



POLITECNICO DI MILANO

Facoltà d'Ingegneria dei Sistemi

Corso di Laurea Specialistica in Ingegneria Biomedica

**ANALISI DEL CONTROLLO MOTORIO
DURANTE IL SUPERAMENTO
DELL'OSTACOLO IN BAMBINI SANI E CON
PATOLOGIA**

Relatore: prof.ssa Manuela Galli

Correlatori: prof. Robert Freedland

Tesi di Laurea di :

Serena Fittipaldi - 740091

Arianna Gambino - 739770

Anno Accademico 2010-2011

Indice

Indice	2
Indice delle figure	5
Indice delle tabelle	8
Sommario	10
Abstract	13
CAPITOLO 1 - Introduzione	16
CAPITOLO 2 - Revisione della Letteratura	19
2.1 – Cinematica e cinetica del superamento dell’ostacolo	19
2.1.1 – Studi inerenti a Range Of Motion (ROM) di anca, ginocchio e caviglia, e rispettive velocità angolari	20
2.1.2 – Studi inerenti alla massima elevazione o <i>toe clearance</i>	23
2.1.3 - Studi inerenti all’escursione mediolaterale del centro di pressione	26
2.1.4 - Studi inerenti alla <i>Step width</i> e alla <i>Step lenght</i>	27
2.1.5 – Studi inerenti alla <i>Toe obstacle</i> e all’ <i>Obstacle heel distance</i>	27
2.1.6 - Studi inerenti ad altri parametri cinematici	29
2.1.7 - Studi inerenti a energia, lavoro e potenza	29
2.2 - Il ruolo della visione nell’esecuzione del task	30
2.3 - Il sistema Percezione/Azione	31
2.3.1 - La Percezione e l’Azione	32
2.3.2 - La Percezione delle “ <i>Affordances</i> ”	35
2.3.3 – Come il sistema visivo rispecchia la separazione tra <i>Percezione</i> e <i>Azione</i>	39
2.4 – Conclusioni	42
CAPITOLO 3 - Materiali e metodi	44

3.1 - Soggetti	44
3.1.1 – Valutazioni cliniche	45
3.2 - Strumentazione	49
3.2.1 - Sistema di analisi del movimento: il sistema optoelettronico	49
3.2.2 - Sistema per il rilevamento delle forze	50
3.2.3 - Sistema di ripresa video	51
3.3 - Definizione del protocollo sperimentale	51
3.3.1 - Modalità di acquisizione delle prove sperimentali	51
3.3.2 - Posizionamento dei marcatori.....	53
3.4 - Elaborazione dei dati	54
3.4.1 - Software utilizzati.....	54
3.5 - Analisi Statistica.....	59
CAPITOLO 4 - Risultati	63
4.1 - Risultati del Mann-Whitney U-test: confronto tra NAR e AR	64
4.1.1 - Confronto fra gruppo AR e NAR: livello FLAT	64
4.1.2 - Confronto fra gruppo AR e NAR: livello LOW	65
4.1.3 - Confronto fra gruppo AR e NAR: livello HIGH	66
4.2 - Risultati dell'ANOVA test: confronto fra FLAT, LOW e HIGH	67
4.2.1 - ANOVA test nei soggetti NAR: confronto fra FLAT, LOW, HIGH	68
4.2.2 ANOVA test nei soggetti AR: confronto fra FLAT, LOW, HIGH	78
4.3 - Variazione della massima elevazione nel passaggio da FLAT a LOW per i gruppi AR e NAR	81
4.4 - Spearman correlation fra i parametri misurati e le scale cliniche	82
4.5 - Confronto fra accelerazioni in fase di salita del " <i>leading limb</i> " fra i gruppi AR e NAR	82

4.6 - Conclusioni	84
CAPITOLO 5 - Interpretazione dei risultati e discussione	86
5.1 - Revisione della Letteratura	86
5.2 - Ipotesi di modello interpretativo	88
5.3 - Interpretazione dei risultati	94
CAPITOLO 6 - Conclusioni	105
6.1 - Sviluppi futuri	107
Bibliografia.....	110
Appendice A.....	119

Indice delle figure

Figura 1: Modello dei livelli di gerarchia motoria di Bernstein (1967)	22
Figura 2: Set-up sperimentale dello studio di Austin (1999).....	24
Figura 3: Particolare dell'ostacolo del set-up sperimentale di Austin (1999).....	24
Figura 4: Differenza tra <i>toe clearance</i> e <i>maximum toe elevation</i> secondo Mohagheghi (2004)	25
Figura 5: Schema descrittivo della retina	40
Figura 6: Descrizione delle aree corticali del cervello legate al processo visivo	41
Figura 7: Schema riassuntivo del superamento dell'ostacolo.....	43
Figura 8: Telecamera optoelettronica	49
Figura 9: Smart E, Bts Italy.....	50
Figura 10: <i>Movement and Gait analysis laboratory of Institute for Basic Research in Developmental Disabilities of Staten Island (NY)</i>	50
Figura 11: Piattaforma di forza Kistler 9286BA	51
Figura 12: Casi FLAT, LOW e HIGH	52
Figura 13: Schema di posizionamento dei marcatori	53
Figura 14: Smart Tracker, Bts Italy	54
Figura 15: Protocollo d'analisi in Smart Analyzer Bts	55
Figura 16: Selezione degli istanti di START e STOP	56
Figura 17: Distribuzione Gaussiana (in rosso) e dati analizzati (istogrammi in blu).....	60

Figura 18: Range Of Motion dell'anca all'aumentare del livello di difficoltà per i soggetti NAR (blu) e AR (rosso). #= $p < 0.05$ nel confronto nel gruppo AR (FLAT-HIGH) e nel gruppo NAR (FLAT-HIGH);.....	69
Figura 19: Range Of Motion del ginocchio all'aumentare del livello di difficoltà per i soggetti NAR (blu) e AR (rosso). #= $p < 0.05$ nel confronto nel gruppo AR (FLAT-HIGH e LOW-HIGH) e nel gruppo NAR (FLAT-LOW, LOW-HIGH e FLAT-HIGH);	70
Figura 20: Massima forza verticale all'aumentare del livello di difficoltà per i soggetti NAR (blu) e AR (rosso). #= $p < 0.05$ nel confronto nel gruppo NAR (FLAT-LOW. *= $p < 0.05$ nel confronto tra AR e NAR per il livello LOW	72
Figura 21: Step Length all'aumentare del livello di difficoltà per i soggetti NAR (blu) e AR (rosso). #= $p < 0.05$ nel confronto nel gruppo NAR (FLAT-LOW e LOW-HIGH); *= $p < 0.005$ nel confronto tra AR e NAR.....	73
Figura 22: Massima elevazione all'aumentare del livello di difficoltà per i soggetti NAR (blu) e AR (rosso). #= $p < 0.05$ nel confronto nel gruppo NAR e per il gruppo AR (FLAT-HIGH e LOW-HIGH) *= $p < 0.05$ nel confronto tra AR e NAR.....	75
Figura 23: Toe obstacle all'aumentare del livello di difficoltà per i soggetti NAR (blu) e AR (rosso). #= $p < 0.05$ nel confronto nel gruppo NAR (FLAT-HIGH e LOW-HIGH) nel gruppo AR (FLAT-LOW). *= $p < 0.05$ nel confronto tra NAR e AR per il livello FLAT e il livello HIGH	76
Figura 24: COP ML excursion all'aumentare del livello di difficoltà per i soggetti NAR (blu) e AR (rosso). #= $p < 0.05$ nel confronto nel gruppo NAR e nel gruppo AR. *= $p < 0.05$ nel confronto tra AR e NAR per il livello HIGH.....	77
Figura 25: Massima Accelerazione in fase di salita per i gruppi NAR (in blu) e AR (in rosso)	83
Figura 26: Modello cognitivo proposto da Decety	87
Figura 27: Modello proposto da Taga.....	88

Figura 28: Modello interpretativo cognitivo-motorio	89
Figura 29: Schema della visione	90
Figura 30: Modello di un Generatore Ritmico Neurale proposto da Taga	91
Figura 31: Link Segment Model	92
Figura 32: Alterazioni del modello interpretativo cognitivo-motorio per il gruppo NAR nel livello LOW.....	95
Figura 33: Alterazioni del modello interpretativo cognitivo-motorio per il gruppo NAR nel livello HIGH	98
Figura 34: Alterazioni del modello interpretativo cognitivo-motorio per il gruppo AR nel livello FLAT	100
Figura 35: Alterazioni del modello interpretativo cognitivo-motorio per il gruppo AR nel livello LOW.....	102
Figura 36: Alterazioni del modello interpretativo cognitivo-motorio per il gruppo AR nel livello HIGH	104

Indice delle tabelle

Tabella 1: Altezza e peso dei soggetti AR e NAR	45
Tabella 2: Punteggi ottenuti nelle scale cliniche per i soggetti AR e NAR.	48
Tabella 3: ROM del ginocchio, livello FLAT, nei soggetti AR e NAR.....	64
Tabella 4: <i>Toe obstacle distance</i> , livello FLAT, nei soggetti AR e NAR.....	65
Tabella 5: Massima forza verticale, livello LOW, nei soggetti AR e NAR	66
Tabella 6: <i>Toe obstacle distance</i> , livello HIGH, nei soggetti NAR e AR	66
Tabella 7: COP ML <i>excursion</i> , livello HIGH, nei soggetti NAR e AR.....	67
Tabella 8: ROM anca soggetti NAR livello FLAT vs. livello HIGH.....	68
Tabella 9: ROM ginocchio soggetti NAR livello FLAT vs. livello LOW vs. livello HIGH	71
Tabella 10: Massima forza verticale soggetti NAR livello FLAT vs. livello LOW	71
Tabella 11: <i>Step Length</i> soggetti NAR livello FLAT vs. livello LOW vs. livello HIGH.....	73
Tabella 12: Massima elevazione soggetti NAR livello FLAT vs. livello LOW vs. livello HIGH	74
Tabella 13: <i>Toe obstacle</i> nei soggetti NAR livello FLAT vs. livello LOW vs. livello HIGH.....	76
Tabella 14: ROM anca soggetti AR livello FLAT vs. livello HIGH	78
Tabella 15: ROM ginocchio soggetti AR livello FLAT vs. livello LOW vs. livello HIGH	79
Tabella 16: Massima elevazione soggetti AR livello FLAT vs. livello LOW vs. livello HIGH ..	79
Tabella 17: <i>Toe obstacle</i> soggetti AR livello FLAT vs. livello LOW	80
Tabella 18: Valori medi dei rapporti della variazione di massima elevazione	81

Tabella 19: Massima accelerazione in fase di salita per NAR e AR nel caso FLAT e nel caso LOW.....	82
Tabella 20: Massima accelerazione soggetti NAR e soggetti AR.....	84
Tabella 21: Valori statisticamente significativi per il livello FLAT in soggetti AR e NAR	99
Tabella 22: Valori statisticamente significativi per il livello LOW in soggetti AR e NAR	101
Tabella 23: Valori statisticamente significativi per il livello HIGH in soggetti AR e NAR ...	103

Sommario

Il presente lavoro di tesi tratta dell'analisi cinematica e cinetica del superamento dell'ostacolo sia in soggetti sani sia in soggetti affetti da patologie. Questo task è stato largamente approfondito negli anni da numerosi studiosi, soprattutto nel suo confronto diretto con il cammino, ricoprendo un'importanza sempre maggiore; negli ultimi tempi, questo gesto, che è sempre stato valutato dal solo punto di vista biomeccanico, ha cominciato ad essere oggetto di studio per analizzare le capacità d'integrazione motorio-cognitive richieste al soggetto. Da studi riportati in letteratura, è noto come l'esecuzione di questo task sia profondamente influenzata da più sistemi: il sistema visivo, che permette la localizzazione della barriera, il sistema cognitivo, nella sua distinzione intrinseca tra processo percettivo e di pianificazione motoria, e, infine, la ricerca di equilibrio e stabilità durante il superamento dell'ostacolo attuata dai sistemi di controllo. L'interazione di questi elementi si manifesta attraverso un'esecuzione, in termini biomeccanici, del gesto, che si discosta dal cammino normale.

L'obiettivo principale del nostro studio è stato lo sviluppo di un protocollo sperimentale per l'analisi quantitativa della prestazione sia in soggetti sani sia in soggetti definiti "a rischio". Con questa terminologia si identificano tutti quei soggetti che manifestano disabilità attribuibili a problematiche mentali e/o fisiche; rientrano all'interno di questa categoria soggetti affetti da ritardi mentali, paralisi cerebrale infantile, autismo e vari disturbi genetici e cromosomici (come, ad esempio, la Sindrome di Down). La necessità di sviluppare un protocollo di valutazione di questo atto motorio, soprattutto per quanto riguarda la popolazione affetta da patologie (AR, a rischio), nasce dalla revisione della letteratura: gli studi effettuati sinora su questo task si sono focalizzati sull'interpretazione delle modifiche biomeccaniche, che si riscontrano all'aumentare della difficoltà (ossia un aumento dell'altezza della barriera), solo in soggetti adulti e sani. L'analisi di questo gesto è stata investigata, in letteratura, prettamente come confronto rispetto al cammino, così da evidenziare come una piccola perturbazione lungo il percorso possa modificare la strategia motoria; l'originalità del nostro studio, pertanto, risiede nell'ampliamento della

ricerca sia per quanto riguarda le popolazioni prese in esame (confronto tra soggetti sani e affetti da patologie), sia per la maggiore attenzione rivolta all'interazione tra le sfere cognitiva e motoria. Un ulteriore elemento di originalità di questo lavoro di tesi è l'età dei soggetti presi in esame: la nostra analisi si è, infatti, focalizzata su una popolazione pediatrica di età compresa tra i 3 e gli 8 anni.

