

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITA' DI BOLOGNA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CAMPUS DI CESENA

CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

TESI DI LAUREA

In

BIOMECCANICA (LT)

**PARAMETRI TEMPORALI DEL PASSO NEI BAMBINI IN ETA'
PRESCOLARE: ANALISI MEDIANTE SENSORI INERZIALI
INDOSSABILI**

Candidato:

Francesca De Pascalis

Relatrice:

Prof.ssa Rita Stagni

Correlatrice:

Maria Cristina Bisi

Sessione III

Anno Accademico

2016/17

A mia nonna

INDICE

1	INTRODUZIONE	7
1.1	OBIETTIVO	8
1.2	PARAMETRI DEL PASSO	9
1.3	LETTERATURA	12
2	MATERIALI E METODI	15
2.1	PARTECIPANTI	16
2.2	PROTOCOLLO SPERIMENTALE	18
2.3	SENSORI INERZIALI OPALS	19
2.4	ELABORAZIONE DEI DATI	22
2.5	DESCRIZIONE ALGORITMO	24
2.6	ANALISI DEI DATI	27
3	RISULTATI	29
3.1	DOPPIO SUPPORTO	31
3.2	STANCE TIME LEFT	32
3.3	STANCE TIME RIGHT	33
3.4	STRIDE TIME LEFT	35
3.5	STRIDE TIME RIGHT	36
3.6	BOXPLOT	38
4	DISCUSSIONE	39
5	BIBLIOGRAFIA	43

CAPITOLO 1

INTRODUZIONE

1.1 OBIETTIVO

La tesi di seguito realizzata ha lo scopo di fornire il risultato derivante dall'analisi di dati relativi a bambini aventi dai 2 ai 24 mesi di esperienza di cammino indipendente. Lo studio ha coinvolto 18 bambini di età compresa tra i 14 e i 34 mesi.

Sono stati analizzati i parametri temporali relativi al ciclo del cammino per ogni bambino coinvolto nello studio. In particolare, sono state prese in considerazione le seguenti variabili temporali: doppio supporto (percentuale), tempo di stance (percentuale) e tempo di stride.

Per ottenere i dati sono state effettuate delle rilevazioni tramite sensori indossabili Opals (APDM).

I dati ottenuti dalle rilevazioni sono stati poi analizzati in Matlab.

L'obiettivo di tale tesi è quello di fornire una base di dati quantitativi descrittivi il cammino di un gruppo di bambini di età prescolare che, se ampliata, potrà essere usata in altri studi futuri ad esempio come base di paragone per l'analisi del cammino in bambini con o a rischio di disturbi motori (aventi le stesse caratteristiche di quelli coinvolti in questo studio).

Un ulteriore scopo è stato quello di analizzare qualitativamente se l'effetto dell'età anagrafica (in mesi) e dei mesi di esperienza di cammino influisse sui risultati.

1.2 PARAMETRI DEL PASSO

Possiamo definire il cammino come un insieme di movimenti che, eseguiti in maniera ciclica, permettono al corpo di spostarsi nello spazio, in particolare permettono lo spostamento del baricentro corporeo.

I movimenti costituenti il ciclo del passo derivano dalla sinergia di diversi gruppi muscolari e dall'escursione consentita dalle articolazioni, quindi il movimento che ne deriva oltre a consentire l'avanzamento del baricentro del corpo, determina delle oscillazioni sinusoidali sia in direzione verticale che in direzione orizzontale. [1]

Il processo complessivo del cammino richiede l'interazione tra allineamento osseo, attività muscolare angoli articolari e fenomeni fisici, è quindi coinvolto un preciso controllo neuromotorio molto complesso. L'interazione di cui sopra può però essere influenzata da diversi fattori, quali: traumi, deformazioni congenite o disturbi della crescita. Questi ultimi fenomeni sono osservabili anche nei primi mesi di cammino indipendente, quindi anche in bambini di pochi mesi all'inizio del cammino, di conseguenza la valutazione dei pattern del ciclo del passo in questi ultimi costituisce la base di ogni intervento di natura ortopedica o terapia fisica in quanto consente un'adeguata documentazione delle deviazioni principali riguardanti la normale attività motoria. Quanto detto può essere associato ad un accurato giudizio clinico al fine di determinare con precisione i problemi relativi alla mobilità. [2]

In generale prendendo in considerazione un adulto sano possiamo definire "Passo" o "Ciclo del cammino" l'intervallo di tempo tra due successivi istanti di contatto con il terreno dello stesso piede.

Gait parameters

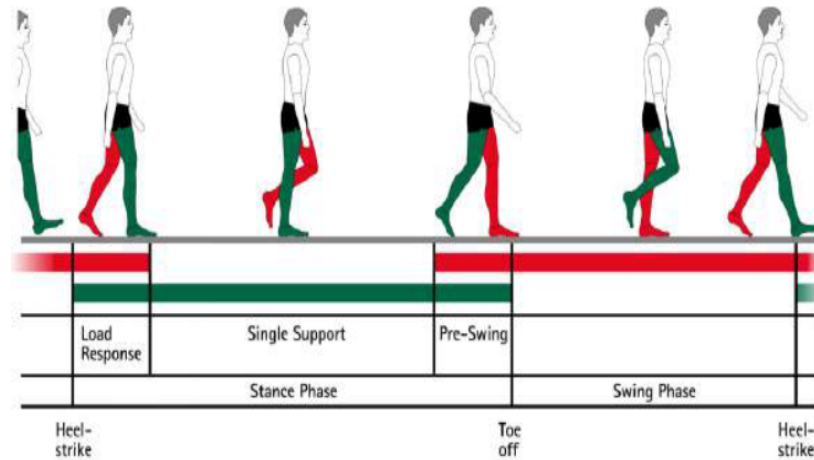


Figura 1: Fasi ciclo del cammino

È possibile suddividere il passo in due principali fasi: una di appoggio e un'altra di oscillazione. In particolare:

- Fase di appoggio (Stance phase): consiste nel periodo in cui il piede è a contatto con il suolo. Per convenzione ne definiamo come inizio il momento in cui il tallone tocca il terreno e come fine il momento in cui le dita dello stesso piede si distaccano dal pavimento. Questa fase costituisce circa il 60% dell'intero ciclo in un adulto sano.
- Fase di oscillazione (Swing phase): periodo in cui il piede non è a contatto con il pavimento. In un adulto sano costituisce il restante 40% dell'intero ciclo del cammino.

In particolare, è possibile suddividere la fase di appoggio in altri tre sotto intervalli, quali:

- Doppio appoggio iniziale: costituisce l'inizio del ciclo del passo ed è il tempo in cui entrambi i piedi si trovano a contatto col terreno dopo il contatto iniziale (circa 20% del ciclo del passo)
- Appoggio singolo: inizia quando il piede opposto a quello considerato si stacca dal suolo per effettuare l'oscillazione
- Doppio appoggio terminale: inizia con il contatto del piede contro laterale e dura finché l'arto che era in appoggio inizialmente si distacca per l'oscillazione

Quindi per convenzione definiamo *Heel-Strike (HS)* l'istante iniziale in cui il piede è in contatto con il pavimento, mentre la fase finale in cui il piede termina il contatto con il terreno è definita *Toe-Off (TO)*. [3]

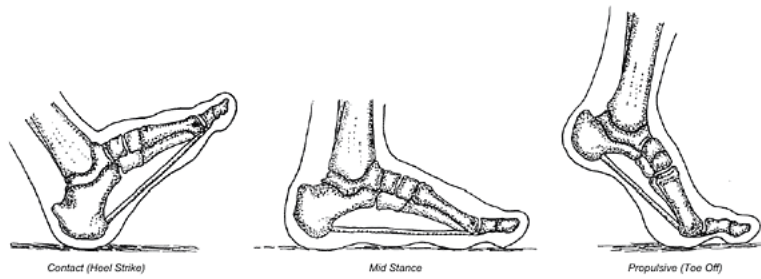


Figura 2 :Heel-strike e Toe-off

1.3 LETTERATURA

A differenza degli esseri umani, diverse specie animali iniziano a camminare molto presto, spesso anche poche ore dopo la nascita. Nella nostra specie si ritiene che la lenta maturazione del cammino sia strettamente collegata ad uno sviluppo particolarmente complesso del sistema nervoso centrale (SNC) e allo sviluppo del controllo dell'equilibrio bipede.

