata a pendolo inverso (Mc Collum et al., 1995). Essi assumono tre differenti strategie di cammino: il *Twister*, che usa tronco torsione per facilitare la progressione del passo, il *Faller*, che sfrutta la gravità per la progressione del centro di massa, e lo *Stepper*, che controlla la progressione del piede per stabilizzare la traiettoria del centro di massa. Durante le prime settimane di cammino indipendente, i bambini utilizzano una di queste strategie meccaniche o una loro combinazione. Quindi non potendo assumere pendolo inverso nella camminata dei bambini, non è semplice ottenere informazioni sui parametri spaziali del passo. Per questo motivo recentemente sono stati studiati i parametri temporali, mediante sensori inerziali, e le strategie di cammino nei bimbi ai primi passi.

Uno studio longitudinale recente ha infatti coinvolto un numero maggiore di bambini ai primi passi (20 bambini) ,utilizzando i sensori inerziali e acquisendo dati per i primi 6 mesi di cammino indipendente a frequenza mensile.[Bisi&Stagni 2015]. In questo lavoro sono stati acquisiti i parametri temporali, valutati coordinazione e strategie di cammino. L'acquisizione dei parametri temporali mostra un cambiamento dello sviluppo nei primi due mesi di cammino indipendente. Inoltre con l'avanzare dei mesi si è notato che le strategie di cammino messe in atto dai bambini hanno una grande variazione. Alla fine di questo periodo, che generalmente dura circa tre mesi, cominciano a mostrare forme di camminata più simili tra loro iniziando a mostrare manifestazioni del meccanismo del pendolo inverso. [Bisi&Stagni 2015]. Nel lavoro presentato emergono però due aspetti da approfondire: 1) un'analisi degli aspetti di simmetria del passo nei bambini: nello studio non sono stati differenziati, i parametri su gamba destra e su gamba sinistra. 2) l'esigenza di raccogliere i dati con maggiore frequenza durante i primissimi mesi di cammino indipendente viste le velocissime modifiche che sono state mostrate nei dati raccolti mensilmente.

Lo scopo di questo studio è l'analisi dell'evoluzione nelle variabili biomeccaniche temporali del passo osservando longitudinalmente un gruppo di bambini e acquisendo i dati durante i primi 2 mesi di cammino indipendente a cadenza settimanale. Nell'analisi sono stati coinvolti 18 bambini (9 femmine, 9 maschi, dai 10 ai 17 mesi). Essi hanno incominciato a partecipare al manifestarsi dei primi passi, quando in grado di svolgere almeno 6 passi consecutivi senza alcun sostegno. In aggiunta si vuole valutare la simmetria del passo quantificando la lateralità che spesso si può osservare qualitativamente tramite osservazione. I parametri sono stati acquisiti tramite i tre sensori inerziali, due posizionati sulle rispettive caviglie ed uno posizionato sul tronco. Mediante tali sensori sono stati stimati il tempo del passo (*stride time*), il tempo di appoggio (*stance time*), tempo di oscillazione (*swing time*). Inoltre tramite l'elaborazione dei dati si è potuto studiare la simmetria del passo andando a differenziare i parametri sulla gamba destra e sulla gamba sinistra ricavando così i valori di *stance time destro* , *stance time sinistro*, *stride time destro*, *stride time sinistro*, *swing time destro* e *swing time sinistro*.



## SENSORI INERZIALI : PRINCIPI DI BASE

L'accelerometro è un sensore che può essere fissato rigidamente su diversi segmenti corporei per misurare l'accelerazione lineare agente lungo l'asse sensibile. Il funzionamento degli accelerometri si basa sulla rilevazione dell'inerzia di una massa quando viene sottoposta ad una accelerazione. All'interno dell'accelerometro la massa è fissata ad un elemento elastico, a sua volta legato ad una struttura fissa. Quando si è in presenza di un'accelerazione, la massa si sposta dalla posizione di riposo in modo proporzionale all'accelerazione; il sensore rileva tale spostamento e converte questa misura in un segnale elettrico. L'elemento elastico segue la legge di Hooke, secondo la quale la molla è sottoposta a una forza di ritorno elastico proporzionale alla deformazione impressa:  $F_{molla}=kx$  dove  $k$  è la costante elastica della molla e  $x$  la deformazione, applicando il secondo principio della dinamica, per il quale  $F=ma$  e imponendo che le forze siano uguali e contrarie per il terzo principio della dinamica,  $F=ma=kx$  si ricava che un'accelerazione causerà uno spostamento  $x$  della massa pari a :

$$x = \frac{ma}{k}$$

Oppure osservando lo spostamento  $x$ , la massa subirà un'accelerazione pari a:

$$a = \frac{xk}{m}$$

La massa mobile si muove in funzione dell'accelerazione subita, della costante elastica ( $k_e$ ) e della costante viscoelastica del damper ( $k_d$ ). La forza della sollecitazione esterna è legata allo spostamento subito dall'equazione:

$$F(t)=F_M(t)+F_d(t)+F_e(t)= M\left(\frac{d^2x(t)}{dt^2}\right) + kd\left(\frac{dx(t)}{dt}\right) + kex(t)$$

Differenti sono gli accelerometri che per trasformare il segnale di accelerazione in un segnale tipicamente elettrico utilizzano tecnologie di traduzione diverse: accelerometri piezoelettrici, accelerometri piezoresistivi e accelerometri capacitivi.

Per ottenere, invece, un sistema sensibile alle accelerazioni lungo i tre assi, occorre replicare il tutto lungo gli altri due assi montando tre accelerometri mono-assiali insieme, secondo direzioni ortogonali tra loro. Le velocità possono essere ottenute tramite integrazione dell'informazione di accelerazione, mentre una seconda integrazione ci restituisce lo spostamento come funzione del tempo. Nel calcolo di queste integrazioni, le condizioni iniziali devono essere note, cosa non facile in alcuni task motori, e che comunque non garantisce errori d'integrazione sufficientemente limitati per gli scopi dell'analisi del movimento. Per questo motivo gli accelerometri sono utili primariamente quando l'informazione di base che si vuole conoscere è l'accelerazione, e questa è d'interesse primario nell'indagine di una feedback in tempo reale, e per raccolta di dati sul campo.

Per quanto riguarda il giroscopio, esso consiste di una massa vibrante che subisce una vibrazione addizionale causata dall'effetto di Coriolis, il quale viene sfruttato per percepire l'entità della velocità angolare di rotazione del giroscopio stesso. In pratica è costituito da una ruota che gira intorno al proprio asse. Quando la ruota è in movimento il suo asse tende a mantenersi parallelo a sé stesso e ad opporsi al cambiamento di orientamento. In assenza di rotazione, l'elemento vibrante integrato nel sensore oscilla continuamente all'interno di un piano. Invece, in presenza di una rotazione attorno a un asse perpendicolare al piano di vibrazione della massa, l'elemento vibrante devia dal proprio piano di vibrazione sotto l'effetto dell'accelerazione di Coriolis e l'ampiezza di questa vibrazione fuori dal piano è proporzionale alla velocità angolare applicata.

La forza di Coriolis è una forza apparente, a cui risulta soggetto un corpo quando si osserva il suo moto da un sistema di riferimento che sia in moto circolare rispetto a un sistema di riferimento inerziale. La sua intensità è proporzionale alla massa vibrante ( $m$ ) e alla sua velocità ( $v$ ) e alla velocità angolare del sistema di riferimento ruotante ( $\omega$ ), seconda la relazione:

$$F_c = -2m\omega \times v$$

In ambito biomeccanico i giroscopi possono essere applicati a qualsiasi parte del corpo, e grazie al loro uso fuori dai laboratori sono spesso usati per la registrazione del cammino per lunghi periodi. Infatti dal segnale di velocità angolare possono essere ricavate variabili spazio-temporali, come la velocità, la lunghezza del ciclo di cammino e del passo e tempo di stance e swing, utili sia per fini clinici che sportivi.

Il problema principale dei giroscopi è la presenza di piccoli offset che provocano derive del segnale ed errori inaccettabili durante il processo di integrazione necessario per valutare le variazioni di orientamento. La tecnologia attuale permette di costruire giroscopi che sfruttano principi di funzionamento diversi. Esistono infatti giroscopi meccanici, ottici e microelettronici a massa vibrante. I giroscopi MEMS a masse vibranti invece, sono piccoli, economici e consumano piccole quantità di energia. Sono quindi ideali per l'utilizzo nell'analisi del movimento umano.