Attraverso il protocollo prodotto abbiamo voluto mettere in evidenza e quantificare le eventuali differenze, a livello prestazionale, all'aumentare della difficoltà dell'esercizio rappresentato dalla presenza dell'ostacolo; inoltre, abbiamo provveduto alla valutazione, a parità di livello, di eventuali discrepanze significative tra le due popolazioni. Infine, ci siamo prefisse di interpretare i risultati ottenuti attraverso un modello da noi stesse prefigurato, che, oltre a spiegare l'andamento biomeccanico del gesto, potesse interpretare il task anche dal punto di vista dell'interazione tra sfera cognitiva e motoria.

Dopo aver effettuato un periodo di training presso il laboratorio di analisi del movimento "Luigi Divieti" del Dipartimento di Ingegneria Biomedica del Politecnico di Milano, le acquisizioni sono state da noi eseguite presso il *Movement and Gait Analysis Laboratory* dell'istituto IBR (Institute of Basic Research) di Staten Island, New York (NY), da ottobre 2010 a gennaio 2011; questa struttura collabora attivamente con il dipartimento di Bioingegneria del Politecnico di Milano. Le prove sono state effettuate su 35 soggetti di cui 19 sani e 16 a rischio. Lo studio ha previsto l'esecuzione della stessa prova per entrambe le popolazioni in tre condizioni differenti: livello FLAT, LOW e HIGH. Il primo test (FLAT) prevede l'uso di una banda di tessuto di spessore trascurabile posta a terra; il secondo (LOW), a parità di posizione della barriera, aggiunge la presenza di due supporti laterali; infine, l'ultimo livello (HIGH) comporta l'innalzamento dell'ostacolo al 10% dell'altezza del soggetto.

Per l'acquisizione della cinematica del gesto, in tutte le prove analizzate, si è utilizzato il sistema optoelettronico Smart E (BTS, Italia) a 9 telecamere, mentre per l'analisi della dinamica sono state utilizzate due pedane dinamometriche Kistler. Un sistema di ripresa video ha completato la misura. La ricostruzione del movimento 3D, così rilevato, è stata effettuata utilizzando il software Smart Tracker (BTS, Italia), mentre l'estrazione dei

parametri cinematici e cinetici si è ottenuta attraverso l'uso del software Smart Analyzer (BTS, Italia).

I principali risultati ottenuti mostrano una differenza statisticamente significativa nell'esecuzione del gesto tra i due gruppi in analisi: i bambini sani, all'aumentare della difficoltà dell'esercizio, modificano la strategia motoria innalzando maggiormente il piede sopra la barriera e imprimendo una maggior spinta sulle piattaforme di forza rispetto a quanto non facciano i soggetti a rischio. Queste variazioni si sono riscontrate soprattutto nel passaggio di livello da FLAT a LOW in cui il vincolo biomeccanico in sé non varia in altezza ma è presente una modifica del supporto della barriera: i soggetti non a rischio percepiscono l'alterazione delle condizioni ambientali circostanti e modificano l'esecuzione del gesto di conseguenza, mentre i bambini affetti da patologie non avvertono il cambiamento delle condizioni esterne e, pertanto, attuano modifiche cinematiche e cinetiche solo nel livello HIGH per evitare la caduta.

Alla luce dei risultati ottenuti e interpretando questi dati con un modello cognitivo-motorio da noi ipotizzato, possiamo affermare di aver riscontrato alcune differenze significative nella strategia motoria utilizzata sia al crescere del livello di difficoltà del task sia tra le due popolazioni considerate, evidenziando una forte connessione nel *planning* dell'atto motorio con la fase percettiva.

Abstract

Our final project is about the kinematic and kinetic analysis of crossing obstacles both in healthy subjects both in subjects affected by diseases. This task has been largely deepened during years by many researchers, especially in comparison with walking, becoming always more important; lately, this action, that has always been evaluated just from a biomechanical point of view, become to be studied to analyze the subject's capabilities to integrate motor and cognitive fields in the execution of the task. From many studies in literature, is known how the execution of this task is deeply influenced by different systems: the visual system, that allows to detect the barrier, the cognitive system, with its intrinsic distinction between perceptive and action planning process, and, eventually, the equilibrium and stability control implemented by the motor control. The interaction of these elements has been shown through a biomechanical execution different from the normal walking.

The purpose of our study is the development of an experimental protocol for a quantitative analysis of the performance in both healthy subjects both in subjects defined "at risk". With this terminology are identified all the subjects that have disabilities due to mental and/or physical problems; the subjects that are included in this category are affected by mental delays, cerebral palsy, autism and different genetical and chromosomal impairments (i.e. Down Syndrome). The need of developing an assessment protocol for this task, especially for people affected by diseases (AR, at risk), arises from the bibliographic review: the study done so far on this task have focused on the interpretation of biomechanical changes, which are shown with increasing difficulty (i.e. an increase in height of the barrier), only in healthy adult subjects. The analysis of this motion has been investigated in literature, purely as a comparison with respect to the normal walking, so as to highlight how a small perturbation along the path can change the motor strategy, the originality of our study, therefore, lies in the expansion of the research both considering the populations studied (comparison between healthy subjects and patients with diseases) and both for the increased attention to the interaction

between cognitive and motor areas. An additional element of originality of this thesis is the age of the subjects examined: our analysis has focused on a pediatric population aged between 3 and 8 years old to use the evaluation of this task as a diagnostic tool, using engineering methods and tools.

Through the protocol we produced, we want to highlight and quantify differences in performance level, as the difficulty of the exercise become higher (represented by the presence of the obstacle); in addition, we have provided for the assessment, at the same level, of significant discrepancies between the two populations. Finally, we set out to interpret the results obtained through a model envisioned by ourselves, that not only explain the biomechanical performance of the task, but also interpret the task from the point of view of the interaction between cognitive and motor areas.

After a training period at the Laboratory of movement analysis "Luigi Divieti" of the Department of Biomedical Engineering of Politecnico di Milano, these acquisitions were made by us in the Movement and Gait Analysis Laboratory of the institute IBR (Institute for Basic Research) of Staten Island, New York (NY) from October 2010 to January 2011; this structure works closely with the Department of Bioengineering at the Politecnico di Milano. The tests were performed on 35 subjects including 19 healthy and 16 at risk. The study involved the execution of the same test for both populations in three different conditions: level FLAT, LOW and HIGH. The first test (FLAT) involves the use of a band of tissue of negligible thickness placed on the ground, the second (LOW), at the same position of the barrier, adding the presence of two side supports, and finally, the last level (HIGH) involves the raising of the obstacle height from the 10% of the height of the subject.

To capture the kinematics of the motion, in all the tests analyzed, we used the optoelectronic system Smart E (BTS, Italy) with 9 cameras, while for the analysis of dynamic torques two Kistler platforms were used. A video recorder system has been used to complete the analysis. The reconstruction of the 3D motion was performed using the software Smart Tracker (BTS, Italy), while the extraction of kinematic and kinetic parameters was achieved through the use of Smart Analyzer software (BTS, Italy).

The main results show a statistically significant difference in the performance of the task between the two groups: the healthy children, with increasing difficulty, changing the motor strategy raising more the foot above the barrier and giving a major boost on force platforms than those at risk. These variations were found mainly in the transition from FLAT to LOW level when the biomechanical constraint itself does not vary in height but there is a modification of the barrier supports: the subjects “not at risk” does perceive the alteration of the surrounding environmental conditions and change the execution of the task as a result, while the children “at risk” do not experience the change of external conditions and, therefore, implement kinematic and kinetic changes only in the HIGH level to avoid falling.

Considering these data and interpreting the results obtained with a motor-cognitive model suggested by us, we can claim to have found some significant differences in the motor strategy used both in increasing the level of difficulty of the task both between the two populations considered, showing a strong connection between the action planning and the perception phase.

CAPITOLO 1 - Introduzione

Nel corso degli ultimi anni, il task del superamento dell'ostacolo è stato investigato da molti studiosi, in primo luogo, per rapportarlo al cammino, di cui risulta essere una piccola variazione. Mentre la *gait analysis*¹ è stata oggetto di numerose e approfondite valutazioni, sia per il suo importante ruolo nella vita quotidiana dell'uomo, sia perché è risultato evidente il suo forte potere diagnostico, la valutazione di un task strettamente connesso ad essa e di cui rappresenta una modifica come, ad esempio, la salita delle scale o il superamento di aperture od ostacoli, ha iniziato ad acquisire importanza sempre maggiore anche nell'ottica di una sua possibile identificazione come uno strumento diagnostico.

Come per il cammino, le principali ricerche sul superamento dell'ostacolo si sono concentrate nel campo biomeccanico, sottolineando le relazioni cinetiche e cinematiche dei segmenti coinvolti; ma, a differenza della *gait analysis* questi studi hanno valutato anche l'interazione cognitivo-motoria che è alla base dell'esecuzione del gesto. Lo stato dell'arte dimostra una quasi esclusiva attenzione alla valutazione di soggetti adulti e sani nel tentativo di determinare una fascia di normalità; in realtà, questa non è stata ancora ottenuta, vista la variabilità di risultati riscontrata.

Lo scopo di questo lavoro di tesi è molteplice:

1. valutare la variazione di strategia motoria applicata all'aumentare della difficoltà del livello di esercizio in bambini sani e definiti a rischio dell'insorgere di patologie motorie e/o cognitive. L'originalità di questo studio si evidenzia in particolar modo nella decisione di studiare questo task in una popolazione molto giovane;
2. confrontare le due popolazioni oggetto del nostro studio per identificare le differenze più significative e le caratteristiche delle due strategie motorie;

¹ Gait analysis: studio sistematico della locomozione umana effettuato attraverso strumentazioni che permettono la misurazione dei movimenti del corpo e l'attività dei muscoli, usato per valutare e pianificare la terapia da applicare ai soggetti le cui condizioni inficiano l'abilità del cammino.

3. tentare di identificare questi atteggiamenti motori riscontrati alla luce di un modello interpretativo, da noi ipotizzato, che analizzasse il task come cooperazione del sistema cognitivo e motorio.

Questo studio è stato da noi svolto nel *Movement and Gait Analysis Laboratory dell'Institute for Basic Research in Developmental Disabilities (IBR)* di Staten Island (NY), in collaborazione con il dipartimento di Bioingegneria del Politecnico di Milano.

Lo studio ha previsto l'esecuzione della stessa prova per entrambe le popolazioni prese in esame in tre condizioni differenti di esecuzione: livello FLAT, livello LOW e livello HIGH. Il primo test (FLAT) prevede l'uso di una banda di tessuto di spessore trascurabile posta a terra; il secondo (LOW), a parità di posizione della barriera, aggiunge la presenza di due supporti laterali; infine, l'ultimo livello (HIGH) comporta l'innalzamento dell'ostacolo al 10% dell'altezza del soggetto.

Per l'acquisizione della cinematica del gesto è stato utilizzato il sistema optoelettronico Smart E (BTS, Italia) a 9 telecamere, mentre per l'analisi cinetica sono state utilizzate due pedane dinamometriche Kistler. Il posizionamento dei marcatori, necessario affinché il sistema optoelettronico ricostruisse in 3D il movimento acquisito, ha consentito l'analisi dell'arto inferiore e della posizione del tronco utilizzando 10 elementi catarifrangenti. Le piattaforme di forza hanno reso possibile l'analisi dei dati dinamici.

Il lavoro svolto si articola in cinque capitoli:

- **Capitolo 2:** verranno presentate le teorie e gli principali studi individuati in letteratura relativi al superamento dell'ostacolo. Il capitolo prevede un'indagine cinematica e cinetica degli studi fino ad oggi svolti, mettendo in luce gli strumenti utilizzati in clinica per la valutazione dell'atto motorio in esame. Si conclude con l'analisi delle principali teorie di interazione tra il sistema percettivo e la pianificazione motoria, riconosciute alla base del task.
- **Capitolo 3:** sono esposti i materiali e i metodi utilizzati per il nostro lavoro. Sono stati riportati: il campione di soggetti analizzati, la descrizione della strumentazione utilizzata, il protocollo sperimentale applicato, la descrizione delle

prove svolte, la fase di elaborazione dei dati con i relativi parametri di interesse considerati e, infine l'analisi statistica.

- **Capitolo 4:** sono riportati i risultati significativi riscontrati a seguito dell'analisi statistica, sia all'interno della stessa popolazione, sia nel confronto tra i due gruppi.
- **Capitolo 5:** contiene il modello interpretativo da noi ipotizzato anche alla luce della revisione bibliografica, la sua applicazione nel nostro studio e l'interpretazione dei risultati ottenuti nel capitolo precedente alla luce delle relazioni evidenziate.
- **Capitolo 6:** sintesi dei risultati ottenuti e possibili sviluppi futuri.

È inoltre presente un'appendice in cui è riportato un esempio di report clinico da noi creato.