Infatti, l'acquisizione della posizione eretta comporta lo sviluppo del cammino indipendente. Nonostante sorprendenti somiglianze nel controllo sensoriale dei movimenti del passo tra adulti e bambini ai primi mesi di cammino è molto evidente il fatto che le strategie usate da questi ultimi siano ben lontane da un modello di cammino maturo. [4]

Nella pratica clinica l'inizio del cammino indipendente è da sempre considerato un importante traguardo nello sviluppo. I bambini adottano molte strategie diverse durante le prime settimane mostrando un'alta variabilità. Proprio per questo motivo la camminata precoce è difficile da giudicare ma allo stesso tempo può fornire un mezzo fondamentale per rilevare con anticipo eventuali deviazioni dallo sviluppo tipico e quindi permette la possibilità di poter intervenire tempestivamente. [5]

Nel corso degli anni molti studi si sono focalizzati sull'analisi del cammino dei bambini nelle prime settimane e nei primi mesi di cammino indipendente per valutare le diverse strategie di movimento e la coordinazione delle diverse parti del corpo coinvolte nella deambulazione. [6]

Gli studi effettuati in modo longitudinale coinvolgono solo un ristretto numero di partecipanti (solitamente intorno alla decina) e consistono nell'analizzare un determinato gruppo di bambini per un arco di tempo abbastanza ampio in modo da poter studiare approfonditamente lo sviluppo del cammino nelle varie fasi della crescita. Questi ultimi studi non sono però numerosi a causa della necessità di eseguire i test per effettuare le rilevazioni in laboratori dotati di particolari strumentazioni, che seppur non invasive, rendono difficoltosa la partecipazione di un bambino di pochi mesi.

Si può invece notare che studi non longitudinali nei quali si svolge una singola misurazione per ogni bambino incluso nello studio, riescono a includere un numero maggiore di partecipanti, il più delle volte tra i 22 e i 25, ciò porta ad

uno studio statistico dell'evoluzione del cammino su gruppi di partecipanti eterogenei. [3]

Da diversi studi in letteratura possiamo notare che il problema della numerosità di partecipanti in studi longitudinali diminuisce quando si tratta di bambini affetti da alcune malattie, quali ad esempio la "Sindrome di Down", ciò potrebbe essere giustificato dal fatto che i genitori dei bambini siano maggiormente disposti a partecipare a studi che potrebbero portare giovamento ai loro stessi figli o comunque anche ad altri bambini affetti da patologie simili.

Lo studio dell'evoluzione del cammino in bambini sani potrebbe comunque favorire ulteriori ricerche per bambini affetti da patologie quali la "Sindrome di Down".

Un metodo utilizzato per ovviare alla problematica dell'ambiente di laboratorio che tende a far diminuire la partecipazione dei bambini, è quello di utilizzare dei sensori inerziali indossabili di dimensioni minime e capaci di rilevare le principali variabili temporali del cammino. Con questi ultimi è stato possibile osservare il cambiamento dei parametri temporali e l'evoluzione delle diverse strategie di cammino fin dai primi mesi di cammino indipendente. In particolare, dopo i primi due mesi dall'inizio di quest'ultimo sono state rilevate delle evoluzioni nei parametri temporali e nelle strategie di deambulazione. I risultati ottenuti hanno dimostrato che l'aumento della velocità è dovuto in particolar modo ad un aumento della lunghezza del passo. Inoltre, in base ai dati raccolti, è stato possibile identificare diverse strategie di deambulazione nel corso del primo mese di cammino, in generale dopo un mese le caratteristiche del meccanismo del pendolo erano già presenti in ogni bambino preso in esame. [6]

Gli studi presenti in letteratura effettuati su bambini che indossavano sensori inerziali hanno dimostrato l'utilizzo di specifiche strategie di cammino nei primi mesi di deambulazione indipendente, in particolare: i sensori inerziali non vengono usati solo per rilevare parametri temporali ma anche per studiare le diverse strategie di cammino usate dai bambini. Le strategie principalmente usate sono divisibili in tre gruppi:

1. Twister: viene usata la rotazione del tronco per facilitare la progressione del passo

2. Faller: viene sfruttata la gravità per far progredire il centro di massa
3. Stepper: controlla la progressione del piede per stabilizzare la traiettoria del centro di massa

Durante le prime settimane di cammino indipendente i bambini sono soliti usare una delle tre precedenti strategie o una combinazione di esse. Dopo questo periodo iniziale iniziano ad adottare una forma di cammino sempre più vicina al meccanismo del pendolo. [6]

Quanto appena detto è riassumibile nella seguente tabella:

Gait strategies descriptions and characteristics found in the signals measured by inertial sensors.		
Definition	Theoretical description	Characteristics in measured signals
Twister	A "twister" infant uses trunk twist to facilitate step progression.	High angular velocity around L5 vertical axis.
Faller	A "faller" infant exploits gravity for the progression of the center of mass.	High peak to peak L5 acceleration range along the AP axis with abrupt deceleration phase at foot contact.
Stepper	A "stepper" infant controls foot progression to stabilize the progression of the center of mass.	Low peak to peak ranges at L5 acceleration and angular velocity in all directions and high acceleration ranges along the V axis of the legs.
Pendulum	The body vaults over the leg on the ground, raising the centre of mass to its highest point as the leg passes the vertical, and dropping it to the lowest as the legs are spread apart.	<ul style="list-style-type: none"> - Pattern of acceleration in forward and upward directions related to the step cycle. The pattern from 0% to 50% of the stride cycle repeats itself from 50% to 100%. - Left/right accelerations related to the step cycle: the pattern during the first part of the stride cycle is mirrored during the second part. - Basic pattern of acceleration and deceleration on the antero-posterior acceleration data: at foot contact forward acceleration reaches peak value, and after foot contact a sharp decline is followed by a period of deceleration.

Figura 3

CAPITOLO 2

MATERIALI E METODI

2.1 PARTECIPANTI

Lo studio è stato effettuato grazie alla partecipazione di 22 bambini presso l'istituto San Giuseppe a Lugo. È stato ottenuto il consenso informato da parte dei genitori dei partecipanti.

Nella presente tesi sono stati quindi presi in considerazione i dati relativi a 18 bambini.

Nella seguente tabella vengono illustrate le caratteristiche di ogni partecipante relative a età, settimane di cammino indipendente, altezza e peso (al momento della prova):

CODICE	SESSO	PESO [kg]	ALTEZZA [cm]	ALTEZZA GAMBE [cm]
P1	Male	14,4	96	48
P2	Female	12,2	86	43
P3	Female	10,8	85,5	46
P4	Famale	12, 5	85	46
P5	Female	13,4	91	48
P6	Male	13,3	92	49
P7	Female	15,7	97	50
P8	Female	14,5	91	48
P9	Male	11,2	82	40
P10	Female	13,2	83	41
P11	Male	12,5	85	42
P12	Male	17,8	100	55
P13	Female	14,2	95	53
P14	Male	14,8	96,5	52
P15	Male	15,9	92	49,5
P16	Male	16,1	92	48
P17	Male	17,5	96	53
P18	Male	14	90	48

Tabella 1

Tutti i partecipanti coinvolti nello studio hanno camminato in modo indipendente (senza aiuti da parte di maestre o persone esterne) poiché avevano già qualche mese di esperienza di cammino.

Nella seguente tabella vengono riportate le caratteristiche specifiche di ogni bambino, utili per un'analisi più accurata:

CODICE	Data nascita	Settimane gravidanza	Lunghezza nascita	Peso nascita (grammi)	Mesi seduto senza supporto	Mese a cui inizia a gattonare	Mesi in cui inizia a camminare da solo	N° scarpa	sport	Mesi di età	Mesi di cammino
P1	17/04/15	38+4	53	3790	6/7 mesi	8/9 mesi	13	26	x	32	19
P2	28/08/15	41	50	3550	7/8 mesi	10 mesi	18	22	x	28	10
P3	30/08/15	40	47	2685	8 mesi	x	12/13 mesi	24	x	28	15
P4	20/11/15	38	49	2800	6	10/11 mesi	11	22/23	piscina	25	14
P5	22/07/15	41	49	3270	6/7 mesi	Si ma no data	12/13 mesi	22/23	x	29	16
P6	14/05/15	40	50	3560	6/7 mesi	8 mesi	13	24	x	31	18
P7	06/07/15	36	52	3960	x	9	11-dic	26	piscina	29	17
P8	26/05/15	39	50	3520	8	7	12	24	x	31	19
P9	20/04/16	38+3	47,5	3090	5 e mezzo	6 e mezzo	13	21/22	x	20	7
P10	18/03/16	39	49	3265	7/8 mesi	No	13	22	x	21	8
P11	18/05/16	40	52	3500	6	8	12	24	x	19	7
P12	24/02/15	40+5	54	4130	7	5	14	28	x	34	20
P13	18/03/16	37+4	49	2645	6	10	16	24	x	19	3
P14*	18/03/15	40+3	51	4050	6	7	9	25	x	33	24
P15	18/09/15	38	51	4000	x	1	12	25	x	27	15
P16	23/10/16	38	51	3190	9	11	12	24	x	14	2
P17	16/02/15	38+2	46	2600	5	10	15	25	x	34	19
P18	13/09/15	41	53	3215	x	9	14	24	x	27	13

Tabella 2

2.2 PROTOCOLLO SPERIMENTALE

Su ogni bambino sono stati posizionati tre sensori inerziali tri-assiali wireless (OPALS, Apdm, USA): uno in corrispondenza del bacino e i restanti rispettivamente sulla caviglia destra (sensore 694) e sulla caviglia sinistra (sensore 695).