## **CAPITOLO 2**

# **MATERIALI E METODI**

## Soggetti

Diciotto bambini hanno partecipato allo studio. Il comitato Etico degli Autori ha approvato questo studio, ed è stato ottenuto il consenso informato da parte dei genitori dei partecipanti. In nessuno dei bambini sono stati riconosciuti ritardi nello sviluppo.

|    | Età al primo passo (mese) | Sesso  | Settimane di gravidanza | Alla nascita |           | A 12 mesi   |          |
|----|---------------------------|--------|-------------------------|--------------|-----------|-------------|----------|
|    |                           |        |                         | Altezza (cm) | Peso (kg) | Altezza(cm) | Peso(kg) |
| 1  | 15                        | Female | 38                      | 50           | 3,125     | 77          | 9,1      |
| 2  | 12                        | Male   | 40                      | 51           | 4,040     | 78          | 10,3     |
| 3  | 14                        | Male   | 36                      | 50           | 2,930     | 76          | 9,5      |
| 4  | 13                        | Female | 35                      | 48           | 3,060     | 76          | 8,5      |
| 5  | 12                        | Male   | 40                      | 54           | 4,070     | 78          | 11       |
| 6  | 14                        | Male   | 41                      | 48           | 2,930     | 85          | 9,5      |
| 7  | 17                        | Male   | 39                      | 51           | 3,630     | 78          | 12       |
| 8  | 11                        | Male   | 39                      | 48           | 3,310     | 80          | 9,5      |
| 9  | 11                        | Male   | 40                      | 53           | 4,265     | 75          | 10       |
| 10 | 14                        | Male   | 39                      | 52           | 2,850     | 73          | 9,85     |
| 11 | 11                        | Female | 39                      | 52           | 3,090     | 82          | 11       |
| 12 | 11                        | Female | 41                      | 47           | 3,17      | 77          | 11,4     |
| 13 | 12                        | Female | 40                      | 47           | 2,7       | 77          | 11       |
| 14 | 11                        | Female | 38                      | 48           | 2,570     | 73          | 10,5     |
| 15 | 16                        | Female |                         | 51           | 2,93      | 78          | 9        |
| 16 | 9                         | Female |                         | 50           | 3,3       | 78          | 10       |
| 17 | 10                        | Female | 41                      | 52           | 3,7       | 76          | 8,75     |
| 18 | 10                        | Male   | 40                      | 49           | 3,490     | 71          | 9        |

*Tab. 1.informazioni dettagliate su ogni bambino.*

I test sono stati eseguiti su ciascun soggetto durante i primi mesi di cammino indipendente.

|    | 1° settimana | 2° settimana | 3° settimana | 4° settimana | 5° settimana | 6° settimana | 7° settimana | 8° settimana | 9° settimana |
|----|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| 1  | x            | x            | x            | x            | x            | x            | x            |              |              |
| 2  | x            | x            | x            |              |              | x            | x            |              |              |
| 3  | x            | x            | x            | x            |              | x            | x            |              |              |
| 4  | x            | x            | x            | x            | x            |              | x            | x            | x            |
| 5  | x            | x            | x            | x            | x            | x            | x            |              |              |
| 6  | x            | x            | x            | x            | x            | x            | x            |              |              |
| 7  | x            | x            | x            | x            | x            | x            | x            |              |              |
| 8  | x            | x            | x            | x            | x            | x            | x            | x            |              |
| 9  | x            |              | x            | x            | x            | x            | x            | x            |              |
| 10 | x            |              | x            |              | x            |              |              | x            |              |
| 11 | x            | x            | x            | x            | x            | x            | x            | x            | x            |
| 12 | x            | x            | x            | x            | x            | x            | x            | x            | x            |
| 13 | x            |              |              |              |              |              |              |              |              |
| 14 | x            | x            | x            | x            | x            | x            | x            | x            |              |
| 15 | x            | x            | x            |              | x            | x            | x            | x            |              |
| 16 | x            |              | x            | x            | x            |              |              | x            |              |
| 17 | x            |              | x            | x            | x            | x            | x            |              | x            |
| 18 | x            | x            | x            | x            | x            |              | x            | x            |              |

*Tab. 2 .dettaglio delle prove eseguite.*

L' inizio del cammino indipendente è stato definito come la capacità di compiere 6 consecutivi passi senza aiuto. Sono state programmate idealmente 162 sessioni di acquisizione dati (18 bambini x 9 settimane). Tuttavia a causa di malattia o mancanza di collaborazione da parte dei bambini, le reali acquisizioni di dati sono state 121. Un bambino è stato escluso dall'analisi per la sua scarsa partecipazione. Quindi nel presente studio verranno analizzati i dati di 17 bambini che hanno svolto in totale 116 prove.

## **Materiali**

Sono stati fissati tre sensori inerziali tri-assiali wireless (OPALS,Apdm,USA) rispettivamente sulla parte bassa della schiena, sulla gamba destra e su quella sinistra. Questi hanno permesso di registrare dati temporali come accelerazione, velocità angolare del tronco e delle gambe ( con una frequenza di campionamento di 128 Hz). Ai partecipanti è stato chiesto di camminare lungo un corridoio attirati e incoraggiati da una persona di fiducia (mamma o maestra).

I test sono stati registrati tramite videocamera per vedere a posteriori se i bambini, durante il cammino, si fossero aiutati con strumenti di supporto come muro, mensole, etc. In tal caso la fase del passo non è stata considerata.

## **Il sistema Opals**

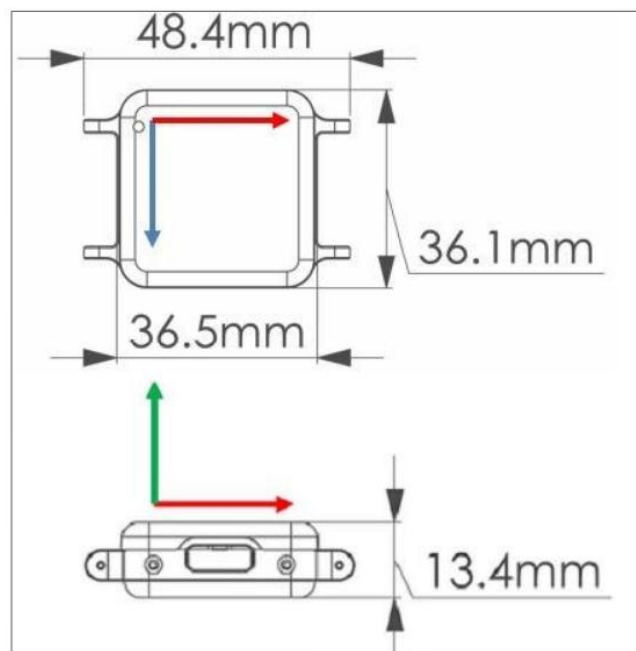
L'Opal (Apdm, Inc., USA) è un sensore wireless di piccole dimensioni adatto per il monitoraggio del movimento. E' un sistema microelettromeccanico, ad alte performance, triassiale, composto da una serie di unità inerziali (IMU). Questo sistema utilizza un protocollo di comunicazione wireless a bassa potenza per trasmettere i dati all' *access point* collegato al PC tramite un cavo USB. I singoli moduli sono dotati di una propria batteria interna che garantisce 16 ore di monitoraggio continuo e più di 8 ore di streaming real-time. Inoltre, è presente un buffer dati che assicura l'acquisizione dei dati in ogni situazione, anche quando la comunicazione wireless è temporaneamente interrotta o il sensore è fuori dal range consentito dalla comunicazione wireless. Tutti i sensori che compongono il kit della APDM sono calibrati secondo un riferimento cartesiano ortogonale levogiro (regola della mano destra), solidale al sensore e allineato al suo involucro.

L'orientamento del sensore è definito rispetto ad un sistema di riferimento terrestre (globale) fisso (anch'esso ortogonale cartesiano levogiro) così definito:

- Asse x positivo nella direzione del Nord magnetico terrestre
- Asse z secondo la direzione dell'accelerazione di gravità terrestre ma di verso opposto
- Asse y in accordo alla regola della mano destra (quindi positivo nella direzione Ovest del campo magnetico terrestre).

Il s.d.r. di sensore è centrato sul led, con

- Asse z uscente dal lato nero del sensore
- Asse y positivo verso la porta dati del sensore
- Asse x secondo la regola della mano destra



*Figura 1: Schematizzazione di un Opal con i relativi assi del frame locale.*

*Gli assi blu rosso e verde sono rispettivamente x,y e z.*

Le specifiche tecniche di un sensore Opal sono le seguenti:

- Dimensioni: (48.5x36.5x13.5) mm
- Peso: 22 g (batteria inclusa)
- Materiale: Alluminio 6061 anodizzato e plastica ABS
- Memoria interna: 8 Gb
- Durata della batteria: Streaming Wireless 8 ore  
Modalità sincrona 12 ore  
Modalità asincrona 16 ore

Caratteristiche dei sensori:

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

*Tab.3. caratteristiche dei sensori Opals.*

L'*access point* rappresenta il nodo a cui convergono tutti i dati provenienti dai vari monitor; esso è collegato via wireless con tutti i sensori, ai quali trasmette anche gli istanti di sincronia, e via cavo con il PC. Ogni *access point* può essere collegato a un massimo di 6 moduli. Se si desidera realizzare una BAN estesa a più di 6 unità, occorre utilizzare più *access point* collegati insieme (fino a 4 *access point*, per un totale di 24 elementi che compongono la rete).