CAPITOLO 2 - Revisione della Letteratura

2.1 – Cinematica e cinetica del superamento dell'ostacolo

Il task del superamento di un ostacolo è stato riportato in letteratura, insieme alla salita di un gradino, come uno studio interessante per le capacità d'integrazione motorio-cognitiva richieste al soggetto. G. P. Austin, nel 1999, ha sottolineato le differenze concettuali di questo task rispetto al cammino normale, che biomeccanicamente si evidenziano in una alterazione della fase di *swing*², che porta all'esigenza di una fase di appoggio singolo più lunga. Quando si supera un ostacolo, il soggetto deve oltrepassare la barriera, spostando il peso sul piede che effettua il passo e quindi portare l'arto controlaterale oltre l'ostacolo. Per riuscire nel task non si deve entrare in contatto con il fronte dell'ostacolo, per evitare l'impatto si devono quindi impiegare dei margini di sicurezza (Snapp–Childs, 2009). Il rischio di inciampare o cadere nasce da più fattori, come la potenziale interferenza dell'ostacolo con il piede che lo oltrepassa, o una fase di *stance*³ instabile e protratta durante la quale il centro di massa è fuori dalla stretta base di supporto (area del piede, Base Of Support, BOS). Il risultato è un bisogno di precisione e accuratezza in una fase di grande richiesta motoria ed instabilità. Assicurare un sufficiente margine tra il piede e l'ostacolo durante la locomozione richiede un movimento accurato e modifiche biomeccaniche appropriate dell'arto in fase di volo. Per far ciò, il sistema locomotorio deve realizzare una coordinazione cinematica intersegmentale e controllare gli arti inferiori, fattori che dipendono dalla individuazione delle informazioni ambientali.

La parte inferiore del corpo possiede una massa maggiore rispetto agli arti superiori e quindi un maggior momento d'inerzia; pertanto ogni cambiamento nella sua traiettoria può generare momenti e forze reattive che possono potenzialmente destabilizzare il

² Fase di *swing*: intervallo di tempo durante il quale l'arto inferiore è sospeso e si ha la progressione in avanti.

³ Fase di *stance*: intervallo di tempo durante il quale il piede rimane a contatto con il terreno.

soggetto durante il task, in particolare durante la fase di singolo appoggio, quando la base di supporto è piccola e il Centro di Massa (COM) è fuori dalla BOS (Patla, 2002). Durante il cammino, funzioni multiobiettivo, come efficienza energetica, stabilità di atterraggio e *clearance*⁴ dell'ostacolo, devono essere considerate simultaneamente per predire adeguatamente la traiettoria dell'arto quando supera la barriera (Chou, 2001).

Numerosi sono gli indici ricercati in letteratura per valutare le modifiche del pattern motorio durante l'esecuzione di questo task, sia dal punto di vista cinematico, che dinamico, che di modifiche energetiche e di equilibrio.

Fra gli studi si è notata una grande variabilità di risultati, dovuti ad un mancato protocollo di analisi generalizzato, che quindi ha portato a valutare il gesto in modo diverso, con diverse configurazioni sperimentali.

Qui di seguito sono riassunti i principali studi, spiegando in particolare i loro obiettivi di analisi e i risultati dagli stessi conseguiti. I lavori sono organizzati in base ai parametri cinematici e cinetici da loro valutati.

2.1.1 – Studi inerenti a Range Of Motion (ROM) di anca, ginocchio e caviglia, e rispettive velocità angolari

Fra i primi indici riportati in letteratura vi sono le variazioni angolari delle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia. Austin, nel 1999, ha ipotizzato come i cambiamenti nella cinematica angolare del *leading limb*⁵ suggeriscano la presenza di uno sforzo coordinato e controllato per superare con successo l'ostacolo.

A. E. Patla (1995) ha osservato come l'elevazione del piede oltre l'ostacolo si raggiunge principalmente con una flessione di anca e ginocchio; anche Austin (1999) propose che l'accorciamento richiesto all'arto, per permettere un ampio margine di sicurezza oltre l'ostacolo, si ottiene aumentando la flessione dell'articolazione dell'anca e del ginocchio.

⁴ Clearance: distanza del piede dall'ostacolo.

⁵ Leading limb: arto che esegue il passo oltre l'ostacolo per primo

Quanto affermato è in accordo con S. W. Hill, che, nel 1997, ha valutato come le escursioni angolari di anca e ginocchio crescano in funzione dell'altezza dell'ostacolo.

Oltre alla flessione, alcuni studi hanno posto l'attenzione su altri movimenti dell'articolazione dell'anca: Hill, nel 1997, ha esaminato come l'elevazione dell'anca dell'arto in fase di volo (calcolata dall'istante di tempo in cui il piede dell'arto in volo era oltre l'ostacolo) aumenti lievemente con l'aumento dell'altezza dell'ostacolo, mentre l'elevazione dell'anca dell'arto in fase di stance, calcolata nello stesso intervallo di tempo, resti invariata.

Recenti studi suggeriscono l'importanza delle velocità angolari dell'arto nel controllo della locomozione nel superamento degli ostacoli. Usando un modello di simulazione, M. Armand, nel 1998 ha trovato che maggiori velocità angolari dell'anca e del ginocchio non solo influiscono sull'elevazione dell'arto inferiore, ma sono parametri di input essenziali per ottimizzare la soluzione della funzione multiobiettivo da lui proposta. Quindi, sembra plausibile che, incrementando la velocità angolare del ginocchio, si possa produrre un accorciamento funzionale dell'arto, agendo direttamente sul ginocchio e indirettamente aumentando anche la velocità angolare dell'anca e della caviglia.

J. McFadyen (1993) ha discusso come i meccanismi di adattamento locomotorio, che s'instaurano per effettuare il task di superamento dell'ostacolo, comportino una riorganizzazione delle strategie motorie dell'arto inferiore attraverso una flessione attiva del ginocchio. Se l'ostacolo è posto vicino al soggetto, il grado di flessione della gamba sarà maggiore rispetto al caso in cui gli ostacoli siano posizionati a metà strada o lontano dal *leading limb*.

Nel cammino di soggetti adulti ci sono almeno 12 gradi di libertà angolari nella catena multi segmento composta da segmenti compresi fra l'arto che è in fase di stance e quello che è in fase di swing: ognuno di questi può determinare l'elevazione del piede. (Winter, 1991). Si è visto che la *toe clearance*⁶ può essere equamente controllata da 5 articolazioni nella catena a 7 segmenti: plantar/dorsiflessione della caviglia e flessione del ginocchio

⁶ Toe clearance: distanza verticale tra il piede e l'ostacolo nell'intervallo di tempo in cui il piede si trova sopra la barriera.

dell'arto in fase di volo, adduzione/abduzione dell'anca, flessione del ginocchio e plantar/dorsiflessione della caviglia dell'arto in fase di stance. Hill (1997), nella sua valutazione di parametri cinematici su soggetti protesizzati, ha trovato che le variabili influenzate dall'altezza dell'ostacolo sono state la flessione dell'anca dell'arto che è in fase di swing, gli angoli relativi alla flessione del ginocchio e dell'anca dell'arto che è in fase di stance, l'angolo del tronco rispetto all'orizzontale, l'elevazione dell'anca dell'arto che è in fase di volo e la *toe-clearance*.

Come Patla e Prentice (1996), lo studio di Hill (1997) mostra che le strategie motorie attuate per evitare l'ostacolo sono scelte fra una varietà di opzioni possibili basandosi su un'analisi di costo/benefici. Secondo Gazzaniga (1999), la pianificazione motoria può essere considerata un processo di selezione di una soluzione singola o di un pattern di comportamento a livello della gerarchia motoria (figura 1) tra le numerose alternative consistenti con il task. Ad esempio, anche per il più semplice movimento, come spostare

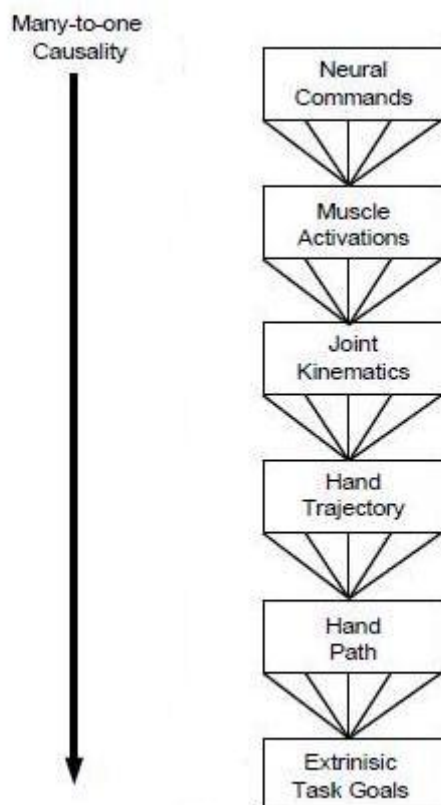


Figura 1: Modello dei livelli di gerarchia motoria di Bernstein (1967)

la mano verso un determinato target, esiste un infinito numero di modi possibili che permettono il movimento della mano e, per ognuno di questi, esistono numerose

traiettorie tra cui scegliere. Una volta specificata la traiettoria, la posizione della mano in ogni momento dell'esecuzione del task può essere raggiunta attraverso multiple combinazioni di posizioni articolari; sfruttando l'attivazione simultanea dei muscoli e la loro abilità di co-contrarsi, ogni configurazione articolare dell'arto superiore può essere ottenuta attivando muscoli differenti. I livelli nella gerarchia motoria sono mostrati in figura 1 attraverso l'uso di triangoli, che indicano la riduzione dei gradi di libertà alla diminuzione del livello. Specificare un pattern di comportamento per ogni livello identifica completamente il pattern al livello seguente (many-to-one: molti pattern al livello superiore corrispondono ad un solo pattern in quello inferiore). La pianificazione può essere considerata un processo tramite cui è possibile selezionare ad ogni livello un pattern specifico consistente con il raggiungimento del task (Bernstein 1967).

2.1.2 –Studi inerenti alla massima elevazione o *toe clearance*

Numerosi studi su questo task motorio hanno considerato la massima elevazione, e i risultati spesso sono contraddittori: per Austin (1999), la *toe clearance* del *leading limb* aumenta al crescere dell'altezza dell'ostacolo, mentre Patla e S. Rietdyk (1993) non hanno riscontrato alcuna variazione; in aggiunta, H. C. Chen (1991) ha osservato come la *foot clearance* aumenti in maniera non lineare con l'altezza degli ostacoli per tutti i soggetti, giovani ed adulti. J. Michel (2008) ha ricercato come il controllo volontario del *leading limb* intervenga sul controllo automatico dell'equilibrio del corpo per raggiungere una *performance* ottimale: ciò si riflette in un basso valore di *toe clearance*.

A sottolineare l'importanza rivestita dal parametro della *foot clearance*, Austin (1999), nel suo studio, ha fornito due definizioni dell'indice: la *toe clearance* è la minima distanza verticale fra l'angolo superiore prossimale dell'ostacolo e il marker sulla testa del quinto metatarso durante la fase di swing, mentre la *heel clearance* è la distanza minima fra l'angolo superiore distale dell'ostacolo e il marker sul tallone durante la fase di swing. (vedi figure 2,3).

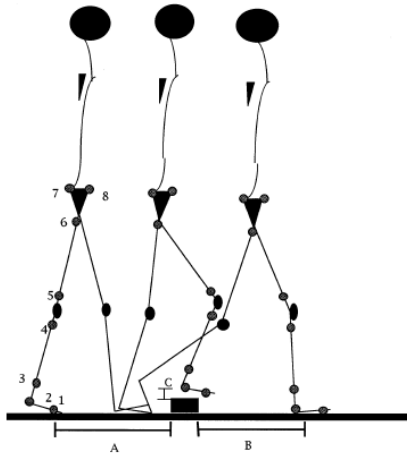


Figura 2: Set-up sperimentale dello studio di Austin (1999)

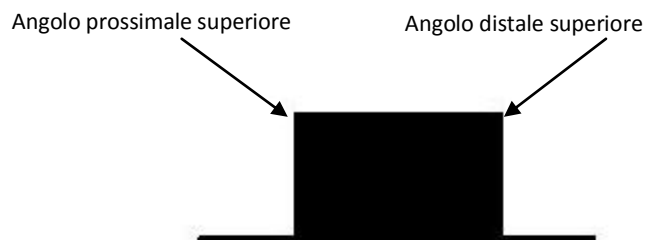


Figura 3: Particolare dell'ostacolo del set-up sperimentale di Austin (1999)

Patla e Rietdyk, nel 1993, hanno identificato un margine di sicurezza usato dagli adulti in una *toe clearance* di circa 10 cm: la necessità di questa distanza minima deriva dal fatto che un'elevazione insufficiente dello *swing limb* può portare il soggetto a cadere. L. Chou, nel 1998, ha trovato una *toe clearance* costante per i 4 livelli di difficoltà da lui proposti, coincidenti con l'aumento dell'altezza dell'ostacolo.

Rispetto alla variabilità delle relazioni esistenti fra l'altezza dell'ostacolo e l'ampiezza della *toe clearance*, è opinione condivisa da tutti che, nel superare un ostacolo, vi è una maggiore *foot clearance* se comparata all'elevazione del piede nel cammino; Chou, nel 1997, ha ipotizzato che questa distanza cresca per assicurare un superamento sicuro dell'ostacolo.

A. Mohagheghi, nel 2004, definisce la *toe clearance* come la distanza verticale fra la superficie superiore dell'ostacolo e l'alluce.