Tali sensori hanno la funzione di rilevare diverse variabili temporali, quali:

- Accelerazione e velocità angolare del tronco
- Accelerazione e velocità angolare delle gambe

I dati relativi al tronco non sono stati presi in considerazione in questa tesi.

I segnali sono stati acquisiti ad una frequenza di campionamento di 128 Hz.

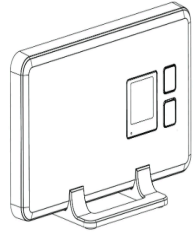


Figura 4: Sensore indossabile

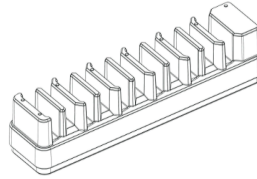
Ogni partecipante è stato invitato a camminare avanti e indietro lungo un percorso di 15 metri delimitato da due coni, uno posto all'inizio del percorso e l'altro alla fine, in modo indipendente, e incitato da una persona di fiducia (solitamente una maestra).

Ogni rilevazione è stata inoltre ripresa da una telecamera posizionata a pochi metri di distanza dal cono di partenza, in modo da poter analizzare i dati rilevati anche a posteriori, per poter verificare che ogni partecipante abbia rispettato le regole per una buona acquisizione, cioè che non ci siano stati aiuti da parte di persone esterne, che i partecipanti non si siano appoggiati a mensole o ad altri elementi di supporto e che non ci siano stati dei momenti di corsa

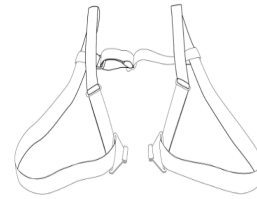
2.3 SENSORI INERZIALI OPALS



The Access Point is the wireless communication hub between the host computer and Opal wearable sensors.



The docking station is used to configure, charge, and download any logged data from our wearable sensors.



We offer multiple elastic straps that adjust to fit every body size.

Figura 5: Accessori necessari all'acquisizione

I sensori utilizzati (Apdm, Inc., USA) sono sensori Opal wireless di dimensioni contenute adatte al monitoraggio del movimento. Sono sensori microelettromeccanici ad alte performance, trassiali e composti da una serie di unità inerziali (IMU). Il nucleo centrale del sistema di acquisizione è l'access point, a cui sono collegati via wireless i sensori Opal. Ogni sensore è dotato di una propria batteria interna che garantisce un monitoraggio di 16 ore, è inoltre presente un buffer dati che assicura l'acquisizione di questi anche nel caso in cui la connessione wireless venisse interrotta o il sensore fosse fuori dal range consentito. [7]

L'access point può essere connesso ad un PC tramite cavo USB, nel nostro caso gli Opal utilizzati erano 3 (come precedentemente detto), quindi i dati rilevati da ogni sensore venivano direttamente visualizzati sul computer ed elaborati tramite un programma (Motion Studio) che mostrava l'andamento temporale delle variabili prese in considerazione.

I sensori appena descritti 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) definito come segue:

- 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 con la regola della mano destra (quindi positivo nella direzione Ovest del campo magnetico terrestre).

Il sistema di riferimento del 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

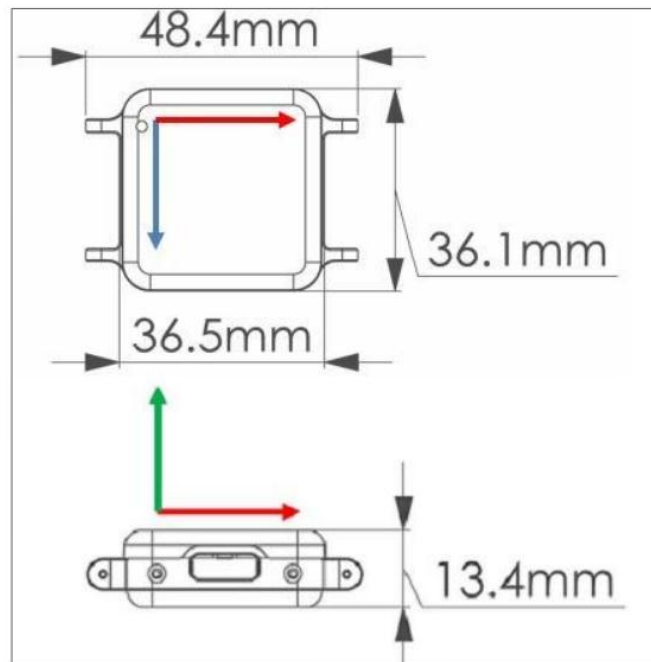


Figura 6: Schematizzazione di un Opal con i relativi assi del frame locale. Gli assi blu rosso e verde sono rispettivamente x,y e z.

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

L'access point è lo strumento a cui convergono i dati provenienti dai vari sensori monitor ed è collegato a tutti i sensori utilizzati durante l'acquisizione via wireless, ai quali trasmette anche gli istanti di sincronia, e al PC sul quale vengono visualizzati gli andamenti delle variabili temporali tramite un programma (Motion Studio, fornito da APDM). Quest'ultimo programma ha anche la funzione di configurare il sistema e calibrare giroscopi. I dati acquisiti sono poi stati esportati in formato digitale Hierarchical Data Format (HDF5) per poi essere successivamente elaborati in MATLAB.

Ogni access point può essere collegato ad un massimo di 6 moduli.

Le docking station sono alimentate dalla rete elettrica ed hanno la funzione di: ricaricare i sensori, configurarli e scaricare i dati provenienti dalle acquisizioni. Ogni sensore ha la rispettiva docking station. [8]

2.4 ELABORAZIONE DEI DATI

Graficamente è possibile riassumere il ciclo del passo con il seguente grafico, raffigurante sia il ciclo del piede sinistro che il ciclo del piede destro:

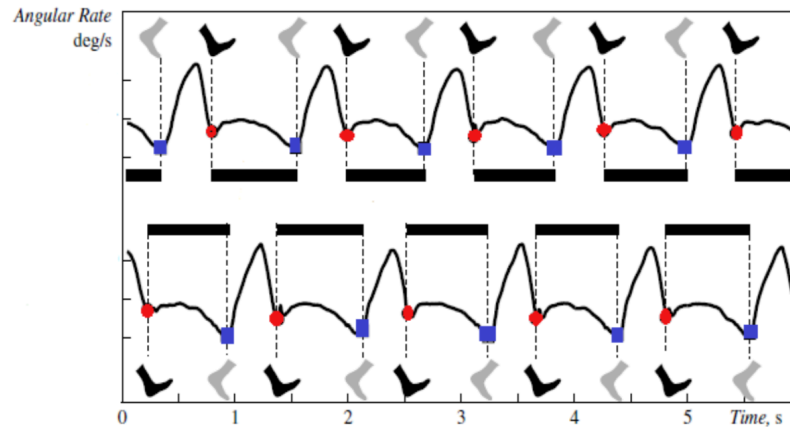


Figura 7: Ciclo del passo

Dal precedente grafico ne deriva quello relativo alla velocità angolare della gamba, raffigurante la fase che va dal distacco finale del piede dal terreno (Toe-off) all'appoggio del tallone con il suolo (Heel-strike):

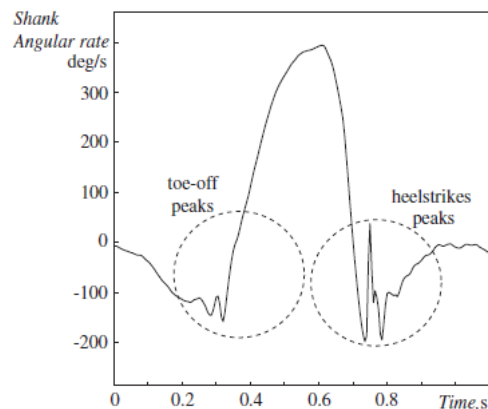


Figura 8: Heel-strike and Toe-off

Quindi partendo dal ciclo del passo nel suo complesso sono poi state prese in considerazioni le variabili temporali specifiche di ogni bambino.