*Figura 2: Access Point*



Le *docking station* sono utilizzate per configurare, caricare (ad es. i file di calibrazione) e scaricare i dati dai moduli. Queste si collegano al PC tramite USB e sono alimentate dalla rete elettrica. Ogni sensore è provvisto di una sua docking station e fino a 24 di queste possono essere connesse insieme.



*Figura3:Docking Station*

L'APDM offre anche un bottone esterno che si collega alla porta dati di un monitor undocked (non connesso alla sua docking station) utile per marcare degli eventi temporali e fermare/avviare l'acquisizione dei dati (ad es. lo studio dello swing del braccio durante il cammino fissando l'OPAL al polso). Inoltre, il kit dell'APDM comprende anche delle bande elastiche di diverse dimensioni e forme per posizionare i sensori sul corpo.

L'azienda offre due metodi di sincronizzazione temporale OPAL-OPAL:

1.*Metodo master*: è la forma più comune di sincronizzazione wireless dei sensori. Viene utilizzato quando si desidera uno streaming real-time collegando fino a 24 OPAL. Tutti i moduli trasmettono via wireless i propri dati cinematici a uno o più access point. Uno di questi, identificato nella fase di configurazione, impartisce il segnale di sincronizzazione temporale all'intera rete. I dati sono sincronizzati entro 1 ms.

2.*Metodo mesh*: è una forma di sincronizzazione unica dell'APDM. Viene utilizzato quando si desidera registrare un task motorio offline. A tal fine vengono utilizzate le Memorie interne da 8 GB degli OPAL. In questa forma di sincronizzazione,

ogni modulo appartenente alla rete invia dei pacchetti di sincronizzazione permettendo agli altri di confrontarlo con il proprio clock. La differenza principale tra i due metodi è la necessità dell' *access point*: il primo si basa sulla connessione *access point* -OPAL per dettare il segnale di sincronizzazione, mentre il secondo no.

I dati vengono acquisiti al PC utilizzando il software Motion Studio fornito dall' APDM. Questo programma permette anche di configurare il sistema, registrare, visualizzare real-time i segnali e calibrare giroscopi e magnetometri.

Tutti i dati acquisiti successivamente sono esportabili nei seguenti formati digitali:

- Hierarchical Data Format(HDF5);
- Comma Separated Values(CSV).

E' stato implementato un programmain ambiente MATLAB che, partendo dai dati registrati relativi ad un'acquisizione ed esportati in un file HDF5 (estensione: ".h5"), li memorizza in un file MAT (estensione: ".mat") organizzato in strutture definite nel linguaggio MATLAB (struct). Una volta ottenuto il file MAT (uno per ogni acquisizione) , è possibile proseguire con l'elaborazione dei dati. Tutte le acquisizioni che vengono introdotte nei prossimi paragrafi sono state gestite programmando in ambiente MATLAB. Le strutture sono simili ai cell array: vettori multipli di diversi tipi di dati possono essere memorizzati nelle strutture, in maniera analoga a quanto possibile nei cell array. Tuttavia, anziché usare l'indirizzamento, a ogni matrice memorizzata nelle strutture viene assegnato un campo. Grazie a questa rappresentazione ogni sensore ha un proprio campo, all'interno del quale risiedono in maniera organizzata tutte le informazioni di interesse. I sensori utilizzati hanno le seguenti sigle: s00681, s00692, s00698, s01108, s01109, s01132, s01138.

Per effettuare un'acquisizione tramite sensori Opal è necessaria questa procedura:

1. Collegare l'access point tramite cavo usb al computer, e la docking station sia al computer, tramite usb, sia alla corrente elettrica.

2. Configurare il sistema, tramite il software Motion Studio. In questa fase è necessario controllare che siano rilevati tutti i sensori, il range dei sensori e la frequenza di campionamento. Una volta configurato il sistema i sensori vengono scollegati dalla docking station e posizionati su una piattaforma orizzontale in condizioni statiche.

Idealmente i segnali dei giroscopi in queste condizioni dovrebbero essere nulli.

Tuttavia, osservando il segnale real-time (modalità streaming dei monitor) grazie al software fornito, si osservano delle oscillazioni. Se per una certa unità inerziale queste superano i valori  $\pm 0.03$  rad/s, allora è richiesta la ricalibrazione del giroscopio.

3. Togliere i sensori dalla docking station e posizionarli sui segmenti corporei di interesse.

4. Iniziare l'acquisizione dei sensori, tramite il tasto "record". Una volta finita l'acquisizione i sensori vengono messi di nuovo nella docking station, ed è possibile scaricare e salvare i dati sul software.

## **Analisi dei dati**

Per l'analisi dei dati è stato utilizzato Matlab (MathWorks BV, USA). Dalla velocità angolare medio-laterale degli arti inferiori sono stati stimati gli istanti di appoggio e distacco del piede (che chiameremo Heel Strike e Toe-Off anche se nei bambini inclusi nello studio non è ancora presente il rolling del piede durante il passo) guardando le cime negative che coinvolgono le alte frequenze e il relativo picco poco prima e dopo la fase di oscillazione. [Aminian 2002]. Dai segnali ricavati si selezionano gli istanti temporali del passo di Heel-Strike e Toe-Off (*Figura 4 e 5*).

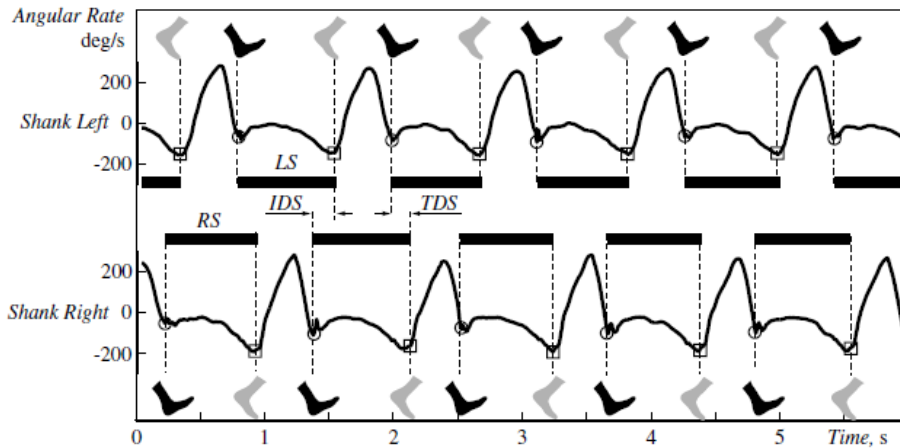


Figura 4: Heel-Strike e Toe-Off in letteratura.

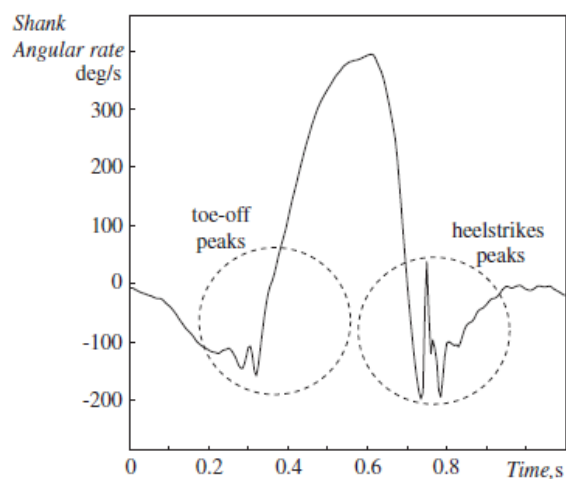


Figura 5: Velocità angolare di una gamba e identificazione di Heel-Strike e Toe-Off.

Per ogni partecipante in ogni sessione sono stati calcolati i seguenti parametri del passo:

**PASSO (stride time):** intervallo di tempo tra due successivi istanti di contatto con il terreno dello stesso piede. Si calcola facendo la differenza tra due Heel-Strike consecutivi dello stesso piede.

**FASE DI OSCILLAZIONE (swing time):** periodo in cui il piede non è a contatto con il pavimento (40% dell'intero ciclo). Viene calcolato come la differenza tra Heel-Strike e Toe-Off.

FASE DI APPOGGIO (*stance time*): periodo del piede in cui è a contatto con il pavimento (60% dell'intero ciclo). E' data dalla differenza fra *stride time* e *swing time* calcolati sullo stesso piede.

CADENZA (*cadence*): numero di passi nell'unità di tempo. Si ottiene facendo l'inverso del passo (*stride time*).

CADENZA NORMALIZZATA (*normalized cadence*): calcolata come la cadenza e normalizzata rispetto all'altezza di ogni bambino al rispettivo mese di età.