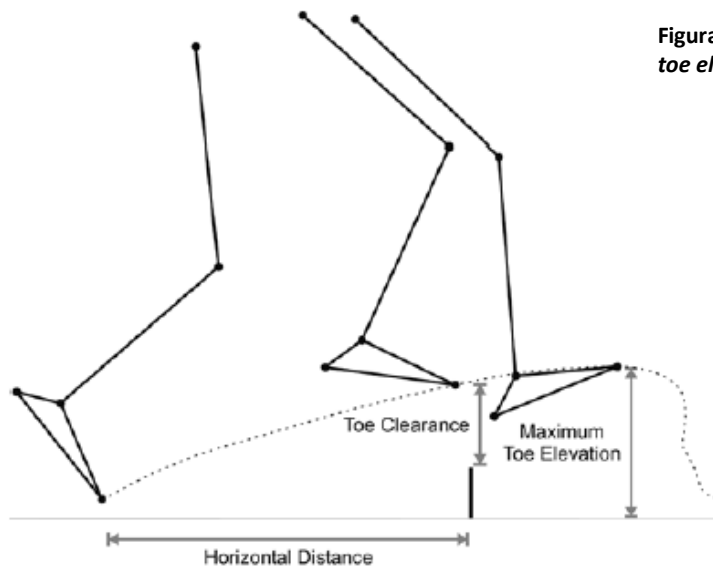


Figura 4: Differenza tra *toe clearance* e *maximum toe elevation* secondo Mohagheghi (2004)

L'altezza dell'ostacolo è necessaria per pianificare un'appropriata elevazione dell'arto ed evitare di contattare accidentalmente la barriera; Mohagheghi sostiene, quindi, l'importanza della *toe clearance* e della massima elevazione del piede (in figura 4 è possibile vedere la differenza fra questi due parametri), come misure chiave che mostrano l'accuratezza della trasformazione sensori-motoria durante il controllo dell'elevazione degli arti.

Nel suo studio, Mohagheghi ha investigato l'importanza che la visione ricopre nel task di superamento dell'ostacolo, e ha riportato come sia la *toe clearance* che la *toe elevation* nel *leading limb* fossero maggiori se nella fase di approccio all'ostacolo fosse stata oscurata la vista. Ha quindi concluso che la stima delle posizioni spaziali dell'ostacolo è un processo critico per eseguire con successo il task; anche Patla, nel 1997, si è focalizzato sull'importanza della vista per il corretto posizionamento degli arti, dimostrando come la

variabilità della *toe clearance* del *leading limb*, dove l'input visivo sull'arto è disponibile, è inferiore alla variabilità del *trailing limb*⁷, dove, invece, era assente l'input visivo sull'arto.

2.1.3 - Studi inerenti all'escursione mediolaterale del centro di pressione

L'escursione mediolaterale del centro di pressione (Center of Pressure, COP) è definita come la differenza tra la sua posizione minima e massima, in direzione mediolaterale, durante l'intervallo di tempo in cui il *trailing limb* è a contatto con la piattaforma di forza; L. A. Schrodts (2004) ha anche calcolato la velocità del COP per lo stesso intervallo di tempo.

Chou, nel 2001, ha analizzato anche la relazione tra COP e centro di massa (Center of Mass, COM): mantenere l'equilibrio del corpo nel piano frontale durante il cammino è un task difficile per via della riduzione della base di supporto durante la fase di appoggio singolo e richiede un preciso controllo del movimento del centro di massa (COM) del corpo. Le interazioni fra COM corporeo e COP del piede che è in appoggio sono saldamente regolate per garantire l'equilibrio dell'intero corpo all'inizio e alla fine del passo. La velocità istantanea del COM e la sua posizione rispetto alla base di supporto sono identificati come fattori importanti nel mantenere l'equilibrio. Quindi un controllo adeguato del COM, e la sua coordinazione rispetto al COP, sono importanti per il mantenimento della stabilità dinamica del corpo. È ragionevole pensare che mantenere l'equilibrio dinamico dell'intero corpo durante il superamento dell'ostacolo è un task più impegnativo di un normale cammino; infatti, superare ostacoli più alti influisce sul movimento del COM corporeo e sulla sua interazione col COP; ciò risulta in un maggiore ma più lento movimento del COM in direzione anteroposteriore (AP), un maggiore e più rapido movimento di COM in direzione verticale e una maggiore distanza AP tra COM e COP. Infine, il movimento del COM in direzione mediolaterale (ML) è meno influenzato dall'altezza degli ostacoli; questo può indicare una strategia di controllo e di mantenimento dell'equilibrio in direzione ML.

⁷ Trailing limb: arto che segue nel superamento dell'ostacolo

C. M. Said, in uno studio del 2008, ha sostenuto che un aumento dell'elevazione dell'arto in fase di swing durante il superamento dell'ostacolo aumenta la richiesta di equilibrio; infatti, nel momento in cui il *leading limb* si trova sull'ostacolo l'equilibrio è critico, perché il COM è davanti alla base di supporto (BOS) e c'è poco tempo per riposizionare il *leading limb* se questo contatta con l'ostacolo.

2.1.4 - Studi inerenti alla *Step width* e alla *Step length*

Austin, nel suo studio del 1999, ha analizzato l'effetto dell'altezza dell'ostacolo sulla *step width*⁸ e sulla *step length*⁹, senza riscontrare effetti significativi. Anche nello studio di Chou, nel 2001, sono stati analizzati questi parametri in relazione all'altezza dell'ostacolo, e si è dimostrato come questa non influisse né su un parametro né sull'altro.

2.1.5 – Studi inerenti alla *Toe obstacle* e all'*Obstacle heel distance*

Austin calcola la *toe obstacle* come la distanza orizzontale fra il marker posizionato sulla testa del quinto metatarso del *trailing limb* e il bordo frontale dell'ostacolo durante il superamento della barriera. Schrodt (2004) ha riscontrato che i soggetti, posti di fronte ad una condizione di dual task cognitivo-motorio, posizionano il *trailing limb* più lontano dal fronte dell'ostacolo. Questo aumento della distanza *toe obstacle* può suggerire una modifica nella strategia motoria per ridurre il rischio di contatto del piede con l'ostacolo, o può rappresentare una strategia più conservativa per evitare il contatto del *trailing limb* con la barriera. In contrasto, Austin nel suo studio del medesimo gesto motorio, ma in assenza di condizioni di dual task (1999), non ha riscontrato effetti significativi dell'altezza dell'ostacolo su queste distanze.

Chou (1998) ha riportato che, nei soggetti giovani, *toe obstacle distances* minori si associano a minori flessioni di caviglia, ginocchio e anca e a un maggiore rischio di contatto del *trailing limb* con l'ostacolo. I soggetti di questo studio mostrano una

⁸ Step width: distanza mediolaterale tra i due piedi in fase di doppio appoggio.

⁹ Step length: distanza, lungo la direzione di marcia, tra l'impatto al suolo del tallone di un piede e il successivo impatto al suolo del tallone del piede opposto.

diminuzione nella distanza *obstacle heel*, consistente con l'aumento della *toe obstacle* essendo inalterato il valore della *step length*. La distanza *obstacle heel* è stata calcolata come la distanza orizzontale fra il bordo posteriore dell'ostacolo e il marker sul tallone del *leading limb* misurato all'*heel strike* dopo aver superato l'ostacolo (Schrodt 2004).

Lo studio ha posto attenzione sulla decisione presa da soggetti, giovani e anziani, su dove posizionare il *trailing limb*: si è dimostrato che questo rimane alla stessa distanza prima dell'ostacolo in entrambi i gruppi, suggerendo come questo sia un movimento precisamente controllato dal sistema nervoso per poter disporre di un tempo adeguato per flettere le articolazioni del *trailing limb*, elevare il piede e superare l'ostacolo. Ridurre la distanza rispetto a quella prescelta riduce questo tempo disponibile e altera la configurazione geometrica degli arti inferiori: maggiore è la distanza, maggiore è il rischio di contatto. Lo studio ha riportato come minori *toe obstacle* comportino una diminuzione della *toe clearance* e della flessione del ginocchio e un aumento della velocità angolare della flessione del ginocchio; pertanto, per flettere abbastanza il ginocchio, evitando così il contatto con gli ostacoli, serve che la velocità angolare dell'articolazione aumenti. Ciò sembra essere di primaria importanza se la distanza orizzontale è ridotta.

L'abilità dei soggetti sani di mantenere la velocità di cammino e di modificare il posizionamento dei piedi suggerisce che esiste un'efficace allocazione delle risorse attenzionali e che esistono diversi gradi di priorità nei task. Già in questi studi, quindi, si evidenzia un'esigenza di ricerca di comprensione per queste modifiche di strategia pianificata a livello cognitivo-motorio.

Negli studi di Chou del 1998 e del 2001 e per Austin, la distanza fra l'ostacolo e il *trailing limb* non era influenzata dall'altezza dell'ostacolo, mentre Mohagheghi, nel 2004, ha evidenziato un aumento di questo parametro se nella fase di approccio all'ostacolo viene ostruita la vista.

2.1.6 - Studi inerenti ad altri parametri cinematici

Chou (2001) ha investigato l'effetto della variazione dell'altezza di un ostacolo sulla velocità di superamento, misurandone una diminuzione lineare con l'aumento di altezza. Said (2008), inoltre, ha studiato il tempo di appoggio singolo e doppio per ricavarne informazioni sui periodi di relativa stabilità e instabilità.

2.1.7 - Studi inerenti a energia, lavoro e potenza

Oltre ai parametri strettamente cinematici, numerosi studi hanno valutato altre informazioni ricavabili dal task di superamento dell'ostacolo, per intuire il comportamento motorio che è alla base dell'esecuzione del gesto. Hill nel 1999 ha impiegato la dinamica inversa per calcolare i profili di potenza e il lavoro durante le fasi di elevazione e abbassamento dell'arto, per sostenere l'ipotesi che il sistema nervoso centrale sfrutti un'interazione meccanica passiva fra i segmenti per produrre il movimento desiderato di un'articolazione in assenza di controllo attivo della muscolatura locale. Ha calcolato, ad esempio, come la flessione della caviglia e dell'anca dell'arto in fase di swing non è raggiunta modulando attivamente il lavoro fatto da queste articolazioni, ma piuttosto attraverso un'interazione meccanica generata dal lavoro traslazionale all'anca (che rappresenta il contributo dei muscoli dell'arto che è in stance) e il lavoro rotazionale al ginocchio.

Anche Patla, nel 1995, ha esaminato il contributo di forze attive e passive nel controllo della traiettoria degli arti, attraverso l'analisi cinematica della fase di swing nella locomozione. Ha determinato la potenza delle varie articolazioni e ha distinto i momenti alle articolazioni in momenti dovuti all'azione muscolare, forze gravitazionali e termini dipendenti dal movimento. In questo modo ha dimostrato come il sistema nervoso sfrutti dinamiche intersegmentali per semplificare il controllo dell'elevazione degli arti sugli ostacoli e minimizzare così i costi energetici.

Uno studio di Chou, del 1997, investiga l'ipotesi secondo la quale il movimento degli arti inferiori nel superamento dell'ostacolo non è governato da un criterio di minimizzazione dell'energia meccanica. Sono state analizzate e separatamente stimate le traiettorie della caviglia che è in fase di swing nel cammino normale e nel superamento di ostacoli di diversa altezza. Nello svolgimento del task predetto, la traiettoria della caviglia manteneva un valore di poco superiore all'altezza dell'ostacolo, mentre la *toe clearance* misurata è molto maggiore, 10-15 volte più grande di quella predetta. Quando si supera un ostacolo il livello di lavoro richiesto, per generare le traiettorie misurate, è molto più importante di quello richiesto per generare le traiettorie predette e questo aumenta linearmente con l'altezza dell'ostacolo. Pertanto questo studio ha osservato che la conservazione di energia diventa un criterio meno dominante per governare il movimento del corpo su un ostacolo rispetto a quanto non avvenga nel cammino normale, ma subentrano altri criteri di performance, come quello di ottimizzare il controllo neurale dei muscoli degli arti inferiori o minimizzare il rischio di caduta; questo sembra suggerire che la sicurezza diventi un criterio predominante rispetto al costo energetico.

2.2 - Il ruolo della visione nell'esecuzione del task

Uno studio di M. Laurent, del 1988, analizza l'importanza della vista nel conseguimento del task di superamento dell'ostacolo. I suoi risultati mostrano che i soggetti riescono a raggiungere l'obiettivo, nella maggior parte dei casi, ma la morbidezza e la fluidità dei movimenti variano in modo significativo tra le condizioni di vista completa, o parzialmente limitata. Questo studio ci permette di comprendere l'importanza che lo stimolo visivo ha nei confronti di un task "*goal-oriented*" come quello da noi preso in esame.

Cercare di comprendere il modo in cui sono usati gli stimoli visivi dall'ambiente è critico per capire il controllo visivo della locomozione (Rietdyk, 2006). Patla nel 1998 ha evidenziato come le informazioni visive dell'arto e della sua posizione nell'ambiente (esterocezione) fossero importanti nel controllo della traiettoria in fase di volo. I soggetti

hanno risposto ad una parziale ostruzione della vista aumentando la distanza orizzontale del *leading limb* e la *toe clearance*; ciò sembra rappresentare una strategia per ridurre il rischio di contatto con l'ostacolo se la sua posizione è incerta.

Anche l'aumento della distanza orizzontale del *trailing limb* e la sua *toe clearance* riflettono una risposta di sicurezza, permettendo di avere più tempo per flettere l'arto (Patla, 1996) e ridurre il rischio di contatto (Chou, 1998). Lo studio ha mostrato che la *toe obstacle* e la *obstacle heel distance* diminuivano rispetto ai valori riportati nel caso in cui erano presenti indicatori di posizione. Altre ricerche (Mohagheghi, 2004; Perry, 2001) hanno evidenziato modifiche dell'elevazione del *leading limb* basate su input visivi. L'osservazione che gli indicatori di posizione, in assenza dell'esterocezione visiva di arti inferiori, alterino la clearance del *trailing* e del *leading limb* in modo diverso, supporta la tesi del controllo indipendente degli arti, proposta da Mohagheghi, nel 2004, e da Patla, nel 1996.

In conclusione, la revisione della letteratura ci ha permesso di individuare i parametri cinematici e cinetici che potessero essere utili nel nostro studio ma non ci ha permesso di effettuare un confronto diretto con i risultati bibliografici, vista l'estrema variabilità delle analisi svolte dai diversi autori.