L'analisi dei dati rilevati dai sensori inerziali indossati da ogni partecipante è stata condotta seguendo il protocollo Salarian [9], grazie ad un algoritmo già

implementato e presente presso il Dipartimento DEI dell'università di Bologna, descritto di seguito.

Secondo quest'ultimo il primo passo consiste nell'annullare l'effetto di deriva dei giroscopi e per fare ciò tutti i segnali rilevati sono stati filtrati tramite un filtro IIR passa-alto.

Quindi in base ai dati relativi alle gambe sono stati stimati i parametri temporali dell'andatura, cioè:

- Stride Time: durata del ciclo del passo
- DS: Double Support Time, durata della fase di doppio appoggio dei piedi (dall'appoggio del tallone di un piede al sollevamento della punta dell'altro)
- Stance Time: durata della fase di stance, cioè la fase che va dall'appoggio del tallone di un piede al successivo sollevamento della punta dello stesso.

2.5 DESCRIZIONE ALGORITMO

Di seguito viene descritto il procedimento proposto da Salarian [9] per identificare i parametri temporali del passo a partire dai dati di velocità angolare delle gambe.

L'algoritmo consiste nel rilevare l'istante iniziale (Initial Contact, IC) e l'istante finale (Terminal Contact, TC) del contatto del piede con il terreno.

Gli intervalli di tempo in cui si sono verificati questi eventi sono stati determinati in base alla velocità angolare della gamba (figura 9):

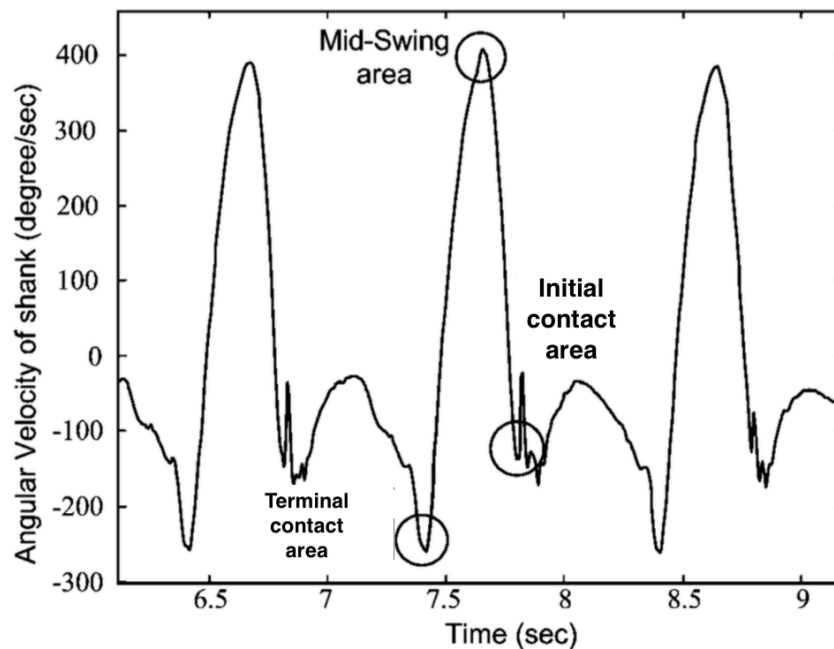


Figura 9: TC e IC

La fase di oscillazione nel ciclo del cammino è caratterizzata da una velocità angolare positiva, che raggiunge il picco intorno alla metà dell'area di midswing. Prima della fase di oscillazione è possibile notare un picco di velocità angolare negativo, il quale identifica il momento del contatto terminale del piede col terreno (TC). Alla fine del periodo di oscillazione è presente l'area relativa al contatto iniziale del piede con il suolo (IC), caratterizzato da diversi picchi negativi della velocità angolare. Il primo tra questi ultimi picchi è quello specifico del contatto iniziale, identificato appunto con IC. Anche studi

precedenti, effettuati su soggetti di età diverse, patologici o meno, dimostrano la presenza di questi picchi.

In base a quanto detto è stato sviluppato un nuovo algoritmo per estrarre gli istanti precisi di contatto iniziale e finale, in base alla velocità angolare della gamba destra e della gamba sinistra, dei rispettivi piedi con il terreno.

Per chiarezza viene usata come input la velocità angolare della gamba destra. Il metodo è applicabile in modo analogo alla gamba sinistra.

Il punto di partenza è l'identificazione dell'istante iniziale di midswing (t_{ms}) della velocità angolare della gamba. L'istante iniziale (t_{ms}) rappresenta approssimativamente il momento di midswing durante il ciclo del cammino, il significato preciso non è però di particolare importanza, poiché sono stati usati solo come riferimento al fine di selezionare gli intervalli nei quali vengono rilevati i picchi negativi della velocità angolare che rappresentano gli istanti iniziali e finali del contatto piede-suolo.

Il primo step consiste nel rilevare i picchi massimi locali del segnale. I picchi più grandi di $50^\circ/s$ sono buoni candidati per marcare l'area di midswing. Nel caso venissero rilevati più picchi adiacenti in un intervallo di 500 ms, il picco con ampiezza più grande sarà quello preso in considerazione, gli altri picchi appartenenti a quest'ultimo intervallo devono essere scartati. Il picco così ottenuto è proprio quello che andrà a definire il midswing.

Nello step successivo sono stati identificati i picchi minimi locali della velocità angolare della gamba relativi all'intervallo [$t_{ms} - 1.5$ s ; $t_{ms} + 1.5$ s]. Il minimo locale più vicino all'istante t_{ms} è stato identificato come IC. Poiché il picco negativo associato a TC è in genere abbastanza piccolo, per attenuare il segnale ed eliminare i picchi spuri, il segnale viene filtrato con un filtro FIR passa-basso caratterizzato da una frequenza di taglio f_c di circa 30 Hz e una banda-passante attenuata minore di 0.5 dB.

Sono stati successivamente trovati i minimi locali del segnale e per ciascun midswing identificato è stato definito come TC il primo picco negativo precedente a t_{ms} con un'ampiezza minore di $-20^\circ/s$. Quest'ultima soglia ($-20^\circ/s$) è stata usata per evitare di rilevare un picco errato nell'area di swing anziché l'istante finale di contatto TC.

Per convalidare tale algoritmo Salarian ha utilizzato come base di partenza dei dati precedentemente acquisiti riguardanti dei cicli di cammino registrati sia

con Physilog (sensori inerziali indossabili) che con una pedana di forza che con un sistema di acquisizione del movimento basato su telecamere (Elite).

Dopo aver definito gli istanti di contatto iniziale e finale sono stati definiti gli andamenti completi del ciclo del cammino per poter analizzare le variabili temporali rimanenti. Ogni ciclo del cammino completo è caratterizzato da cinque diversi eventi tra loro associati. In ordine di occorrenza questi ultimi sono:

1. Contatto iniziale del piede destro (IC_R)
2. Contatto terminale del piede sinistro (TC_L)
3. Contatto iniziale del piede sinistro (IC_L)
4. Contatto terminale del piede destro (TC_R)
5. Inizio di un nuovo ciclo: contatto iniziale piede destro (IC_R)

Supponendo che le fasi appena descritte si ripetano k volte nel tempo, deve essere rispettata la seguente condizione affinché il ciclo risulti valido:

$$IC_R(k) < TC_L(k) < IC_L(k) < TC_R(k)$$

Per dare origine a cicli di cammino conformi alla specifica appena illustrata, per ogni (IC_R) Salarian ha definito un semplice algoritmo per determinare il corrispondente evento temporale.

Nel caso in cui in un ciclo non fosse possibile determinare uno specifico evento viene assegnato uno speciale "valore sconosciuto" con la funzione di interrompere gli eventuali calcoli relativi al ciclo in questione.