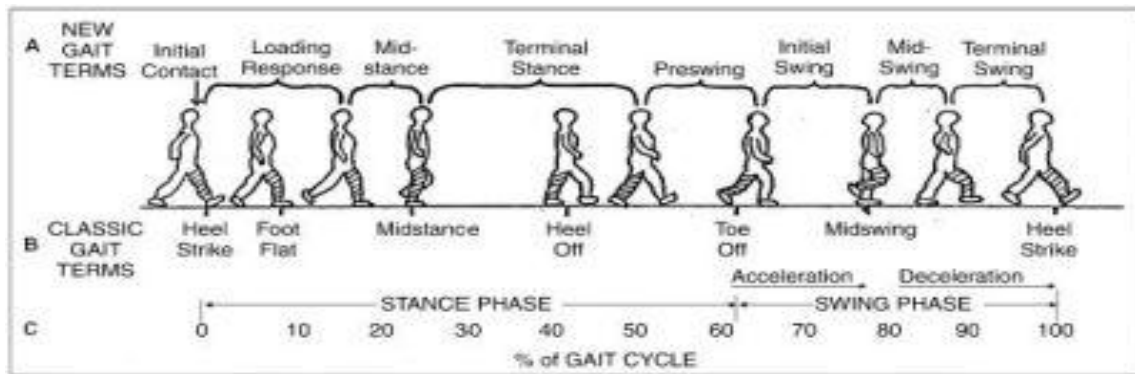


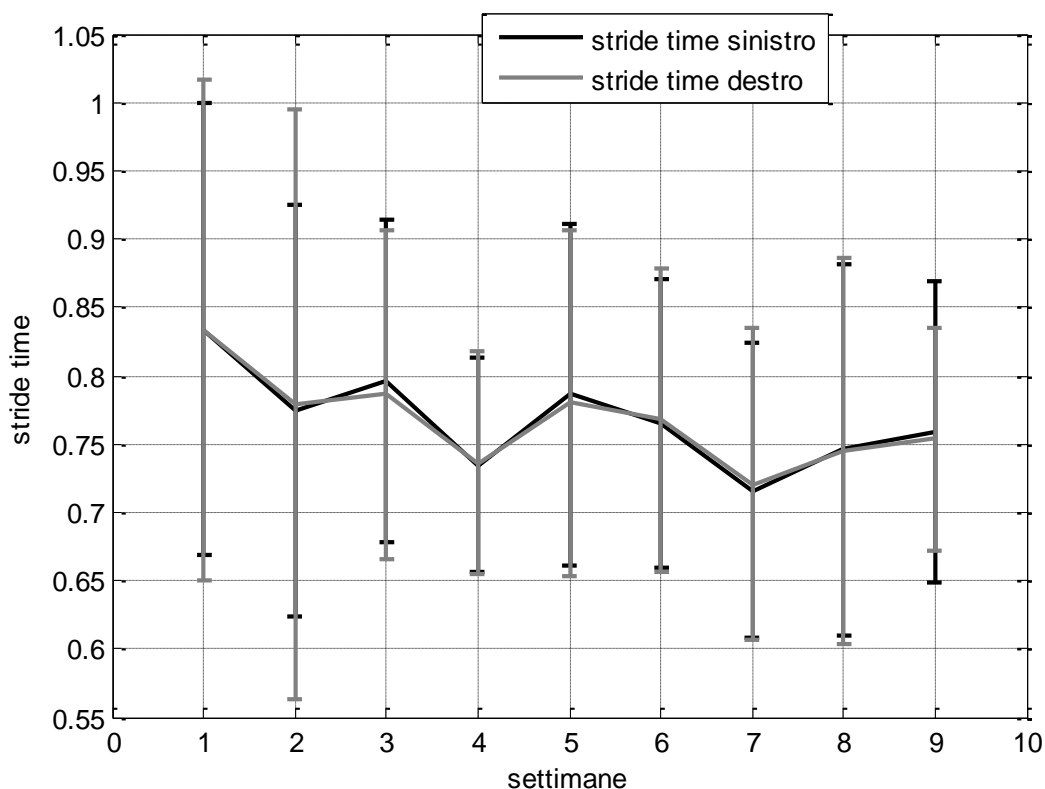
Figura 6-Fasi del passo.

Elaborando i dati tramite Matlab è stato possibile distinguere i parametri del passo tra gamba destra e gamba sinistra, per evidenziare le differenze nei tempi e approfondire l'evoluzione del processo di lateralizzazione. Dunque sono stati differenziati *stance time destro* da *stance time sinistro*; *stride time destro* da *stride time sinistro*; *swing time destro* da *swing time sinistro*; *cadence destro* da *cadence sinistro*; *normalized cadence destro* da *normalized cadence sinistro*.

# **CAPITOLO 3**

## **RISULTATI**

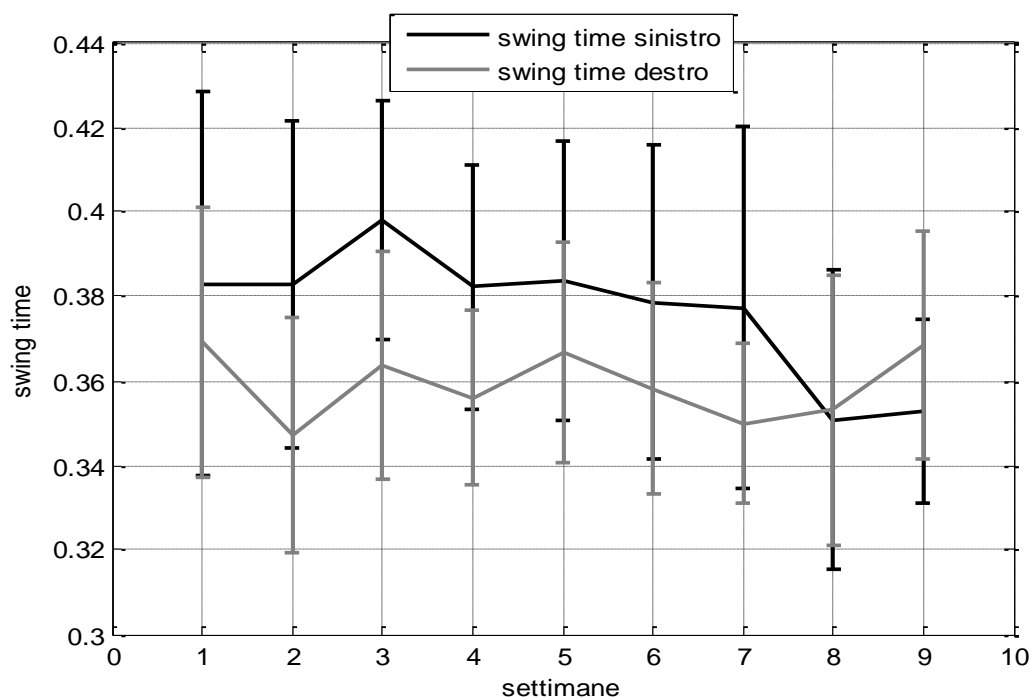
## Stride time



*Figura 7: Stride Time [sec].*

Nella *Figura 7* sono mostrati i valori medi di Stride-Time di gamba destra (linea grigia) e di gamba sinistra (linea nera) per 1,2,3,4,5,6,7,8,9 settimane. Non essendoci differenze significative tra le due curve è possibile valutare l'andamento complessivo. Dal grafico si nota una diminuzione fino alla settimana 9 con minimi locali alla settimana 2, 4 e 7. Valutando l'andamento delle curve dei singoli bambini si evidenzia che 15 bambini seguono approssimativamente l'andamento delle curve mostrate in *Figura 7* e 2 bambini mostrano un andamento differente.