2.3 - Il sistema Percezione/Azione

Approfondendo la ricerca bibliografica, abbiamo valutato come l'analisi delle variabili cinematiche e dinamiche del task del superamento dell'ostacolo sia sempre più insistentemente legata ai concetti di *Percezione* e di *Azione*, nonché alla loro interazione nell'esecuzione di un atto motorio; pertanto, la revisione della letteratura è stata rivolta anche verso il campo della psicologia, approfondendo l'analisi del gesto motorio dal punto di vista cognitivo. Nel secolo scorso, diversi psicologi hanno, infatti, osservato e provato ad interpretare la forte relazione tra percezione dell'ambiente circostante e strategia motoria (azione) prescelta, distinguendo, anche a livello anatomico, due percorsi visivi differenti per i due sistemi (percezione vs. azione). Pertanto, alla luce di ciò è

necessario introdurre i concetti di *Percezione* e di *Azione* sottolineandone le caratteristiche, le differenze e le relazioni che esistono tra loro.

2.3.1 - La Percezione e l'Azione

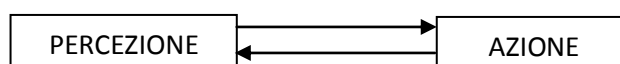
Secondo numerose teorie psicologiche, la *Percezione* è lo strumento che permette all'uomo di riconoscere nello spazio numerose caratteristiche di tipo assoluto, come ad esempio la forma, il colore, la posizione, il movimento e tutte le proprietà oggettive o di un preciso elemento immerso nell'ambiente circostante, o del layout spaziale stesso. Tutte queste informazioni interagiscono con i centri superiori tramite gli organi sensoriali; in questo modo il soggetto percepisce l'ambiente e, successivamente, fornisce al sistema cognitivo, una descrizione generale della "scena" in cui si trova. Si tratta di un processo che si attua all'"interno" del corpo, atto ad informare l'organismo sulle opportunità di agire sull'ambiente circostante e sui costi energetici che quest'azione comporta: infatti, la principale legge di sopravvivenza per l'uomo è che il consumo energetico di un gesto motorio non deve mai essere maggiore del dispendio previsto e ciò implica un'economia d'azione nella quale l'energia deve essere conservata. Un esempio di come la *Percezione* sia fortemente influenzata dall'entità del dispendio energetico necessario per portare a termine un task è la differenza percettiva nella valutazione di una distanza: se il soggetto percorre il tratto stabilito a corpo libero percepirà una distanza minore rispetto all'esecuzione del medesimo task trasportando un pesante zaino sulle spalle (Bhalla, Proffitt, 1999). La *Percezione*, però, è altamente influenzabile da altre numerose variabili che possono agire anche sul modo in cui questo sistema si rapporta al processo di *Planning d'Azione*. Ad esempio, la *Percezione* del layout spaziale può essere influenzata dallo sforzo motorio associato al task, dalla qualità della performance del soggetto, dalle sue abilità, dal potenziale fisiologico (fatica, stato di allenamento fisico, età, condizioni di salute), dalla presenza di dolore cronico, dalla valutazione del grado di sicurezza dell'atto motorio e da numerosi altri parametri. A sostegno di ciò Patla (1991) ha riscontrato che i soggetti, durante il superamento dell'ostacolo, sembrano utilizzare, al fine di poter meglio definire la strategia più appropriata, sia informazioni provenienti dall'ambiente,

riguardanti le diverse posizioni e altezze degli ostacoli sia valutazioni del rapporto sicurezza/stabilità ed efficienza/economia energetica che sembra vincolino maggiormente la pianificazione della strategia di movimento.

In associazione al sistema percettivo, si evidenzia il concetto d'*Azione*, che è il sistema con il quale la *Percezione* interagisce per definire la strategia motoria adatta. La relazione che intercorre tra loro, ad oggi, non ha ancora ricevuto un'interpretazione univoca; pertanto, riportiamo, di seguito, le principali teorie riscontrate in letteratura:

1. TEORIA DI INTERAZIONE

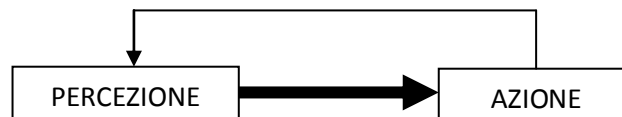
Secondo questa teoria, il processo percettivo e quello d'azione sono fisicamente separati a livello cerebrale, ma strettamente interconnessi per quanto concerne l'atto motorio risultante, in quanto, anche se in primo luogo sembrerebbe sia la *Percezione* ad influire sull'*Azione*, in realtà, anche il sistema dedito al *planning* del movimento condiziona il modo di percepire l'ambiente circostante: quindi, la *Percezione* guida le azioni e l'*Azione* a sua volta partecipa nella percezione. Questa interdipendenza funzionale fra sistema percettivo e motorio è stata denominata "*accoppiamento percezione-azione*" (Hofsten, 1989; Pick, 1984; Prinz, 1984; Reed, 1982, 1989; Schmuckler, 1993).



2. TEORIA DI GIBSON

La teoria di J. J. Gibson si è sviluppata dal 1966 al 1988, giungendo alla tesi secondo la quale la *Percezione*, il cui scopo è di fornire informazioni oggettive e guidare l'atto motorio, e l'*Azione* estraggono le informazioni ottiche dal mondo esterno secondo due vie visive separate. Una volta che l'informazione è giunta ai due sistemi corticali dedicati, sarà la *Percezione* ad influire sulla pianificazione motoria e quindi sull'*Azione*. In realtà, negli anni, J. J. Gibson ha modificato questo assunto aggiungendo anche una retroazione da *Azione* a *Percezione*, ma sottolineando

sempre che il potere percettivo sull'atto motorio è maggiore rispetto al percorso inverso. In questo caso, si potrà affermare che il percorso retroattivo sulla *Percezione* rappresenta l'influenza dell'esperienza, fornita da azioni eseguite in passato, sulla pianificazione della strategia motoria; questo è l'effetto retroattivo del sistema motorio sulla percezione stessa;



3. TEORIA DELL'EFFETTO DELL'AZIONE SULLA PERCEZIONE

In quest'ultimo caso solo l'*Azione* agisce sulla *Percezione*; in particolare, è l'intenzione di agire che modula il blocco percettivo dell'ambiente circostante modificando, quindi, la sensibilità del processo percettivo stesso. In questo caso, la *Percezione* non è una semplice ricostruzione della geometria dell'ambiente ma include anche influenze specifiche connesse alle abilità del soggetto, al potenziale energetico e alle intenzioni dell'individuo.



Nelle tre teorie appena descritte, la definizione di *Percezione* risulta invariata ma, in realtà, durante la revisione dello stato dell'arte, il sistema percettivo è stato spesso messo in relazione al nuovo concetto di *Affordance*¹⁰ creato dagli psicologi ecologisti. Essi sostenevano che lo scopo della *Percezione* non fosse solo di rappresentare l'ambiente ma piuttosto di dirigere l'azione e, in accordo con Gibson, ciò è stato concretizzato percependo gli oggetti in termini di *Affordance*.

¹⁰ Affordance: possibilità d'azione, vedi paragrafo 2.3.2.

2.3.2 - La Percezione delle “Affordances”

La *Percezione*, come già accennato, è, in primo luogo, funzione dell’informazione visiva che deriva dall’ambiente circostante; ad ogni modo, recenti ricerche hanno mostrato che, per ottimizzare l’efficacia della pianificazione dell’azione, l’informazione percepita deve essere rapportata alle capacità del soggetto di eseguire il gesto motorio. Quindi, l’uomo osserva il mondo in relazione alle proprie capacità di agire su di esso: Gibson fu il primo a sostenere che le informazioni percettive rappresentano le possibilità comportamentali, relative alle condizioni fisiche dell’organismo, di interagire con l’ambiente e le definì *Affordances*. Il *Barrier Crossing* rappresenta una situazione ideale per investigare l’interazione tra *Percezione* e *Azione* e l’influenza delle *Affordances*: sia i vincoli fisici che quelli percettivi influiscono sull’abilità di un individuo nel riuscire a superare un ostacolo e quindi, per scegliere la migliore linea di azione, un soggetto deve essere capace di percepire accuratamente l’altezza e lo spessore della barriera e deve considerare le proprie capacità fisiche ed eventuali limitazioni nell’eseguire il movimento.

Per comprendere appieno il significato di questo nuovo concetto e della sua interazione con la sfera cognitiva, è necessario fornire una definizione dall’*Affordance*. Come per quanto riguarda la *Percezione*, anche il concetto di *Affordance* non possiede un’unica interpretazione e parecchi autori hanno fornito la propria versione: secondo una prima definizione di Warren (1984), un’*Affordance*, come ad esempio la possibilità di salire le scale, è determinata dalla combinazione tra le proprietà dell’ambiente e quelle dell’organismo ed è caratterizzata da punti ottimali, nei quali l’azione è più efficiente, e da punti critici in cui si attraversa una fase di transizione verso una nuova azione. Le *Affordances* di un oggetto o di una situazione ambientale, quindi, sono le attività che vengono offerte o affrontate da un organismo con determinate capacità d’azione. Queste possibilità funzionali, per la pianificazione dell’azione, sono determinate dalla combinazione tra le proprietà dell’ambiente e le proprietà del sistema d’azione del soggetto stesso. Successivamente Warren (1984, 1988) modificò la sua definizione sostenendo che le *Affordances* per una azione sono relative alla dimensione di un individuo: egli dimostrò che esiste una condizione d’invarianza, nel comprendere ad

esempio se una scala può essere superata, che dipende sia dall'ambiente (l'altezza dello scalino) che dall'individuo (la lunghezza della gamba). Secondo Gibson, percepire l'ambiente in termini di *Affordance*, ossia le possibilità d'azione, è fondamentale se non addirittura parte primaria della *Percezione*.

In generale, quindi, l'*Affordance* di un ambiente è determinata dall'interazione tra le proprietà materiali dell'ambiente e quelle dell'organismo. Le *Affordances* possono essere descritte non solo da variabili geometriche, come la dimensione degli oggetti, ma anche da variabili cinematiche come massa, forza, inerzia, elasticità e lavoro, che sono rilevanti negli scambi metabolici di energia. In definitiva, dunque, l'*Affordance* dell'ambiente rappresenta tutto ciò che esso offre all'uomo; si tratta di proprietà invarianti del layout spaziale valutate rispetto all'individuo (*bodyscaled*), per cui l'*Affordance* è bidirezionale, in quanto coinvolge sia l'ambiente sia l'individuo. Quando un soggetto guida la propria attività percependo un'*Affordance*, deve essere in grado di percepire la relazione fra le proprietà ambientali e le proprietà del proprio sistema di azione; questo implica una metrica intrinseca, o *body-scaled*, per l'analisi delle informazioni visive e per il controllo percettivo-motorio, in opposizione ad una metrica estrinseca o assoluta. L'informazione intrinseca è utilizzata direttamente, senza la necessità di ulteriori elaborazioni, per il controllo dell'azione, senza calcolo, calibrazione, o passaggio dall'analisi di metriche estrinseche.

Come vengono utilizzate le *Affordances* per la guida di un'azione?

Esistono due approcci opposti che mostrano come le *Affordances* intervengono nella pianificazione di un atto motorio:

1. le *Affordances* di un oggetto potrebbero essere determinate dal soggetto sulla base delle *informazioni estrinseche*, che valutano le dimensioni assolute dell'ambiente in termini di metriche arbitrarie. Una volta che è stata creata una rappresentazione spazio-temporale oggettiva dell'ambiente, quest'ultima viene confrontata con le informazioni relative alle dimensioni del corpo del soggetto e alle sue abilità per elaborare un *planning* motorio. Questo processo richiede una

trasformazione da un sistema di coordinate assolute ad uno *body-scaled* per poi proseguire alla definizione dei parametri del sistema d'azione;

2. oppure, le *Affordances* potrebbero essere percepite sulla base di *informazioni intrinseche* che rapportano le dimensioni dell'ambiente alle dimensioni del soggetto. Le informazioni intrinseche hanno il vantaggio di essere direttamente rilevanti per guidare l'azione senza confronti con la conoscenza del sistema d'azione.

Nel guidare visivamente un'azione, quindi, il soggetto percepisce l'*Affordance*, pianifica una corrispondente modalità d'*Azione* e, infine, utilizza appropriate leggi di controllo con le quali regola visivamente il gesto motorio.

In definitiva, è possibile considerare l'*Affordance* come un link fra *Percezione* ed *Azione*, in cui per *Percezione* s'intende l'interazione tra le capacità fisiche del soggetto e i vincoli imposti dall'ambiente circostante. Abbiamo ricercato le basi di questo stretto legame tra ambiente e soggetto e i punti principali sono risultati essere i seguenti:

- il portare a termine con successo performance locomotorie di base, come, ad esempio, salire le scale o superare un ostacolo, è maggiormente correlato alla dimensione del corpo del soggetto piuttosto che a misure di tipo assoluto; per questa ragione l'*Azione* è definita "*body-scaled*" (Heinrichs 1994, Schmuckler 1996, Warren 1984, Warren e Ehang 1987);
- i giudizi percettivi sono relativi alle capacità d'azione e sembrano essere anche loro "*body-scaled*" (Warren 1984).