Ciò può accedere se:

- Il soggetto smette di camminare improvvisamente e riprende poi a camminare con lo stesso piede con cui ha effettuato l'ultimo passo del ciclo precedentemente interrotto
- Il soggetto inizia a correre (ad esempio non viene rilevata la fase di doppio appoggio)
- In rari casi non vengono rilevati uno o più istanti di IC e TC

Sulla base di questi eventi i parametri temporali possono essere calcolati come segue, prendendo in considerazione la gamba destra si ha (per la sinistra sono valide le stesso formule, è però necessario cambiare i relativi riferimenti ai pedici):

- Tempo di un ciclo di cammino: $GCT(k) = IC_R(k+1) - IC_R(k)$
- Appoggio: $ST(k) = \frac{TC_R(k) - IC_R(k)}{GCT(k)} \times 100$

- Inizio doppio appoggio: $IDS(k) = \frac{TCI(k) - ICI(k)}{GCT(k)} \times 100$
- Fine doppio appoggio: $TDS(k) = \frac{TCr(k) - ICI(k)}{GCT(k)} \times 100$
- Doppio appoggio: $DS(k) = IDS(k) + TDS(k)$
- Limp: $Limp(k) = |IDS(k) - TDS(k)|$

2.6 ANALISI DEI DATI

Basandomi sull'algoritmo implementato in Matlab da Salarian e altri codici presenti presso il Dipartimento DEI dell'Università di Bologna, ho sviluppato un algoritmo in Matlab che mi permettesse di graficare l'andamento dei diversi parametri temporali analizzati relativi ad ogni bambino coinvolto nello studio. Per ogni bambino sono stati determinati i valori mediani delle diverse variabili temporali prese in considerazione.

In seguito, partendo dai valori percentuali di doppio supporto e di stance time destro e sinistro, ho realizzato dei grafici che riportano sulle ordinate i valori mediani delle variabili temporali, relativamente ad ogni bambino, mentre in ascissa sono presenti i mesi di cammino e i mesi di età di ogni partecipante coinvolto nello studio.

I risultati ottenuti dalle rilevazioni sono stati messi poi a confronto con valori percentuali di DS e stance time, rispettivamente, relativi ad una persona adulta e sana in modo da poter avere un termine di paragone per determinare quanto i dati ottenuti si discostassero da una strategia di cammino matura.

Per quanto riguarda lo di stride time destro e sinistro, cioè il tempo complessivo della durata di un ciclo del passo, i grafici realizzati con Matlab, riportano in ordinata i valori mediani normalizzati di ogni partecipante mentre in ascissa sono presenti i mesi di età e i mesi di cammino di ogni bambino, così come per le precedenti due variabili temporali.

Per quanto riguarda quest'ultimo parametro, i risultati ottenuti sono stati normalizzati sia rispetto alle caratteristiche proprie di ogni bambino sia rispetto alle caratteristiche di un adulto sano alto circa 1.80 metri e con gamba di lunghezza 66 cm, queste ultime sono considerate le dimensioni medie della popolazione italiana. I valori presenti in ordinata sono stati quindi resi adimensionali, al fine di poterli confrontare, secondo la formula [10]:

$$\frac{t[\text{sec}]}{\sqrt{\frac{l[\text{m}]}{g \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]}}}$$

Dove nella formula appena considerata 'l' è la lunghezza della gamba calcolata in metri.

È stato infine realizzato un grafico complessivo delle variabili temporali percentuali per avere una visione complessiva dei risultati ottenuti.

CAPITOLO 3

RISULTATI

Partendo dai dati ottenuti dalle rilevazioni e da alcuni algoritmi già presenti presso il Dipartimento DEI dell'Università di Bologna ho sviluppato un algoritmo in Matlab che mi permettesse di graficare l'andamento dei singoli bambini rispetto ai valori mediani delle diverse variabili temporali e, successivamente, avere una visione complessiva dei range di risultati conseguiti attraverso un grafico complessivo, ottenuto tramite la funzione 'boxplot' in Matlab.

I risultati ottenuti dall'analisi dei dati dei partecipanti sono stati confrontati con i valori relativi ad un adulto sano, per quanto riguarda le variabili temporali di stance time e doppio supporto.

Per quanto riguarda invece lo stride time, i valori di ogni singolo bambino sono stati normalizzati rispetto alle sue caratteristiche e in seguito i valori dell'intero gruppo di bambini partecipanti allo studio sono stati confrontati con il valore normalizzato di un adulto sano alto circa 1.80 metri (altezza media di un uomo italiano). Quindi tutti i valori riguardanti lo stride time di gamba destra e sinistra sono stati resi adimensionali. [10]

Sono di seguito riportati i diversi grafici relativi alle diverse variabili temporali prese in considerazione con i relativi commenti, con l'obiettivo di verificare se ci fossero dei trend che accomunassero i diversi andamenti.

3.1 DOPPIO SUPPORTO

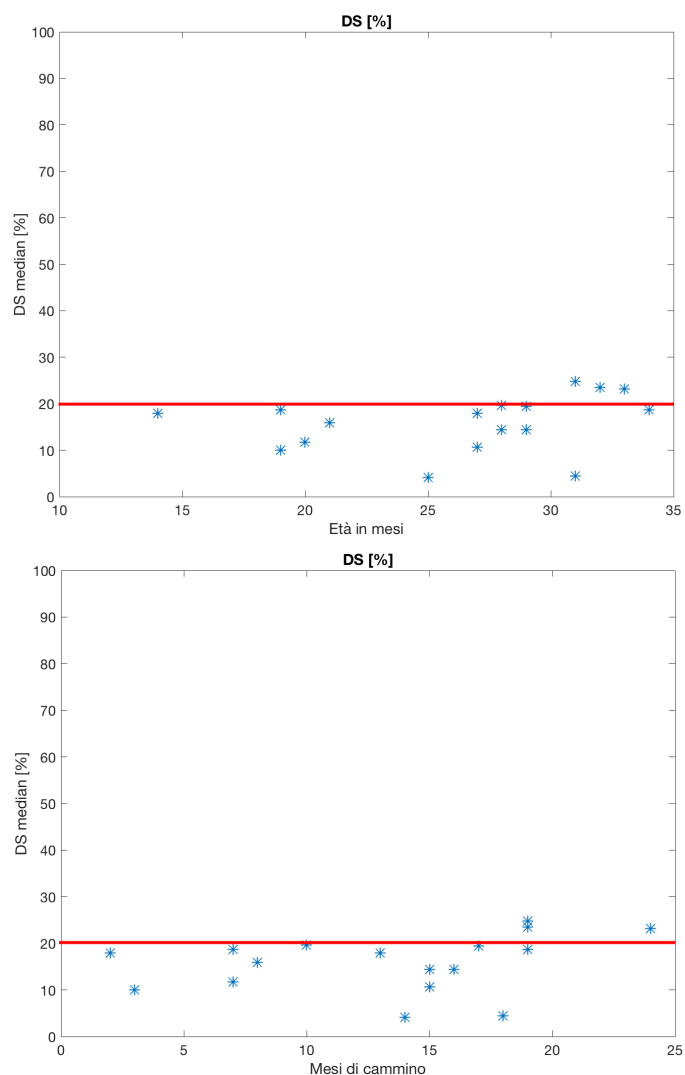


Figura 10: doppio supporto

In figura 10 sono mostrati i valori mediani in percentuale di Doppio Supporto per ogni bambino che ha partecipato allo studio.

Come si può notare in ascissa si hanno i mesi di età e i mesi di esperienza di cammino, mentre in ordinata sono presenti i valori mediani di doppio supporto relativi ad ogni bambino.

La linea rossa rappresenta il valore percentuale di DS relativo ad un adulto sano, è quindi la soglia che identifica il raggiungimento della maturazione del cammino, che è circa il 20% della fase di appoggio.

Si può notare che non ci sono particolari tendenze che accomunano i valori rispetto a mesi di cammino o mesi di età, in particolare possiamo notare che

secondo il primo grafico i bambini che più si avvicinano al valore normalizzato di DS sono quelli aventi tra i 25 e i 35 mesi, poiché si può constatare una maggiore densità di valori che si avvicinano al valore del cammino maturo. Per quanto riguarda i mesi di esperienza di cammino non possiamo definire una fascia precisa poiché i valori che più si avvicinano al DS ottimale non sono concentrati in un determinato intervallo.