## Swing time

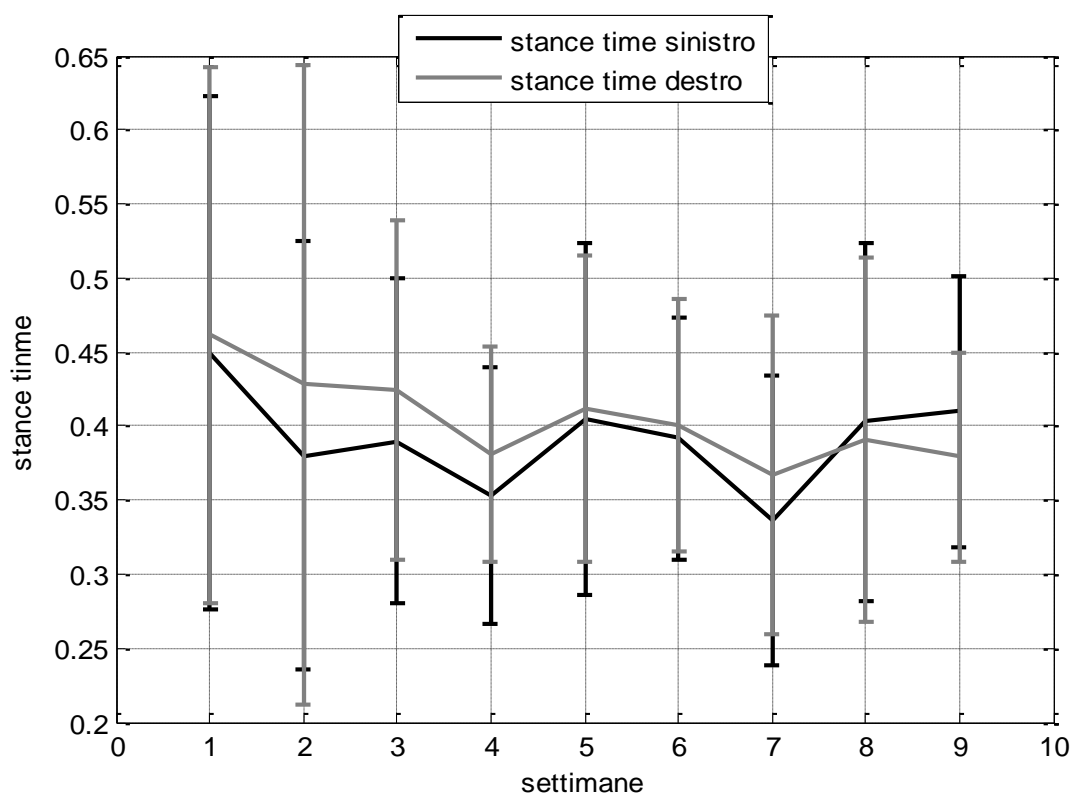


*Figura 8: Swing-Time [sec].*

Nella *Figura 8* sono mostrati i valori mediani di Swing-Time di gamba destra ( linea grigia) e di gamba sinistra ( linea nera ) per le settimane 1,2,3,4,5,6,7,8,9. Nella curva dello Swing-Time sinistro (linea nera) si evidenzia una costanza dalla settimana 1 alla settimana 7 con un massimo locale alla settimana 3, successivamente si ha una diminuzione fino alla settimana 8 e un valore costante alla settimana 9. Nella curva dello Swing time destro (linea grigia) si evidenzia una diminuzione fino la settimana 7 con massimi locali alla settimana 3 e 5; successivamente si nota un aumento fino la settimana 8. Valutando le curve di ogni singolo bambino nessun soggetto presenta significativi discostamenti dall'andamento delle curve in *Figura 8*.



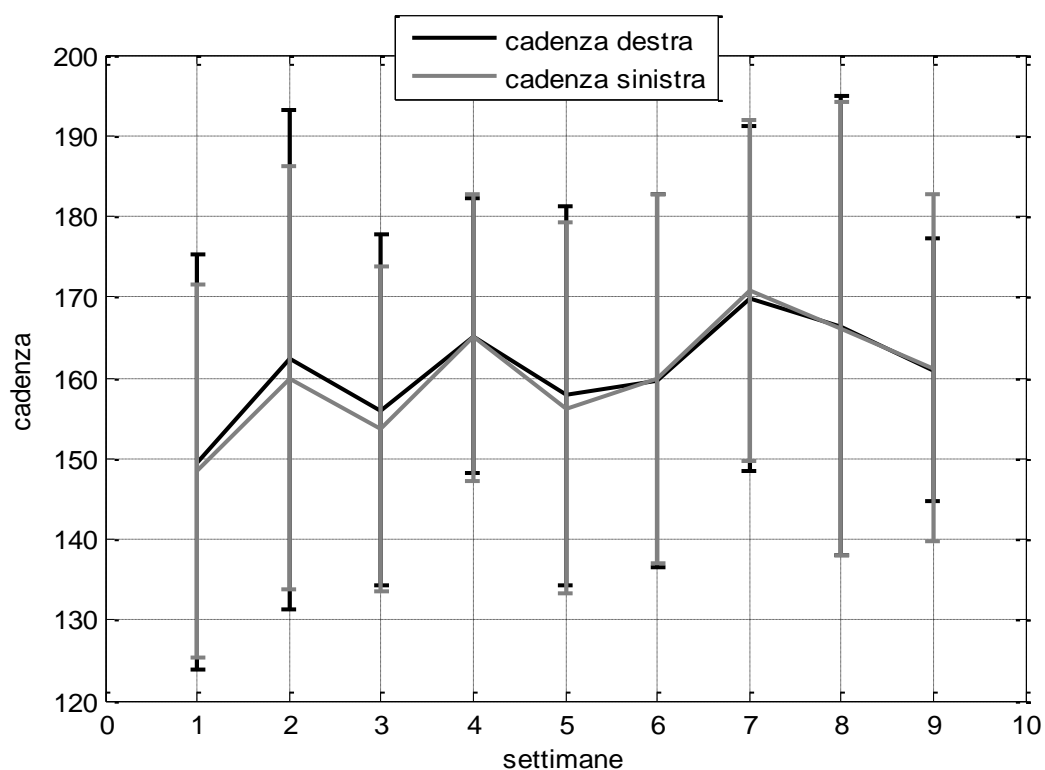
## Stance Time



*Figura 9: Stance-Time [sec].*

Nella *Figura 9* sono mostrati i valori medi di Stance-Time di gamba destra ( linea grigia) e di gamba sinistra ( linea nera ) per le settimane 1,2,3,4,5,6,7,8,9. Entrambe le curve presentano un andamento simile fino alla settimana 7. Nella curva dello Swing-Time sinistro (linea nera) si evidenzia una diminuzione fino alla settimana 9 con minimi locali alla settimana 4 e 7. Nella curva dello Swing-Time destro (linea grigia) si evidenzia una diminuzione fino alla settimana 9, con minimi locali alla settimana 4 e 7. Valutando le curve di ogni singolo bambino si nota che 15 presentano un andamento simile alle curve in *Figura 9* e 1 si discosta.

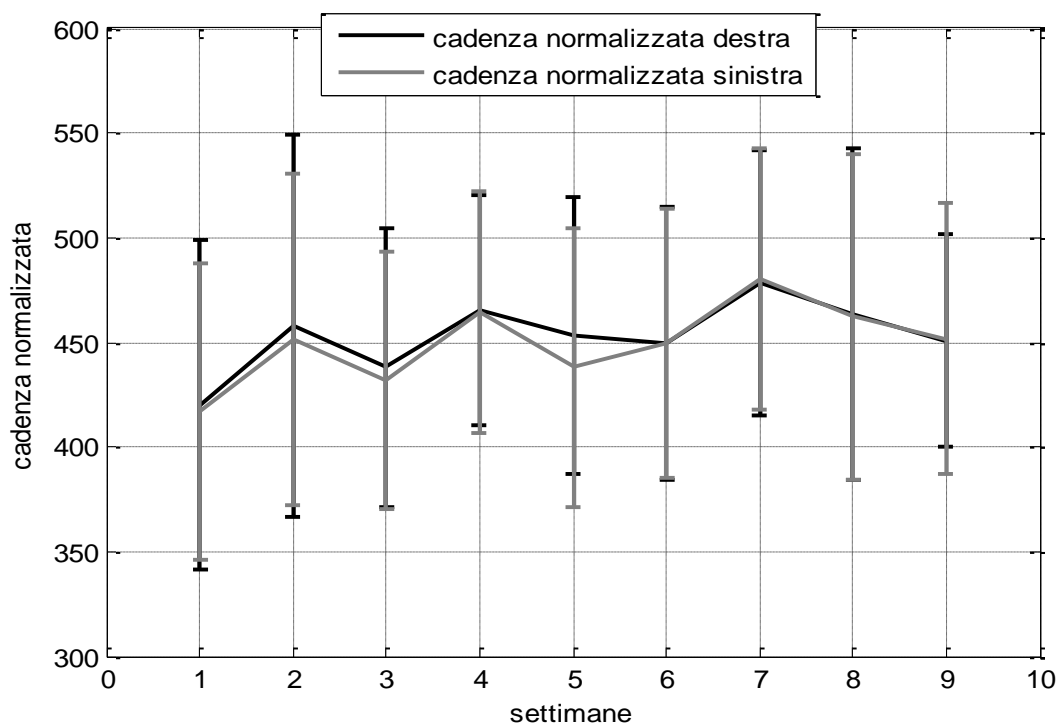
## Cadenza



*Figura 10: Cadenza [steps/min].*

Nella *Figura 10* sono mostrati i valori medi di Cadence di gamba destra ( linea nera) e di gamba sinistra ( linea grigia) per le settimane 1,2,3,4,5,6,7,8,9. Entrambe le curve seguono lo stesso andamento. Quindi vi è un aumento fino alla settimana 9 con tre massimi locali alla settimana 2 , 4 e 8. Dall'andamento delle curve dei singoli bambini si evidenzia che 13 seguono l'andamento delle curve in *Figura 10* e 4 presentano un andamento differente.