Ad ogni modo, *body-scaled* non è l'unico modo per percepire un'azione, altre possibilità includono l'abilità percettivo-motoria (*skill*), fattori relativi all'abilità fisica (forza muscolare, flessibilità, equilibrio), e l'esperienza percettivo-motoria (*experience*). Sfortunatamente, la maggior parte degli studi rivolti alla definizione di uno *Scaling of Action* è stata effettuata su soggetti adulti, i quali erano tenuti ad eseguire atti motori di base altamente acquisiti, come, ad esempio, salire le scale. Pertanto, lo *Skill*, l'*Experience* e l'abilità fisica non hanno subito variazioni significative, rendendo così impossibile evidenziare un fattore, tra i tre sopracitati, che fosse maggiormente responsabile nella

pianificazione dell'azione. J. Konczak (1992) ha comparato l'abilità di salire le scale tra soggetti giovani e anziani ipotizzando di individuare una variabilità maggiore interpopolazione in termini di competenza percettivo-motoria. Egli ha riscontrato che le capacità di azione del gruppo più anziano sono determinate sia da vincoli antropometrici sia dall'abilità di eseguire il task. Un'interpretazione potrebbe essere che l'esperienza, sulla base delle loro ridotte capacità fisiche, aumenta la consapevolezza dei vincoli antropometrici, comportando un incremento d'importanza di variabili come la forza delle gambe e la flessibilità. Altri studi sull'interazione tra *Percezione* ed *Azione* nei bambini hanno riscontrato uno *Scaling of Action* maggiormente legato alle misure antropometriche (Heinrichs, 1994), nello specifico in funzione della lunghezza della gamba (Pufall e Dunbar, 1992). Per contro, valutando bambini più piccoli, si è osservato che le misure antropometriche sono predittrici meno utili per le capacità di azione, ma che *Skill* ed *Experience* locomotoria predicono in maniera più accurata le abilità dei bimbi (Schmuckler, 1996; Ulrich, 1990). M. A. Schmuckler (1996) ha ipotizzato che l'esperienza, la quale presumibilmente include le *Skill*, è un miglior predittore dell'*Azione* in quanto ha misurato un'elevata variabilità dei bambini nell'esecuzione del task percettivo-motorio di superamento di un ostacolo; variabili antropometriche, come la lunghezza della gamba diventeranno predittori utili solo quando l'abilità sarà acquisita, ossia quando il soggetto avrà acquisito un livello maturo di *Skill* (Heinrichs, 1994; Schmuckler, 1996).

Considerando il superamento dell'ostacolo funzionalmente come una sfida rispetto al cammino (*walking*), è necessario introdurre i concetti di *Experience* e *Skill* anche nel cammino. La *walking experience* si riferisce all'intervallo temporale fra l'inizio del cammino e un qualsiasi particolare istante di riferimento e può essere considerata come uno strumento utilizzato per definire l'esperienza generale del bambino nel muoversi indipendentemente nell'ambiente. Le *walking skill*, invece, comprendono la correlazione di diverse variabili come la forza, la flessibilità, l'equilibrio e la coordinazione fra gli arti: sono quindi abilità che possono essere misurate oggettivamente.

2.3.3 – Come il sistema visivo rispecchia la separazione tra *Percezione* e *Azione*

Come già detto all'inizio di questa sezione, il complesso sistema cognitivo descritto, alla base di numerosi task motori, gode anche di due vie distinte a livello cerebrale che elaborano il segnale visivo per estrarre, rispettivamente, informazioni di tipo percettivo e legate alla pianificazione dell'atto motorio. Pertanto ci è sembrato necessario effettuare una descrizione del funzionamento del sistema visivo.

Gli occhi sono spesso erroneamente comparati ad una telecamera: entrambi sono dotati di lenti convesse che focalizzano l'immagine su una superficie sensibile all'energia luminosa, ma le somiglianze terminano qui. Se in una telecamera le immagini a diverse distanze sono messe a fuoco cambiando la distanza tra le lenti e il film, nell'occhio umano la lunghezza focale della lente è alterata per assicurare che l'immagine cada sulla superficie della retina. La pellicola nella telecamera contiene materiale fotosensibile distribuito uniformemente sulla superficie del film e può catturare immagini statiche, i sensori fotosensibili sulla retina umana, invece, sono distribuiti non uniformemente e sono in grado di catturare immagini dinamiche. I differenti tipi di recettori (bastoncelli e coni), presenti sulla retina, hanno sensibilità diversa alla luce: sono, infatti, sensibili a diverse lunghezze d'onda permettendo il riconoscimento dei colori. La superficie della retina umana è divisa in due grandi regioni: la fovea, che si trova al centro, composta da un'elevata concentrazione di coni che le conferiscono acuità visiva per luci chiare, e la regione periferica che circonda la fovea che contiene in primo luogo i recettori che sono più sensibili alla luce (bastoncelli) conferendo maggior acuità visiva al buio.

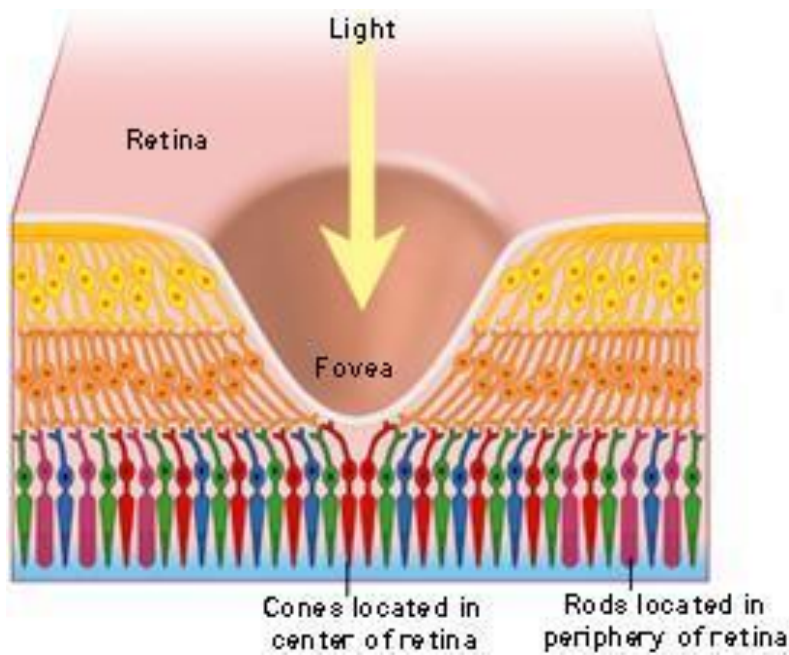


Figura 5: Schema descrittivo della retina

Durante l'adattamento tra chiaro e scuro, è possibile osservare diversi range di sensibilità alla luce come dimostrato dalla nostra abilità di scorgere molte caratteristiche anche in una stanza scura dopo che vi siamo all'interno da un po'. Il campo visivo è approssimativamente di 200° nel piano orizzontale e 110° in quello verticale. L'abilità di muovere gli occhi all'interno della testa, e la testa rispetto al corpo, ci permette di scansionare l'ambiente oltre lo specifico campo visivo senza dover orientare nuovamente tutto il corpo.

Gli input visivi dalla retina sono in primo luogo processati nella corteccia cerebrale: la corteccia visiva primaria (V1) riceve l'input retinico attraverso i Nuclei Genicolati Laterali e lo invia alle diverse aree corticali circostanti responsabili dell'elaborazione dell'input. Studi clinici e neurofisiologici mostrano che queste aree corticali sono dedicate all'estrazione di specifiche caratteristiche visive dalla scena, come il movimento e la forma.

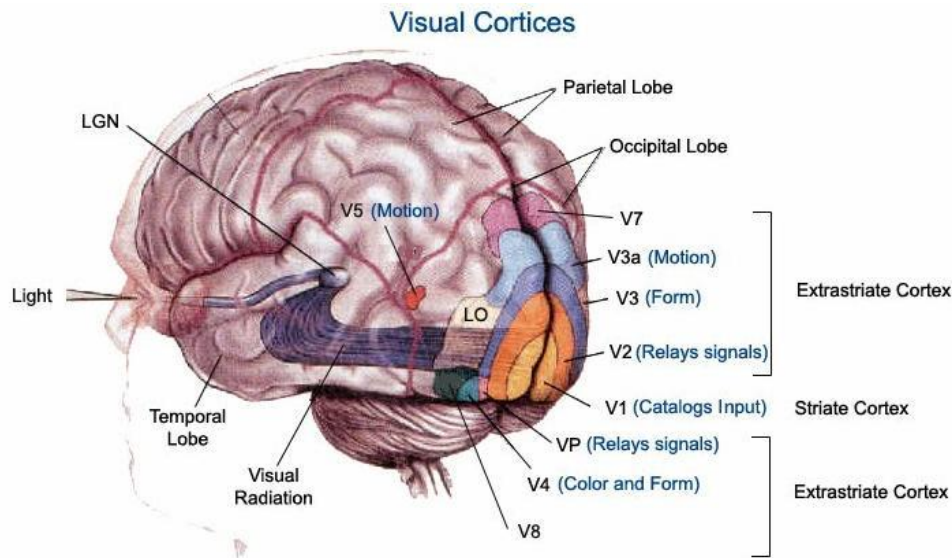


Figura 6: Descrizione delle aree corticali del cervello legate al processo visivo

Poiché i processi previsti per estrarre queste caratteristiche sono diversi, le aree corticali si sono specializzate funzionalmente. I due maggiori flussi di elaborazione visiva dalla corteccia visiva primaria sono la occipitoparietale (o corteccia parietale posteriore) e l'occipitotemporale (corteccia temporale inferiore): queste sono state identificate come le vie del "dove" e del "cosa", ma sono recentemente state riviste da A. D. Milner e M. A. Goodale (1992) per adempiere a due funzioni superiori, la *Percezione* e l'*Azione*. Queste due aree ricevono serie indipendenti di proiezioni dalla corteccia striata: secondo L. G. Ungerleider e M. Mishkin (1982) esiste una distinzione tra un flusso *ventrale* di proiezioni che giunge nella corteccia temporale inferiore e un flusso *dorsale* che termina nella regione parietale posteriore. Lesioni temporali inferiori disturbano il circuito specializzato nell'identificazione degli oggetti, mentre danni alla corteccia parietale posteriore interferiscono con i meccanismi neurali che sottolineano la percezione spaziale. Questi due flussi possono essere ricondotti alle due maggiori suddivisioni citologiche delle cellule dei gangli retinici: lo strato cellulare parvo e lo strato cellulare magno del nucleo laterale genicolato (LGN). La costanza nella percezione ci permette di riconoscere gli oggetti e gli eventi in differenti contesti e da molteplici punti di vista, mentre il controllo dell'azione

richiede input visivi da una prospettiva egocentrica. Non è sorprendente, quindi, che l'elaborazione visiva di queste due aree sia diversa e dominata da flussi corticali distinti. Gli input retinici sono anche elaborati a livello subcorticale dal Collicolo Superiore che è stato dimostrato giocare un ruolo molto importante nell'orientamento e nell'attenzione a nuovi stimoli nel campo visivo. L'elaborazione parallela e modulare dell'input visivo proveniente dalla retina conferisce velocità e flessibilità e ci permette di controllare i movimenti dell'intero corpo.

Come già osservato per quanto riguarda le variabili biomeccaniche osservate in letteratura, abbiamo riscontrato anche per i concetti di *Percezione* e *Azione* un'estrema variabilità. Riteniamo, comunque, che si tratti di sistemi estremamente importanti per l'interpretazione del task da noi analizzato. Le specificazioni riguardanti il funzionamento dell'apparato visivo e delle corrispondenti aree cerebrali sono state necessarie per meglio comprendere l'esistenza anche a livello anatomico di questa separazione.

Tutte le informazioni apprese dalla revisione della letteratura sono state fondamentali nella stesura di un modello interpretativo del superamento dell'ostacolo che sarà approfondito nel capitolo n° 5.

2.4 – Conclusioni

In conclusione, abbiamo osservato una notevole variabilità fra i risultati conseguiti dai diversi studi nell'ambito del superamento dell'ostacolo; la mancanza di un protocollo generalizzato per l'analisi di questo task ha portato a risultati spesso contraddittori sui parametri cinematici e cinetici valutati. La medesima mancanza di omogeneità è stata riscontrata anche nell'ambito cognitivo: le teorie percettive alla base, infatti, sono interpretate diversamente da numerosi autori.

Nonostante ciò, è evidente come ogni aspetto valutato intervenga nell'esecuzione del task e come quest'ultimo risulti principalmente influenzato da tre grandi sistemi: il sistema visivo, che permette al soggetto di identificare la barriera da superare, il sistema cognitivo che percepisce e pianifica la strategia motoria, ed infine i sistemi di controllo

che assicurano una corretta postura ed un adeguato mantenimento dell'equilibrio durante l'esecuzione del gesto.

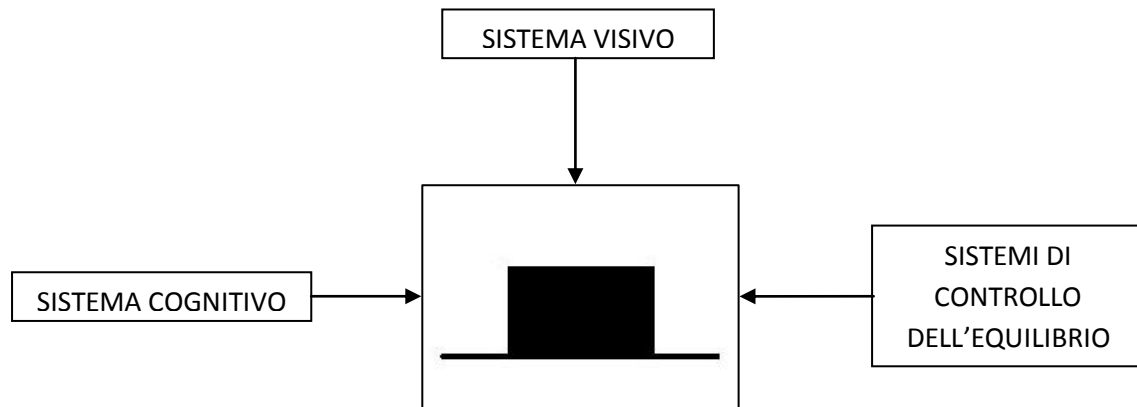


Figura 7: Schema riassuntivo del superamento dell'ostacolo

Da questi studi è emerso come il malfunzionamento di uno di questi blocchi, che interagiscono con la corretta esecuzione del task, comporti alterazioni significative della strategia motoria. Pertanto, pur non avendo ritrovato in letteratura studi relativi al superamento dell'ostacolo in soggetti a rischio di patologie mentali e/o motorie, è possibile ipotizzare che in questa popolazione sia il malfunzionamento di una di questi elementi ad alterare il gesto motorio.