3.2 STANCE TIME LEFT

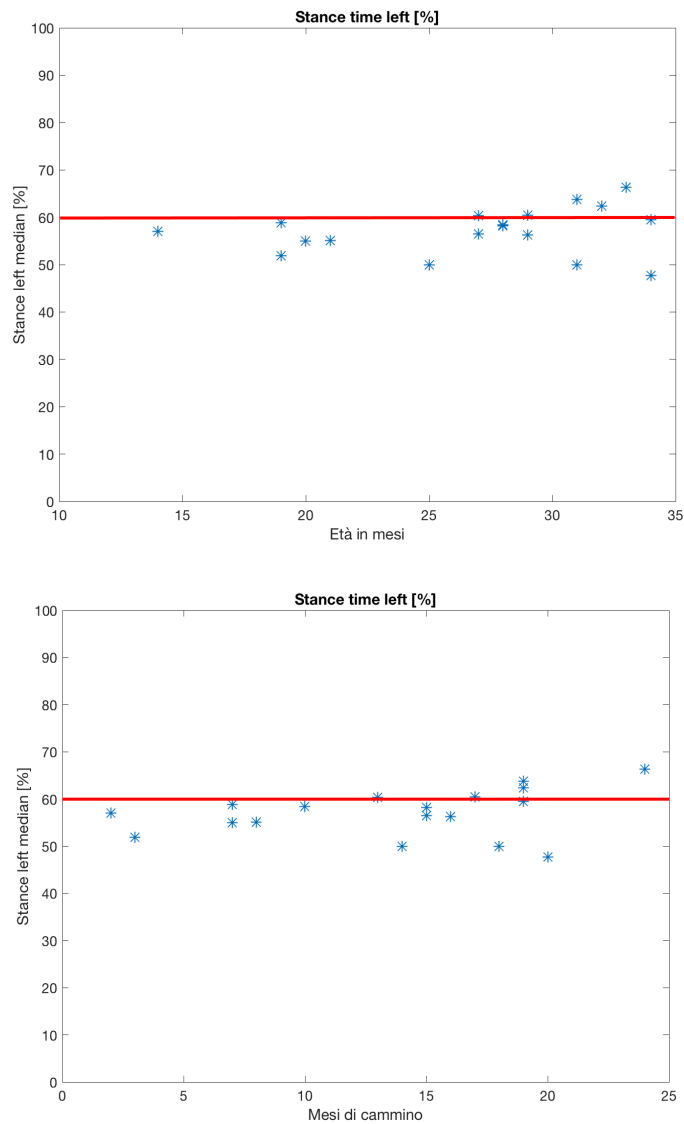


Figura 11: stance time left

In figura 11 sono riportati i grafici della fase di stance relativi alla gamba sinistra. La linea rossa rappresenta il valore normalizzato della fase di stance, ed è circa il 60% dell'intera fase del cammino, riferita ad un adulto sano.

Per quanto riguarda i mesi di età la fascia di bambini che più si avvicina al valore ottimale è quella compresa tra i 25 e i 35 mesi, così come per il grafico relativo al Doppio Supporto.

Un discorso analogo può essere fatto anche relativamente al grafico riguardante i mesi di cammino poiché non è possibile identificare una fascia con una concentrazione nettamente maggiore rispetto alle altre.

Non è possibile determinare particolari andamenti in comuni tra i due grafici.

3.3 STANCE TIME RIGHT

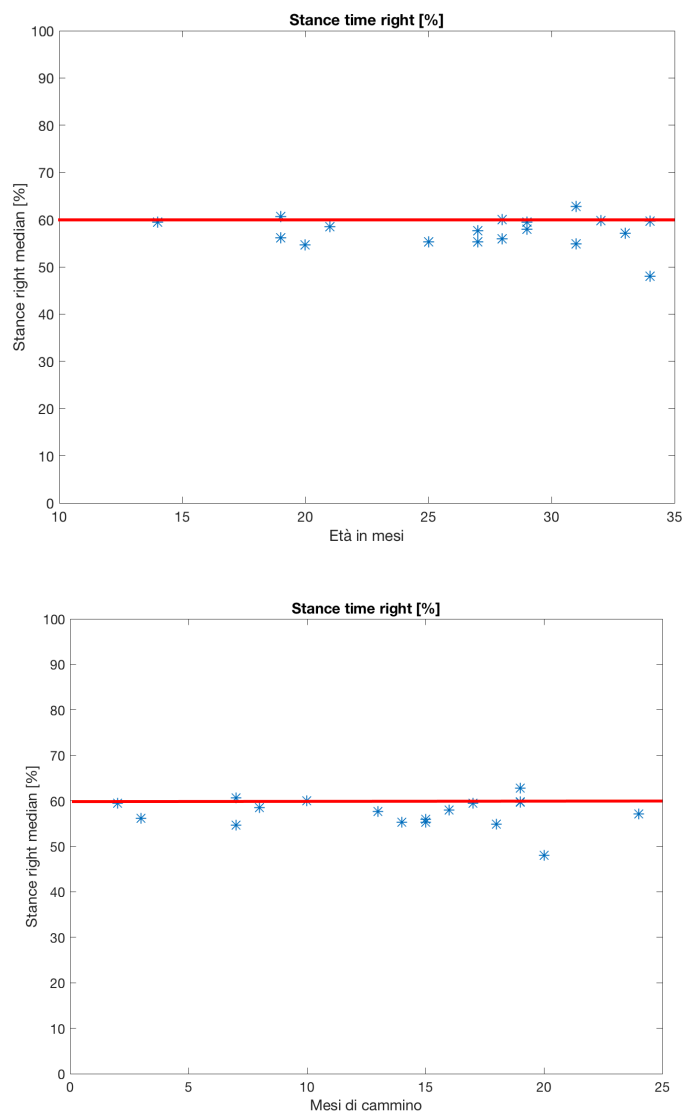


Figura 12: stance time right

Tali grafici riportano l'andamento dello stance time della gamba destra relativamente ai mesi di età e ai mesi di cammino.

La linea rossa rappresenta il valore ottimale della fase di stance ed è circa il 60% dell'intera fase del cammino, questo valore è relativo ad un adulto sano, la soglia è stata presa dalla letteratura. A differenza di quanto detto per i precedenti grafici, in questo caso si può notare un andamento più uniforme, ci sono molti più valori che si avvicinano al valore ottimale, è quindi possibile notare che più i bambini sono grandi più i valori si avvicinano alla soglia, così come più sono i mesi di esperienza di cammino più i bambini tendono a perfezionare la strategia di cammino.

Si può notare la presenza di una leggera asimmetria tra i valori di stance time left e stance time right: questo risultato suggerisce una lieve differenza nello sviluppo del cammino tra gamba destra e gamba sinistra, mostrando più frequentemente nella gamba destra valori di stance time più vicini a quelli del cammino maturo.

3.4 STRIDE TIME LEFT

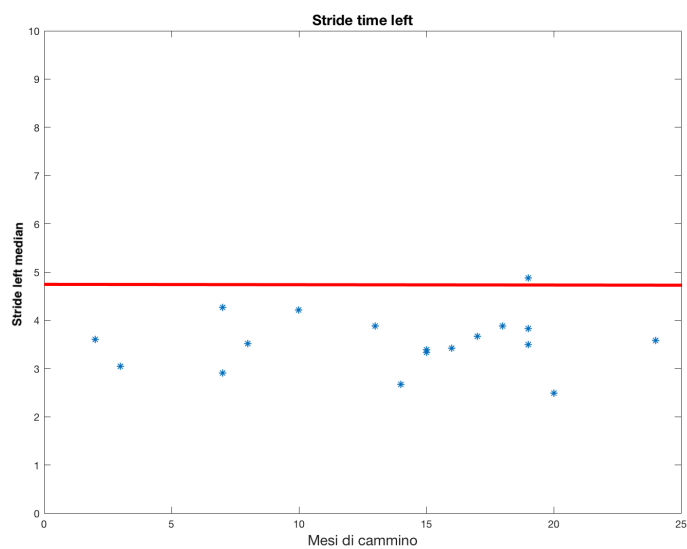
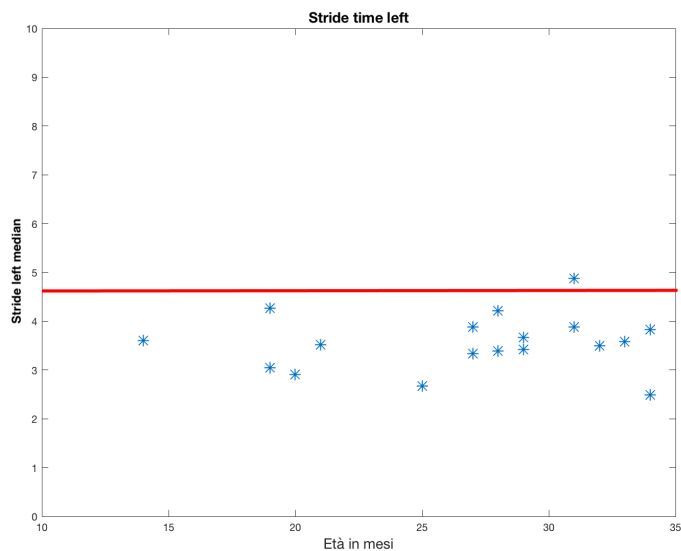