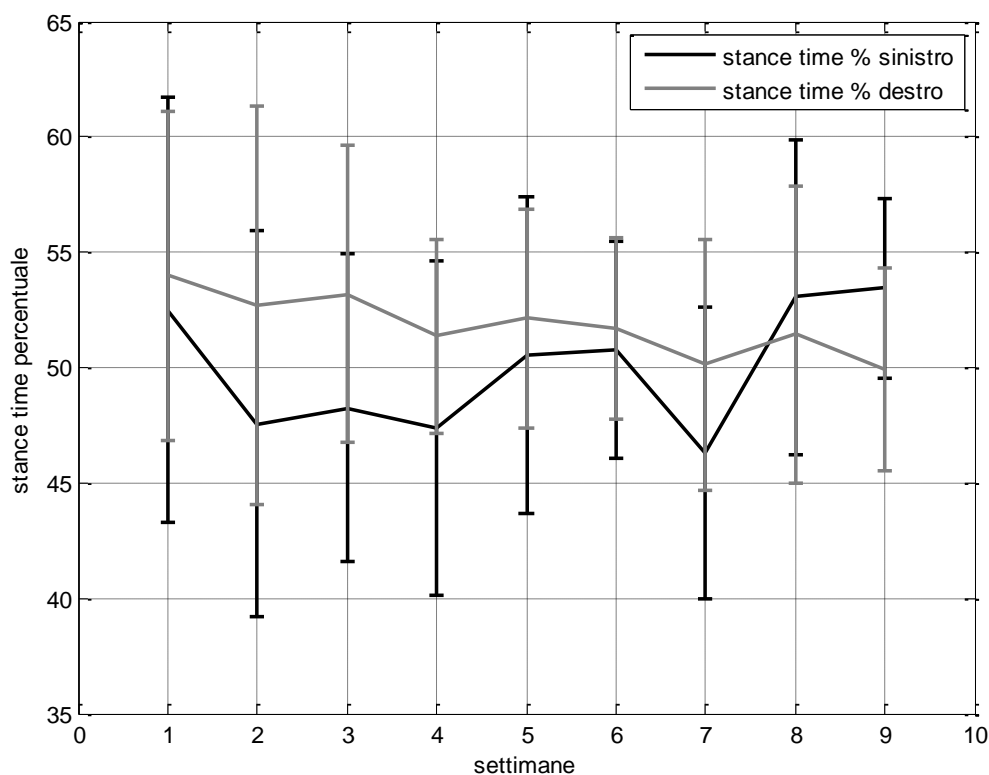
## Cadenza normalizzata



*Figura 11: Cadenza Normalizzata .*

Nella *Figura 11* sono mostrati i valori mediani di Cadence normalizzata di gamba destra ( linea nera) e di gamba sinistra ( linea grigia ) per le settimane 1,2,3,4,5,6,7,8,9. Entrambe le curve presentano un andamento simile. Si ha un leggero aumento fino la settimana 9 con massimi locali alla settimana 2,4 e 7 . L'andamento delle curve di ogni singolo bambino è approssimativamente simile all'andamento in *Figura 11*.

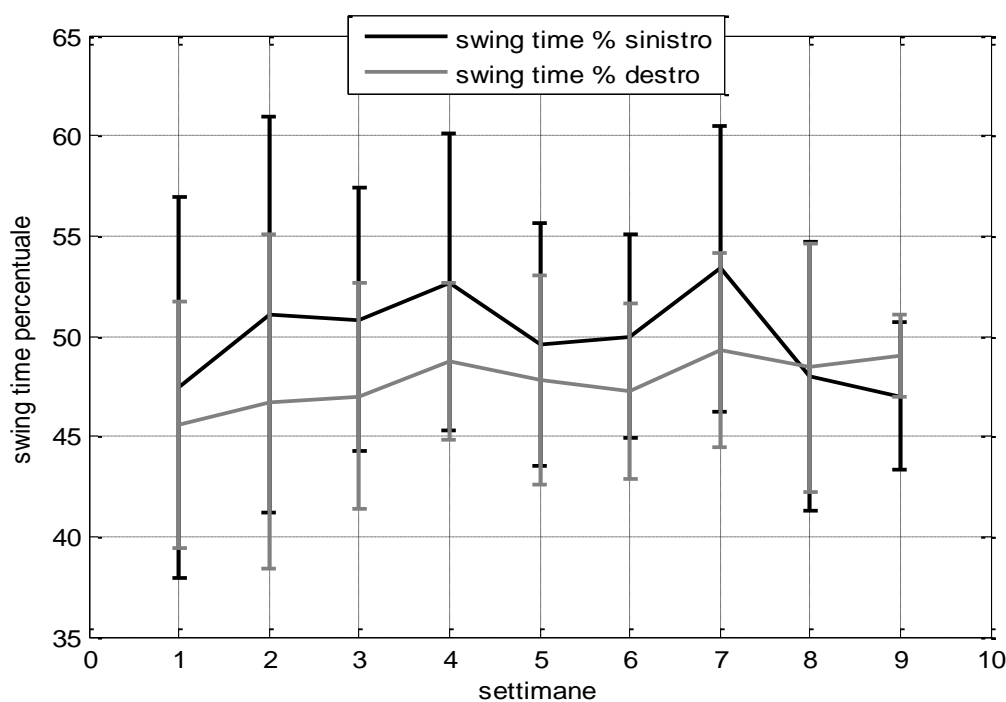
## Stance time percentuale



*Figura 12: Stance-Time percentuale [%Stride-Time].*

Nella *Figura 12* sono mostrati i valori medi di Stance-Time percentuale di gamba destra ( linea grigia) e di gamba sinistra ( linea nera ) per le settimane 1,2,3,4,5,6,7,8,9. Nella curva dello Stance time percentuale sinistro( linea nera) si evidenzia una diminuzione fino la settimana 7 con massimi locali alla settimana 5 e 6; successivamente un aumento fino la settimana 9. Nella curva dello Stance-time percentuale destro (linea grigia) si nota una diminuzione fino la settimana 9 con massimi locali alla settimana 3 e 8. Valutando l'andamento delle curve di ogni singolo bambino è possibile notare che tutti i bambini seguono approssimativamente l'andamento delle curve in *Figura 12*.

## Swing time percentuale



*Figura 13: Swing time percentuale [%Stride-Time].*

Nella *Figura 13* sono mostrati i valori medi di Swing-Time Percentuale di gamba destra ( linea grigia) e di gamba sinistra ( linea nera ) per le settimane 1,2,3,4,5,6,7,8,9. Nella curva dello Swing time percentuale sinistro (linea nera) si evidenzia un aumento fino la settimana 7, con minimi locali alla settimana 3 e 5 e 6; successivamente una diminuzione fino la settimana 9. Nella curva dello Swing Time percentuale destro (linea grigia) si evidenzia un leggero aumento fino la settimana 9 con lievi massimi locali nella settimana 4 e 7. Valutando l'andamento delle curve dei singoli bambini si nota che 16 bambini presentano un andamento simile alle curve in *Figura 13* e 1 bambino si discosta leggermente.