CAPITOLO 3 - Materiali e metodi

Dalla revisione della letteratura è emersa la grande importanza attribuita all'analisi del task motorio del superamento dell'ostacolo; negli anni si è cercato di osservare e analizzare le differenze di questo atto motorio rispetto al cammino, cercando di evidenziare principalmente le variazioni cinematiche e cinetiche e, in parte, anche il legame esistente con la sfera cognitiva. Gli studi svolti sinora si sono concentrati prettamente sull'analisi di soggetti adulti e sani e di conseguenza sulla definizione di una fascia di normalità che potesse in qualche modo definire una strategia motoria standard per l'esecuzione della prova.

Questo lavoro ha avuto dunque come obiettivo primario la definizione di un protocollo per la valutazione quantitativa della prestazione motoria del superamento dell'ostacolo, rilevando la cinematica dell'esecuzione del gesto attraverso l'uso di sistemi optoelettronici, la dinamica del medesimo con l'utilizzo di sistemi di rilevamento di forze, nonché la valutazione di determinati parametri caratteristici della prova. L'originalità del lavoro è nella valutazione sia di bambini non a rischio (NAR) sia di bambini a rischio (AR).

3.1 - Soggetti

In questo studio sono stati acquisiti i dati relativi ad un totale di 19 soggetti sani (NAR) e di 16 definiti a rischio (AR), secondo il punteggio ottenuto in alcune scale cliniche neonatali.

I bambini oggetto del nostro studio sono stati selezionati all'interno della struttura *Institute of Basic Research* of Staten Island (NY) da medici e psicologi; sono stati seguiti e valutati sin dalla nascita attraverso analisi di tipo motorio e psicologico, secondo le quali sono risultati idonei al nostro studio.

Trattandosi di bambini, è stata individuata una significativa variabilità dell'esecuzione del gesto causata da numerose distrazioni dovute, ad esempio, alla presenza di persone sconosciute o provocate dall'allontanamento momentaneo dai genitori, nonostante essi

fossero comunque presenti all'interno della sala anche durante il test, o, ancora, causate dalla presenza dei marcatori con i quali spesso cominciavano a giocare, non permettendo sempre al sistema una completa visibilità del marker. Questa variabilità ha comportato l'esclusione di alcuni soggetti nel calcolo di qualche parametro; pertanto, non tutti gli indici valutati sono stati calcolati sullo stesso numero di bambini.

In tabella 1 riportiamo i valori medi, le corrispondenti deviazioni standard, il range e il numero di soggetti di altezza e peso dei soggetti.

	AR (6F/10M)		NAR (9F/10M)	
	Media	N, SD, Range	Media	N, Dev Std, Range
Altezza [cm]	101.071	N=14, SD=9.523 Range=89.0 - 118	108.605	N=19, SD=13.539 Range=89.0 - 131.5
Peso [kg]	16.5	N=14, SD=1.087 Range=13.7 - 23	18.5	N=19, SD=1.561 Range= 13.7 - 28

Tabella 1: Altezza e peso dei soggetti AR e NAR

3.1.1 – Valutazioni cliniche

La distinzione fra bambini definiti sani e a rischio è stata effettuata secondo una classificazione basata su scale cliniche qualitative che valutano lo stato di salute del soggetto dal momento della nascita ai primi mesi di vita. Fra le scale, come descriveremo successivamente, alcune sono specifiche per l'ambito motorio, mentre altre valutano nel dettaglio la sfera mentale. La popolazione a rischio, quindi, non sarà potenzialmente affetta dalle stesse patologie, ma osservando nello specifico i dati delle scale cliniche è possibile evidenziare un maggior deficit motorio o cognitivo, a seconda del punteggio riportato nella rispettiva scala clinica.

Le scale cliniche utilizzate sono state:

- APGAR Scale 1 min
- APGAR Scale 5 min
- Neonatal Intensive-Care Unit Status (NICU)
- Bayley Mental Score 19 months
- Bayley Motor Score 19 months
- Griffiths Locomotor Scale 28 months
- Griffiths Locomotor Scale 34 months
- Griffiths Overall Scale

La **Scala APGAR** fornisce un risultato derivante da alcuni controlli effettuati immediatamente dopo il parto (rispettivamente dopo un minuto e dopo 5 minuti), in modo molto rapido, finalizzati a valutare la vitalità del neonato e l'efficienza delle funzioni vitali primarie:

- Battito cardiaco;
- Respirazione;
- Tono Muscolare;
- Riflessi;
- Colore della pelle.

La **Scala BAYLEY** misura lo sviluppo mentale e motorio del soggetto testandone il comportamento dal primo al 42° mese di vita. Esistono due scale distinte che forniscono due punteggi diversi:

- la Valutazione Mentale (*Mental Scale*) valuta le risposte sensori-percettive, la capacità di apprendimento e di risoluzione di problemi, la vocalizzazione e l'inizio della comunicazione verbale, la capacità di pensiero, l'assuefazione, la mappatura mentale, i linguaggi complessi e la formazione di concetti matematici;

- la Valutazione Motoria (*Motor Scale*) valuta, invece, il grado di controllo del corpo, la coordinazione muscolare, il controllo di movimenti fini come il movimento delle dita, il movimento dinamico, l'imitazione posturale e l'abilità di riconoscere oggetti con il tatto.

La **Scala GRIFFITHS** è un test clinico la cui funzione di *screening* permette di esaminare e distinguere prontamente la presenza di precursori di abilità cognitive e/o la presenza di indici di disabilità dello sviluppo, agevolando una diagnosi funzionale precoce e differenziale. Anche in questo caso esistono due valutazioni differenti:

- la scala LOCOMOTORIA che misura le abilità che vanno dalla posizione eretta alla deambulazione;
- la scala dello sviluppo mentale (*Mental Development Scale*) che fornisce il QI totale, dato dalla sommatoria dei QI parziali, fornendo un quadro generale delle abilità intellettive.

La **Scala NICU** si compone di due valori (1 o 2), che indicano se il neonato ha trascorso un primo periodo in incubatrice.

In tabella 2 riportiamo i valori medi, le corrispondenti deviazioni standard, il range e il numero di soggetti su cui sono stati calcolati i valori di tutte le scale cliniche considerate.

	AR (6F/10M)		NAR (9F/10M)	
	Media	N, SD, Range	Media	N, Dev Std, Range
APGAR 1 minuto	7.643	N=14, SD=1.336 Range=6 - 9	7.286	N=14,SD=1.684 Range=4 - 9
APGAR 5 minuti	8.428	N=14, SD=0.756 Range=7 - 9	8.357	N=14, SD=0.745 Range=7 - 9
NICU Status	1.125	N=16, SD=0.341 Range=1 - 2	1.474	N=19, SD=0.513 Range=1 - 2
Bayley Mental 16 mesi	100.5	N=16, SD=9.018 Range=82 - 122	101.062	N=16, SD=11.647 Range=79 - 126
Bayley Motor 16 mesi	103.25	N=16, SD=11 Range=82 - 126	99.937	N=16, SD=13.834 Range=74 - 134
Bayley Mental 19 mesi	94	N=14, SD=8.162 Range=82 - 105	97.625	N=16, SD=14.845 Range=73 - 131
Bayley Motor 19 mesi	93.467	N=15, SD=8.399 Range=74 - 110	99.937	N=16, SD=10.036 Range=82 - 117
Griffiths Locomotor 28 mesi	128.897	N=13, SD=22.186 Range=97.172 - 156.522	119.757	N=14, SD=28.208 Range=72.67 - 163.445
Griffiths overall 28 mesi	116.3	N=13, SD=13.652 Range=101.612 - 149.197	116.013	N=14, SD=21.19 Range=80.941- 159.181
Griffiths Locomotor 34 mesi	118.723	N=15, SD=19.503 Range=82.165 - 147.832	121.927	N=15, SD=20.376 Range=82.044- 163.931
Griffiths overall 34 mesi	113.817	N=15, SD=15.133 Range=93.346 - 143.269	116.451	N=15, SD=17.458 Range=99.529- 168.81

Tabella 2: Punteggi ottenuti nelle scale cliniche per i soggetti AR e NAR.

3.2 - Strumentazione

3.2.1 - Sistema di analisi del movimento: il sistema optoelettronico

I sistemi di analisi del movimento si servono di telecamere operanti nella gamma del NIR (*Near InfraRed*) e, sebbene garantiscano un'elevata accuratezza, forniscono una stima e non una misura diretta dei parametri cinematici. Il funzionamento dei sistemi optoelettronici sfrutta la posizione di punti catarifrangenti, i marcatori, applicati sulla superficie corporea del soggetto la cui immagine, acquisita da più telecamere, è ricostruita in tre dimensioni. Questi sistemi di misura permettono di acquisire in modo

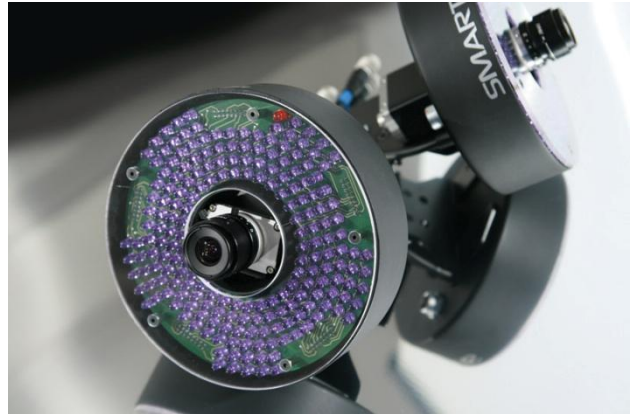


Figura 8: Telecamera optoelettronica

non invasivo le coordinate 3D dei markers posizionati sulla cute in corrispondenza di precisi punti di repere anatomico del soggetto. I marcatori passivi sono costituiti da supporti in materiale plastico ricoperti da pellicola catarifrangente; questi, dopo essere stati colpiti dai raggi infrarossi emessi dalla corona circolare di Led coassiale all'obiettivo della telecamera (illuminatore), riflettono i raggi da cui sono stati investiti, i quali vengono catturati dalle stesse telecamere.

In questo modo, il sistema è in grado di effettuare la ricostruzione 3D del marker per poterne identificare istantaneamente la posizione e la traiettoria nello spazio. La sfera rappresenta la migliore geometria per il marker per garantire un'adeguata riflessione dei raggi infrarossi emessi dagli illuminatori a vantaggio quindi della garanzia di visibilità nel volume di lavoro utilizzato. La loro localizzazione viene automaticamente identificata attraverso la determinazione del centroide dell'area luminosa che essi producono in almeno due telecamere contemporaneamente. Acquisite così le posizioni dei marcatori, il sistema ricostruisce le traiettorie tridimensionali, da cui è possibile calcolare gli angoli tra i segmenti corporei, le velocità e le accelerazioni che definiscono con dettaglio la cinematica del segmento corporeo in esame.



Figura 9: Smart E, Bts Italy

Le acquisizioni sono state svolte presso il laboratorio dell' *Institute for Basic Research* di Staten Island (NY) (IBR), dove è installato un sistema *Smart E* (Bts, It) a 9 telecamere con frequenza di campionamento a 50 Hertz (figure 9 e 10).



Figura 10: *Movement and Gait analysis laboratory of Institute for Basic Research in Developmental Disabilities of Staten Island (NY)*

3.2.2 - Sistema per il rilevamento delle forze

Le piattaforme di forza sono sistemi in grado di valutare la forza che il soggetto scambia con il terreno nelle tre direzioni e la posizione del centro di pressione.

Il Centro di Pressione (Center Of Pressure, COP) corrisponde al centroide delle pressioni applicate sotto la base di appoggio, o, meglio, la posizione del punto di applicazione della risultante delle forze scambiate tra la base d'appoggio e il mondo esterno.



Figura 11: Piattaforma di forza Kistler 9286BA

Nel laboratorio di Staten Island (NY) erano presenti due pedane dinamometriche Kistler 9286BA (400x600 mm) in figura 11.

3.2.3 - Sistema di ripresa video

Durante le prove due videocamere erano costantemente collegate per riprendere il test da due punti di vista differenti: una ripresa laterale e una frontale permettevano un controllo incrociato tra la ricostruzione 3D del movimento eseguita dal software e il movimento real time.