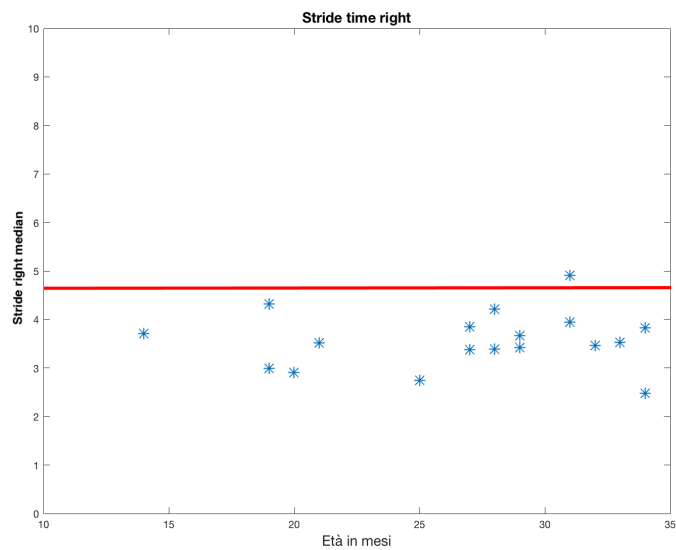
Figura 13: Stride time destro

I grafici in questione raffigurano l'andamento dello stride time di ogni bambino in corrispondenza dello stride mediano, reso adimensionale [10], di ogni partecipante. I valori relativi ai bambini e quello che identifica la linea rossa, relativa ad un adulto sano, sono stati normalizzati rispetto all'altezza della

gamba del soggetto in questione, in particolare per quanto riguarda l'adulto il valore di stride time medio (1.20s) è stato rapportato all'altezza della gamba, che nella media italiana, per un uomo di altezza 1.80 metri risulta essere di 66 centimetri. Ciò ha reso possibile l'adimensionalità dei valori presi in esame. In ascissa sono presenti i mesi di età e i mesi di esperienza di cammino, mentre in ordinata sono presenti i valori di stride time mediani, per cui a differenza dei precedenti, in cui in ordinata si avevano i valori in percentuale, nei grafici presi ora in considerazione si hanno valori adimensionali.

Come si può notare la maggior parte dei bambini che hanno partecipato allo studio sono al di sotto della soglia normalizzata del tempo di stride, ciò conferma che non sia ancora stato sviluppato un cammino maturo. Non si notano particolari andamenti che accomunano il grafico relativo ai mesi di cammino e quello dei mesi di età.

3.5 STRIDE TIME RIGHT



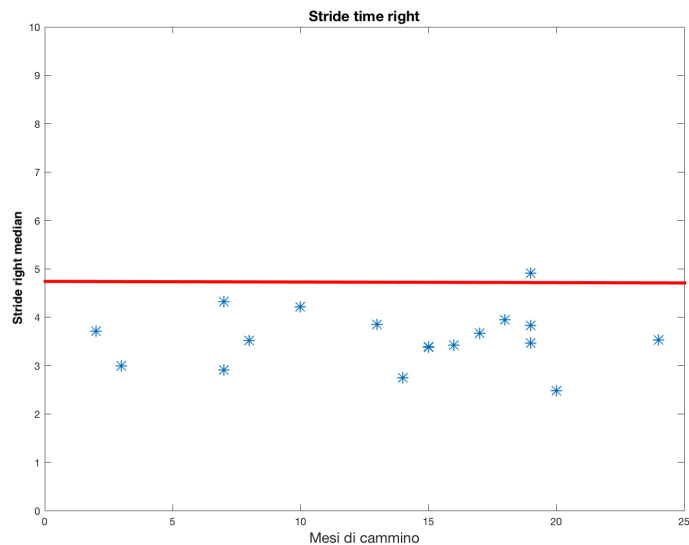


Figura 14: stride time destro

Anche per quanto riguarda per questi ultimi grafici possiamo notare che in ascissa sono presenti i mesi di età e i mesi di esperienza di cammino, mentre in ordinata si hanno i valori adimensionali mediani dello stride.

La linea rossa presente in entrambi i grafici rappresenta il valore adimensionale dello stride time relativo ad un adulto sano, rapportato alla lunghezza della gamba, è stato considerato come riferimento un uomo sano che nella media nazionale risulta essere alto 1.80 metri e di conseguenza avente una gamba della lunghezza di circa 66 cm. Il valore di stride time in letteratura è di circa 1.20 sec, per rendere la grandezza adimensionale quest'ultima è stata rapportata alla lunghezza della gamba e all'accelerazione gravitazionale. [10]

Più i partecipanti si avvicinano a tale valore migliore sarà il ciclo del passo, quindi vorrà dire che si avvicineranno maggiormente al perfezionamento della strategia del cammino. Come si può notare dai grafici la maggior parte dei partecipanti sono collocati al di sotto della soglia, sia per quanto riguarda i mesi di esperienza di cammino sia per i mesi di età, ciò a conferma del fatto che i bambini partecipanti allo studio non avessero ancora raggiunto la fase finale dello sviluppo che gli permettesse di avere un'altezza adeguata al fine di minimizzare il tempo di stride.

3.6 BOXPLOT

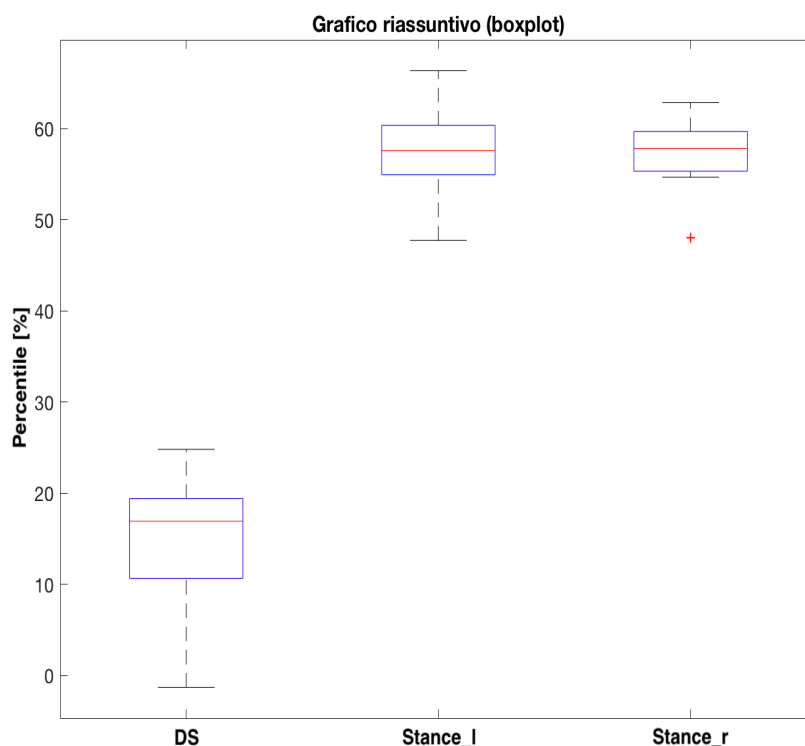


Figura 15: boxplot

Quest'ultimo grafico è stato realizzato tramite Matlab, grazie alla funzione 'boxplot', che accetta in ingresso una matrice costituita dalle matrici trasposte dei dati in percentuale, quindi DS, stance_l e stance_r e restituisce un grafico raffigurante la concentrazione dei valori attorno alla mediana.

In particolare: la linea rossa, presente nel rettangolo di ogni variabile presa in considerazione, rappresenta il valore mediano, mentre i rettangoli sono delimitati superiormente dal settantacinquesimo percentile e inferiormente dal quindicesimo percentile.