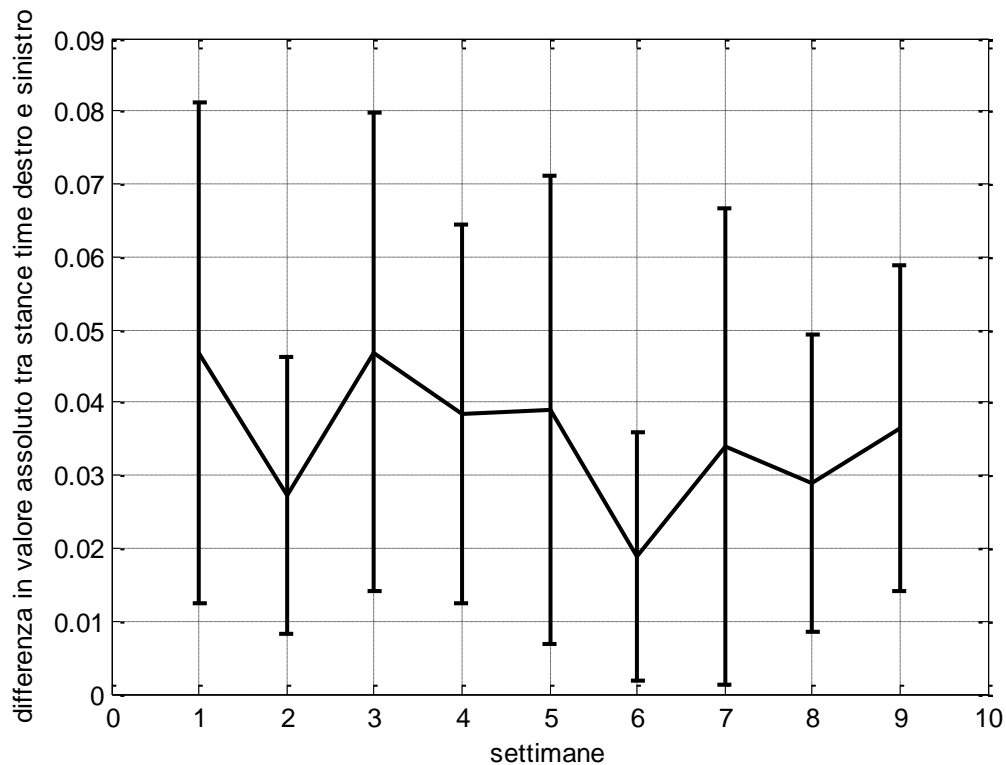
## Simmetria

|              | 1  | 2  | 3  | 4  | 5  | 6  | 7  | 8  | 9  | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 | 17 |
|--------------|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|
| 1° settimana | Dx | Dx | Dx | Dx | Dx | Dx | Dx | =  | Sx | Sx | Sx | Sx | Dx | Dx | Dx | Sx | Sx |
| 2° Settimana | Dx | Dx | Sx | Dx | Sx | Dx | Dx | Dx |    | Dx | =  |    | Dx | Sx |    | Dx | Sx |
| 3° settimana | Dx | Dx | Dx | Dx | Sx | Dx | Dx | Dx | Dx | Sx | Sx |    | Dx | Dx | Sx | Dx | Dx |
| 4° settimana | Dx |    | Dx | Dx | Dx | Dx | Dx | Dx | Dx | Sx | Sx |    | Dx |    | =  | Sx | Dx |
| 5° settimana | Dx |    |    | Sx | Dx | Dx | Sx | =  | Dx | Dx | Dx |    | Dx | =  | Sx | Sx | Dx |
| 6° settimana | Dx | Dx | Dx |    | Dx | Dx | Sx | =  | Sx | =  | Sx |    | Sx | Sx |    |    |    |
| 7° settimana | Dx | Dx | dx | Dx | Dx | Dx | =  | =  | Sx | =  | Dx |    | Dx | Dx |    |    | =  |
| 8° settimana | Sx |    |    | Dx |    |    |    | Sx | Sx | Sx | Sx |    | dx | Sx | dx |    | Sx |
| 9° settimana |    |    |    |    |    |    |    |    |    | Sx | Dx |    |    |    |    | Sx |    |

*Tab.4.Gamba con Stance-time di durata maggiore.*

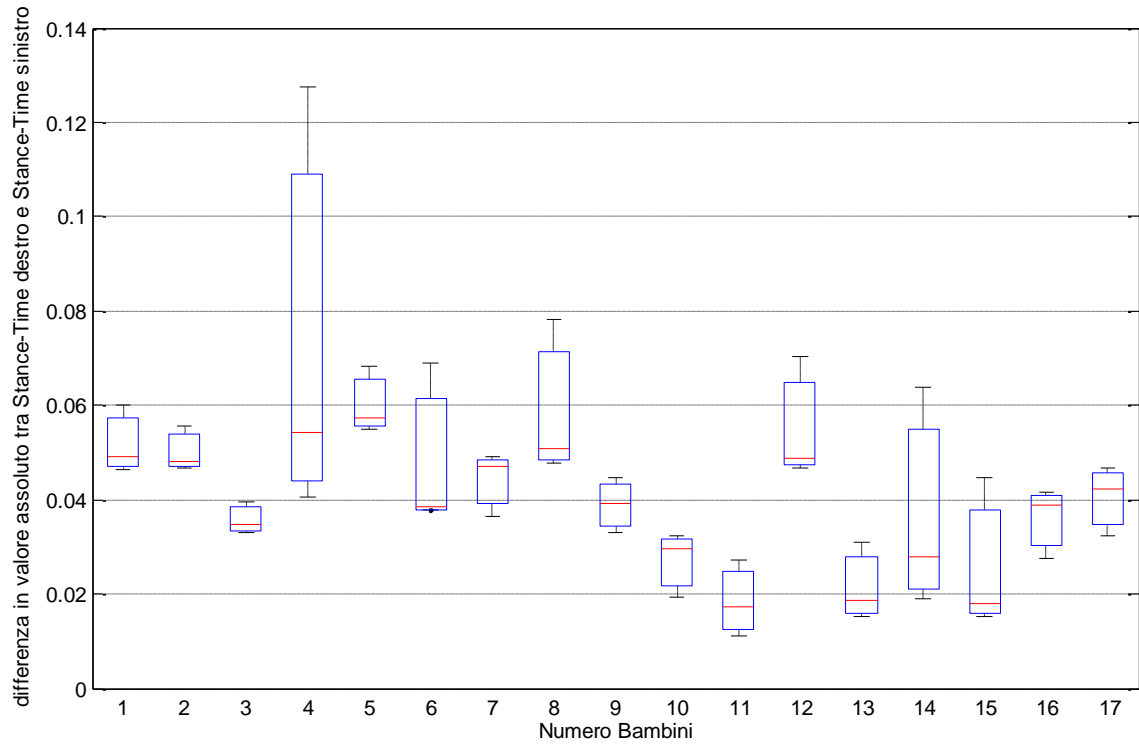
In *Tabella 4* è mostrata per ogni bambino ad ogni settimana la gamba con Stance-Time più lungo. Si evidenzia che alcune volte prevale la gamba destra, altre volte la gamba sinistra; in rari casi si nota che non c'è una prevalenza, pertanto si ha lo stesso valore di Stance-Time sia sulla gamba destra che sulla sinistra. Quindi non mantenendosi costante la simmetria vi è una differenza tra i valori di Stance-time destro e Stance-time sinistro.

## Differenza in valore assoluto tra Stance-Time destro e Stance-Time sinistro.



*Figura 14: Differenza in valore assoluto tra Stance- time destro e Stance- time sinistro [sec].*

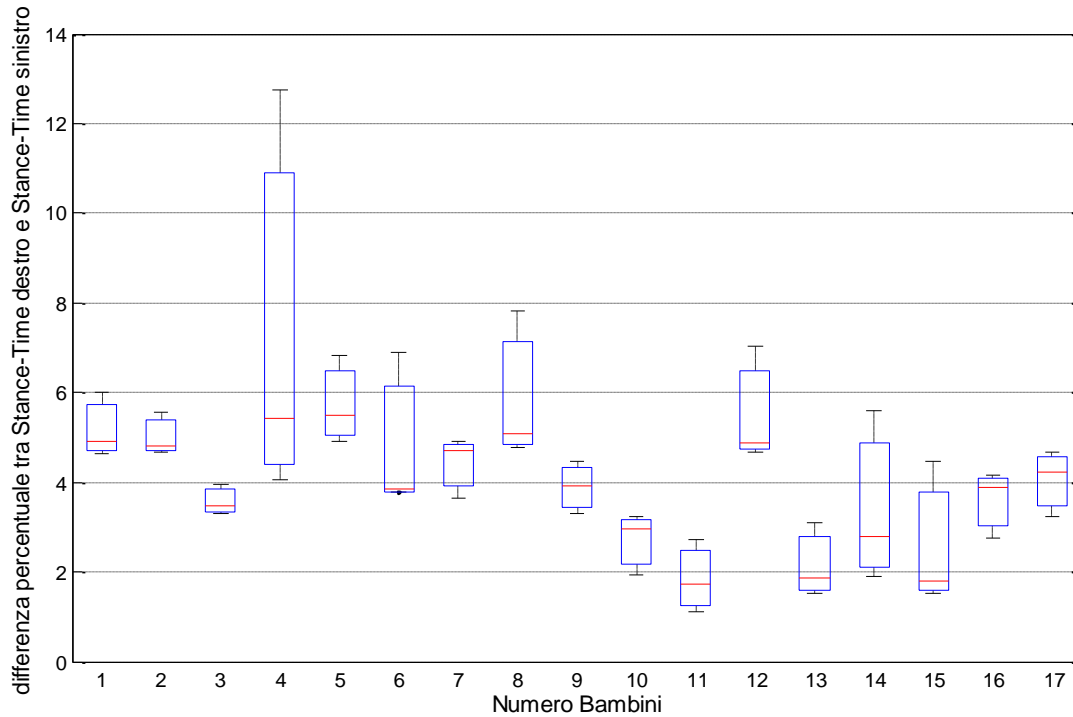
In *Figura 14* sono presentati i valori della differenza in valore assoluto tra Stance- time destro e Stance- time sinistro per 1,2,3,4,5,6,7,8,9 settimane. Dall'andamento della curva è possibile notare una continua variazione da settimana a settimana. Dalla settimana 1 alla settimana 2 vi è una notevole diminuzione, successivamente dalla settimana 2 alla settimana 3 vi è un forte aumento. Dalla settimana 3 alla settimana 9 vi è una diminuzione con minimi locali alla settimana 6 e 8.



*Figura 15 : Mediana della differenza in valore assoluto tra Stance -time destro e Stance-time sinistro per ogni bambino[sec].*

In *Figura 15* sono presentati i valori mediani della differenza in valore assoluto tra Stance-time destro e Stance-time sinistro per ogni bambino. Dall'andamento del grafico si evidenzia che 8 bambini presentano un valore della differenza alto ( $> 0,04$ ) e 9 bambini hanno valori della differenza basso ( $< 0,04$ ).





*Figura 16: Differenza percentuale tra Stance-Time destro e Stance-Time sinistro.*

In *Figura 16* sono mostrati i valori in percentuale delle differenza tra Stance-Time destro e Stance-Time sinistro (mediana, 25° e 75° percentile). Dal grafico è possibile vedere che 9 bambini presentano valori della differenza al di sotto del 4% , quindi hanno valori di Stance-Time destro e Stance-Time sinistro molto vicini tra loro mantenendo quasi la simmetria. Invece 8 bambini hanno valori della differenza al di sopra del 4%, presentando così una asimmetria abbastanza marcata.

# **CAPITOLO 4**

## **DISCUSSIONE**

Nel presente studio sono stati analizzati 17 bambini sani nelle prime 9 settimane di cammino indipendente. Per acquisire i dati sono stati utilizzati i sensori inerziali che sono stati indossati tramite cinture sulla parte bassa della schiena, sulle caviglie destra e sinistra. Sono stati misurati parametri temporali del passo (Stride-Time, Swing-Time, Stance-Time, Stance-Time percentuale e Swing-Time percentuale) e parametri come Cadenza e Cadenza normalizzata.

Dall'elaborazione dei dati ottenuti nelle sessioni di analisi si è evidenziato che i parametri temporali di Stride-Time ( *Figura 7* ), Swing -Time ( *Figura 8* ) e Stance-Time ( *Figura 9* ) nell'arco del periodo indagato assumono un andamento che subisce variazioni da settimana a settimana ma che tende a diminuire dalla settimana 1 alla settimana 9. I valori di gamba destra e gamba sinistra per lo Stride-Time sono quasi coincidenti. Invece nello Swing-Time si può notare che i valori di gamba sinistra sono più alti dei valori di gamba destra fino alla settimana 8, poi cala fino alla settimana 9. Dal grafico dello Stance-Time si evidenzia che i valori di gamba destra sono più alti di quelli di gamba sinistra almeno fino la settimana 7, successivamente calano fino la settimana 9.

Per quanto riguarda la cadenza è possibile notare un aumento dalla settimana 1 alla settimana 9 con alcuni picchi massimi. L'andamento è attenuato nel momento in cui il valore mediano della cadenza viene normalizzato per l'altezza di ogni singolo bambino al mese di inizio della camminata indipendente (cadenza normalizzata). Tale attenuamento è giustificato da un aumento degli arti inferiori che implicano una lunghezza del passo leggermente crescente .[*Sutherland et al,1980*]. Nelle due curve di Cadenza e Cadenza normalizzata si nota che i valori di gamba destra e di gamba sinistra sono molto vicini , ma la gamba destra ha valori lievemente più alti fino la settimana 6.

I parametri di Stance-Time percentuale ( *Figura 12* ) e Swing-Time percentuale ( *Figura 13* ) mostrano che la variazione delle settimane dello Stride-Time non influenza la durata percentuale di Swing-time e di Stance-Time. L'andamento dello Stance-Time percentuale e dello Swing-Time percentuale rimane approssimativamente costante dalla settimana 1 alla settimana 9, subendo però variazioni da settimana a settimana, oscillando tra il 45% e il 55%. Anche gli andamenti di gamba destra e gamba sinistra non variano rispetto alle curve di Stance-Time e Swing-Time. Infatti la gamba destra presenta valori più alti fino la settimana 7 e poi un calo fino la settimana 9 nel grafico

dello Stance-Time percentuale. Nel grafico dello Swing-Time percentuale i valori di gamba sinistra sono più alti fino la settimana 8 e poi calano fino la settimana 9.

L'andamento delle curve elaborate nel presente studio è in generale in accordo con quanto la letteratura afferma, vi è però una discordanza nella curva dello Swing-Time. Bisi&Stagni 2015 nell'articolo "Gait and Posture" mostra l'andamento mediano della curva dello Swing-Time che tende nei primi due mesi di cammino indipendente a rimanere quasi costante. Mentre nel presente studio la curva della gamba sinistra tende a diminuire e quella della gamba destra ad aumentare leggermente, dando come risultato complessivo una mediana che tende a diminuire.

Potendo valutare per ogni parametro misurato la lateralità del passo, si è evidenziato in alcuni casi che i valori di gamba destra e gamba sinistra sono molto vicini tra loro, in altri casi invece si discostano. Pertanto è stata confrontata la durata del tempo dello Stance-Time tra la gamba destra e la gamba sinistra (*Tabella 4*) da cui si ricava che la simmetria non rimane costante. Conseguentemente la differenza in valore assoluto tra Stance-Time destro e Stance-Time sinistro (*Figura 14*) mostra una forte variazione dei valori a partire dalla settimana 1 fino la settimana 9. Approfondendo ulteriormente lo studio su ogni singolo soggetto, 8 bambini presentano valori della differenza in valore assoluto maggiore del 4% mentre 9 bambini presentano valori inferiori al 4%. Quindi per la maggior parte dei bambini i valori di Stance-Time della gamba destra e della gamba sinistra sono molto vicini tra loro, quasi mantenendo costante la simmetria, mentre per una minoranza si presenta un'asimmetria più accentuata.

Dal confronto tra i grafici dei parametri indagati e i valori dei parametri dei singoli soggetti si è notato che alcuni bambini mostrano comportamenti differenti in alcuni parametri indagati discostandosi da alcune linee mediane. Tale aspetto era prevedibile dato che i bambini sono nella fase iniziale dell'apprendimento motorio. Inoltre le strategie che i bambini possono adottare sono infinite ed i passaggi di sviluppo non sono per tutti uguali. Nell'analisi delle strategie usate dai bambini nei primi mesi di cammino indipendente, si evidenzia che Stepper e Twister sono più comuni della strategia Faller. [Bisi&Stagni 2015]. Da tale studio risulta che queste strategie sono utilizzate principalmente nel primo mese di cammino indipendente, anche se non sono stati trovati risultati significativi sulle modalità in cui le strategie si modificano nel meccanismo del pendolo inverso. I risultati del presente studio saranno utilizzati come base per gli studi

futuri al fine di approfondire ulteriormente lo studio sulle strategie di cammino e sulle loro variazioni che i bambini attuano nei primi due mesi di cammino indipendente.

La lateralità del passo, su cui tale studio si è soffermato, è un'informazione molto importante da prendere in considerazione per modellare le forme del passo.

## RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI

Aminian K, Najafi B, Buila C, Leyvraz P-F, Robert P. *Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes*. J Biomech 2002;35:689–99.

Bisi, M. C., & Stagni, R. (2015). *Evaluation of toddler different strategies during the first six-months of independent walking: A longitudinal study*. Gait & posture, 41(2), 574-579

Bril B, Breniere Y. *Postural requirements and progression velocity in young walkers*. J Mot Behav 1992;24:105–16. <http://dx.doi.org/10.1080/00222895.1992.9941606>.

Ivanenko YP, Cappellini G, Dominici N, Poppele RE, Lacquaniti F. 2005. *Coordination of locomotion with voluntary movements in humans*. J Neurosci 25(31):7238–53.

Kubo M, Ulrich BD. *Early stage of walking: development of control in mediolateral and anteroposterior directions*. J Mot Behav 2006;38:229–37. <http://dx.doi.org/10.3200/JMBR.38.3.229-237>.

Ledebt A, Bril B. *Acquisition of upper body stability during walking in toddlers*. Dev Psychobiol 2000;36:311–24.

Looper J, Wu J, Angulo Barroso R, Ulrich D, Ulrich BD. *Changes in step variability of new walkers with typical development and with Down syndrome*. J Mot Behav 2006;38:367–72. <http://dx.doi.org/10.3200/JMBR.38.5.367-372>.

McCollum G, Holroyd C, Castelfranco AM. *Forms of early walking*. J Theor Biol 1995;176:373–90. <http://dx.doi.org/10.1006/jtbi.1995.0206>.

Riva, F. e Stagni, R. (2013). Appunti del corso di Biomeccanica.

Roncesvalles MN, Woollacott MH, Jensen JL. *The development of compensatory stepping skills in children*. J Mot Behav 2000;32:100–11. <http://dx.doi.org/10.1080/00222890009601363>.

Sparks, D.R., Huang, X., Higdon, W., Johnson, J.D., 1998. *Angular rate sensor and accelerometer combined on the same micromachined CMOS chip*. In: Microsystem Technologies 4. Springer, Berlin, pp. 139–142.

Sutherland DH, Olshen R, Cooper L, Woo SL. *The development of mature gait*. J Bone Joint Surg Am 1980;62:336-53.