Avendo in ordinata i percentili e in ascissa il nome delle variabili considerate si ha la possibilità di avere un'idea generale dei valori relativi ad ogni parametro analizzato. Per quanto riguarda la variabile stance right è possibile notare la presenza di un *outliers*, cioè un valore al di fuori del range.

È stato realizzato tale grafico poiché non sono stati notati particolari andamenti che accomunavano i diversi grafici, quindi per avere un'idea generale dei dati ottenuti dalle rilevazioni dai 18 partecipanti, tramite la funzione appena descritta, sono stati raggruppati i valori relativi alle diverse variabili considerate in un unico grafico.

CAPITOLO 4

DISCUSSIONE

Nella presente tesi sono stati analizzati i dati relativi a 18 bambini aventi tra i 14 e i 34 mesi di età e tra i 2 e i 24 mesi di esperienza di cammino. Tutti i bambini sono sani e nessuno di questi è nato prematuro.

Le rilevazioni sono state ottenute tramite sensori indossabili Opals (APDM) posizionati su ogni bambino nelle seguenti posizioni: bacino, caviglia sinistra e caviglia destra, attraverso delle cinture regolabili.

I parametri del passo analizzati sono stati: doppio supporto, stance time destro, stance time sinistro, stride time destro e stride time sinistro (normalizzati rispetto alla lunghezza della gamba).

I risultati ottenuti da tale elaborato dimostrano come i bambini partecipanti allo studio non avessero ancora sviluppato completamente la strategia di deambulazione propria di una persona adulta.

Dall'andamento dei parametri temporali analizzati nel capitolo dei risultati si può notare come non ci siano dei particolari trend che legano i mesi di età con i mesi di esperienza di cammino per ogni variabile temporale. Si può però notare che più i bambini sono grandi, di conseguenza maggiori saranno i mesi di esperienza di cammino, più i valori rilevati ed elaborati sono vicini ai valori relativi ad un adulto sano. E' quindi possibile dedurre che più i bambini sono piccoli minore è il tempo di stride time (normalizzato), cioè il tempo impiegato per percorrere un ciclo del passo completo, ciò perché i bambini con poca esperienza di cammino tendono ad effettuare passi brevi e veloci, non essendo padroni dell'equilibrio e di una buona strategia di deambulazione, in accordo con quanto descritto nell'articolo 'Gait & Posture' [6].

In generale dai grafici ottenuti è possibile notare che la maggior parte dei dati analizzati stiano al di sotto della soglia di riferimento relativa agli adulti dei rispettivi parametri temporali, ad esclusione dei grafici relativi alla fase di stance time sinistro, in cui, rispetto agli altri grafici, si possono notare più valori al di sopra della soglia.

È possibile osservare gli intervalli occupati dai valori percentuali delle diverse variabili temporali tramite il seguente grafico:

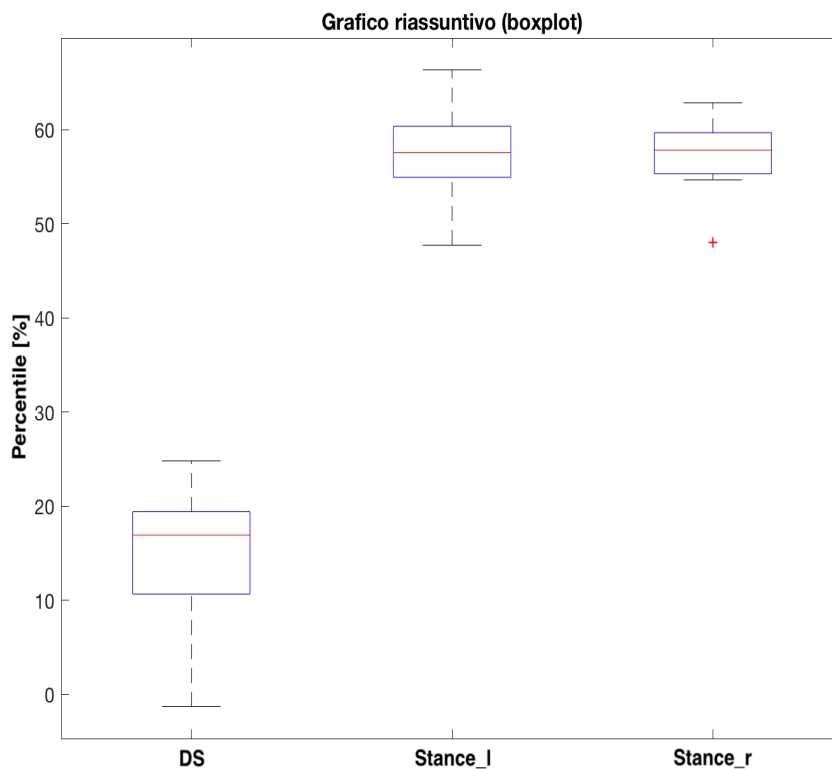


Figura 16: Boxplot

Da quest'ultimo si può notare che il doppio supporto è compreso tra il 10% e il 20%, con valore mediano del 16%. Il valore tipico per un adulto è del 20%, quindi tutti i valori conseguiti dall'analisi dei dati di ogni bambino sono risultati inferiori a quanto definito in letteratura.

Per quanto riguarda la fase di stance time sinistro si può notare che tutti i valori sono compresi nell'intervallo tra il 53% e il 60%, con valore mediano del 55%. Il valore di soglia secondo la letteratura è del 60%, quindi anche in questo caso è possibile dire che la maggior parte dei valori siano al di sotto del valore ottimale riferito ad un adulto.

Per quanto riguarda invece la fase di stance time destro dai valori ottenuti dalle rilevazioni si ha che il valore mediano è intorno al 58% mentre l'intervallo complessivo è tra il 54% e il 60%. Considerando che la durata di tale fase nell'adulto è del 60% è possibile dire che in questo caso alcuni bambini che hanno partecipato allo studio si avvicinano al valore definito in precedenza nel capitolo dei risultati. In particolare, data questa differenza di risultati tra gamba destra e sinistra è possibile ipotizzare che ci sia una leggera asimmetria tra

queste ultime, cioè che la gamba destra (che più approssima il valore ottimale) sia più sviluppata della sinistra.

Quanto detto è quindi in accordo con la letteratura [6], poiché i bambini partecipanti allo studio, avendo pochi mesi di esperienza di cammino, non avevano ancora sviluppato completamente una corretta strategia di deambulazione, propria di una persona adulta.

I risultati preliminari ottenuti nel presente elaborato potranno essere utilizzati come base di partenza per studi futuri più approfonditi relativi allo sviluppo del cammino indipendente e allo studio delle strategie usate dai bambini nei primi mesi di deambulazione oppure come termine di paragone per l'analisi del cammino in bambini con o a rischio di disturbi motori, aventi caratteristiche simili a quelli coinvolti in questo studio.

CAPITOLO 5

BIBLIOGRAFIA

- [1] *Analisi biomeccanica di protesi transtibiali, dai test sulle componenti all'analisi del movimento in pazienti durante postura, cammino e corsa*, F. Luppi, 2016
- [2] *Sviluppo del cammino durante la crescita: confronto tra variabilità segmentale e variabilità del centro di massa*, S. Di Paolo, 2015
- [3] *Evoluzione dei parametri temporali del passo nei primi mesi di cammino indipendente nei bambini: uno studio longitudinale*, P. Magrini, 2013
- [4] *Development of Independent Walking in Toddlers*, Yuri P. Ivanenko, N. Dominici, F. Lacquaniti, 2007
- [5] *An Instrument To Measure Independent Walking: Are There Differences Between Preterm and Fullterm Infants?*, L. De Groot, C. J. De Groot, B. Hopkins, 1997
- [6] *Evaluation of toddler different strategies during the first six-months of independent walking: A longitudinal study*, M.C. Bisi, R. Stagni, 2015
- [7] *Implementazione e valutazione di protocolli di analisi del movimento tramite sensori inerziali*, C. Fabbri, 2012
- [8] *Analisi dei parametri spazio-temporali del passo durante i primi due mesi di cammino indipendente: uno studio longitudinale*, E. Fonti, 2015
- [9] *Gait Assessment in Parkinson's Disease: Toward an Amulatory System for Long-Term Monitoring*, A. Salarian, H. Russmann, F.J.G. Vingerhoets, C. Dehollain, Y. Blanc, P.R. Burkhard, K. Aminian, 2004
- [10] *Scaling gait data to body size*, L. Hof, 1996