3.3 - Definizione del protocollo sperimentale

3.3.1 - Modalità di acquisizione delle prove sperimentali

Il test prevede che ciascun soggetto venga posto trasversalmente sul camminatoio in posizione eretta di fronte alle due piattaforme di forza, tra le quali viene posto un ostacolo che il bambino deve superare: questa è la condizione di partenza della prova, l'operatore ha il compito di controllare che il soggetto sia fermo e che non copra nessun marker con le mani. Per essere certi che il bambino non nasconda soprattutto i markers sugli ASIS (Anterior Superior Iliac Spine), è richiesto al soggetto di tenere le braccia incrociate sul torace facendo attenzione che questo non influisca sulla posizione delle spalle. Una volta eseguiti i precedenti passaggi, ha inizio la prova: il soggetto deve effettuare un primo passo per entrare all'interno della prima pedana dinamometrica

seguito immediatamente dall'arto controlaterale (*trailing limb*); quando si trova con entrambi i piedi all'interno dell'area che delimita la piattaforma di forza, potrà iniziare il nuovo passo che lo porterà al superamento della barriera posta dall'operatore. Questo secondo passo deve iniziare sempre con lo stesso arto (*leading limb*) che ha dato inizio al primo step: questo sarà l'arto da analizzare per la prova in esame. La prova termina quando il bambino supera la barriera e si trova con entrambi i piedi sulla seconda piattaforma di forza.

Il test si compone di tre livelli di difficoltà crescente che si distinguono per la posizione dell'ostacolo da superare: livello FLAT, livello LOW e livello HIGH (figura 12).

PROVA FLAT

A questo livello d'esercizio, l'ostacolo da superare è una semplice banda di tessuto, di spessore trascurabile, posta a terra tra le due pedane.

PROVA LOW

Il secondo livello di test prevede l'uso della stessa striscia di tessuto del livello precedente connessa a due sostegni laterali che forniscono al soggetto l'input visivo di barriera.

PROVA HIGH

Servendosi dello stesso ostacolo utilizzato nel livello precedente, la fascia non sarà più posta a terra bensì innalzata ad una distanza dal terreno pari al 10% dell'altezza del soggetto analizzato.

Il soggetto deve ripetere la prova sei volte per ogni livello d'esercizio, tre volte supererà l'ostacolo con l'arto inferiore destro e le restanti tra ripetizioni verranno effettuate con il controlaterale; a conclusione del test, il database paziente si comporrà di diciotto acquisizioni.



Figura 12: Casi FLAT, LOW e HIGH

La variabilità intrinseca del gesto eseguito dal bambino ha influito anche sul numero di prove per soggetto in quanto, spesso, non è stato possibile effettuare tutte le diciotto prove complete e correttamente divise per arto e livello d'esercizio; alcune o non sono risultate svolte abbastanza correttamente da essere incluse nello studio (ad esempio non sempre i valori di forza misurati dalle pedane dinamometriche sono risultati accettabili in quanto spesso i soggetti saltavano o atterravano in maniera non naturale sulla piattaforma) o è stato difficile far sì che alcuni bambini comprendessero appieno l'esecuzione del test.

3.3.2 - Posizionamento dei marcatori

Il protocollo scelto per la valutazione di questo atto motorio è stato realizzato presso l' Institute for Basic Research di Staten Island (NY) e si compone di dieci markers. È stato necessario che il protocollo rispondesse ad alcune specifiche, come ad esempio la velocità di applicazione, pertanto si è optato per utilizzare un protocollo Davis¹¹ semplificato, concentrando la nostra attenzione sulla valutazione dei soli arti inferiori, e non dell'intero corpo.

I marcatori vengono fissati mediante un apposito nastro biadesivo, in corrispondenza dei punti di repere anatomico individuabili mediante palpazione. I marcatori per il nostro protocollo di analisi sono stati così posizionati nel seguente ordine (figura 13):

- c7: posizionato sulla settima vertebra cervicale
- rshould e lshould: posizionati sugli acromion destro e sinistro

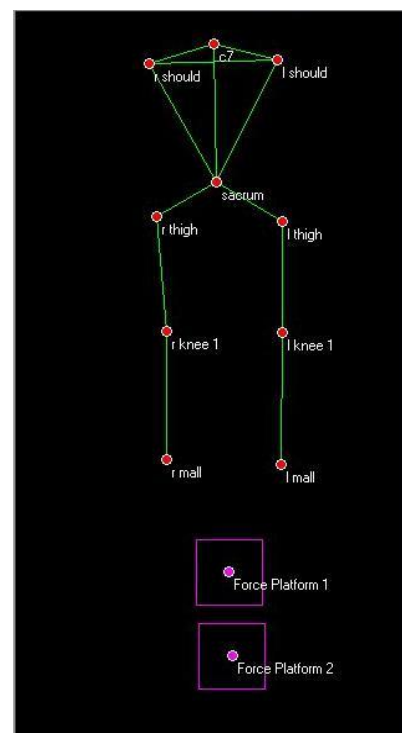


Figura 13: Schema di posizionamento dei marcatori

¹¹ Protocollo Davis: protocollo di posizionamento dei marker utilizzato prettamente nella *gait analysis*; si compone di 22 marker su arti superiori ed inferiori.

- sacrum: posizionato in corrispondenza del sacro
- rthigh e lthigh: posizionati sugli ASIS¹² destro e sinistro
- rknee1 e lknee1: posizionati sulle teste del perone destro e sinistro
- rmall e lmall: posizionati sui malleoli destro e sinistro

Inoltre sono state identificate anche le due piattaforme di forza con la proiezione del punto di applicazione del vettore di reazione al terreno risultante (Force Platform 1 e Force Platform 2).

3.4 - Elaborazione dei dati

3.4.1 - Software utilizzati

I dati acquisiti dal sistema optoelettronico, relativi alla cinematica del movimento, sono le coordinate tridimensionali dei centroidi dei marcatori applicati sul soggetto. Le traiettorie delle coordinate dei markers subiscono una prima elaborazione tramite il software

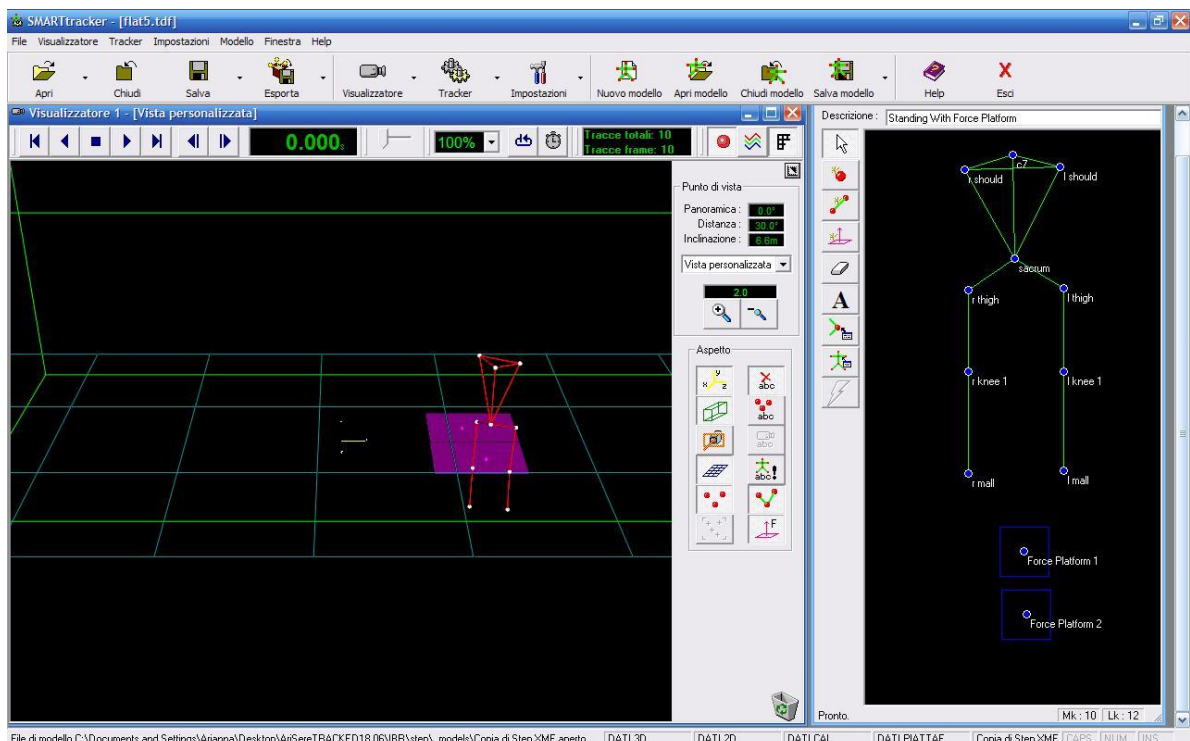


Figura 14: Smart Tracker, Bts Italy

¹² ASIS: Anterior Superior Iliac Spine.

SMART-Tracker (BTS, it) (figura 14) per il processo di *labeling* (etichettatura), ovvero l'assegnazione dei nomi ai marcatori.

Le prove così *trackate* vengono poi processate tramite l'apposito software SMART-Analyzer (BTS, it) (figura 15) per calcolare i parametri di interesse cinematici e cinetici (traiettorie, velocità, accelerazioni, angoli, forze scambiate con il terreno) in accordo con il

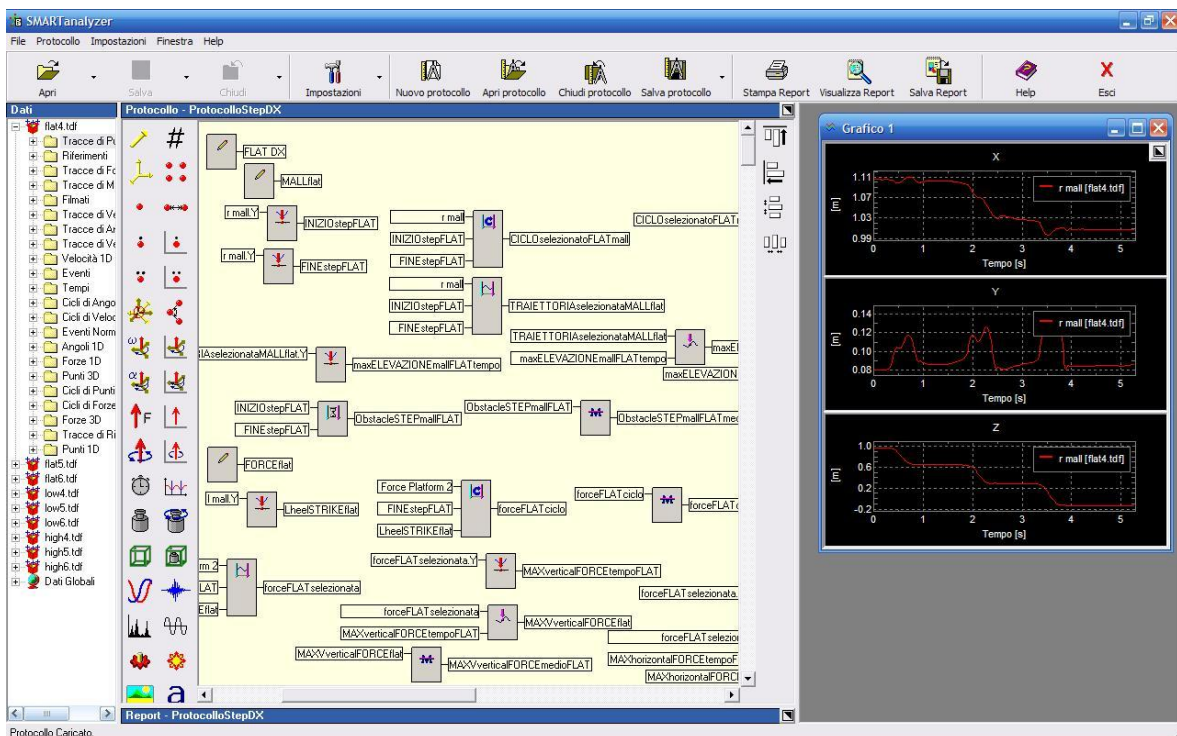


Figura 15: Protocollo d'analisi in Smart Analyzer Bts

modello biomeccanico utilizzato.

Il protocollo sviluppato su SMART – Analyzer richiede all'operatore di selezionare, per ogni prova eseguita dal soggetto nei 3 livelli d'esercizio, soltanto un *istante di inizio* (START) e un *istante di termine* (STOP) che delimitino temporalmente il passo del *leading limb* che effettua per primo il superamento dell'ostacolo (figura 16); sarà poi il software a eseguire automaticamente tutte le successive analisi necessarie per la determinazione della variabile d'interesse, eseguendo comandi inseriti nel protocollo che non prevedono l'intervento dell'operatore.

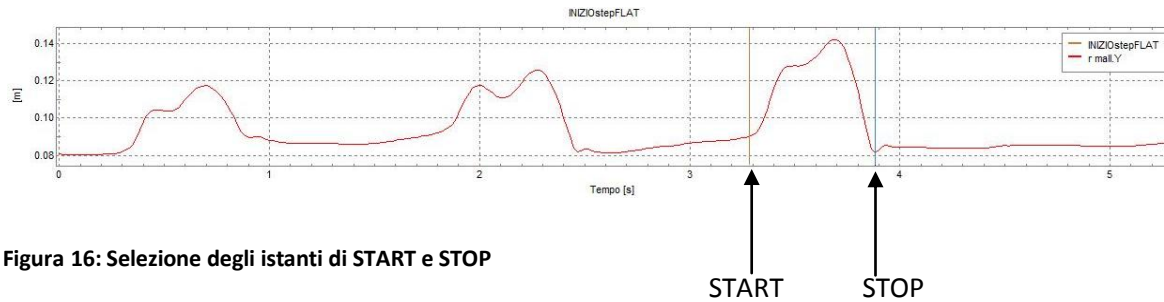


Figura 16: Selezione degli istanti di START e STOP

Tramite il protocollo sviluppato sulla piattaforma SMART-Analyzer è stato possibile analizzare un vasto numero di variabili, quelle risultate di maggior interesse sono:

- Range of Motion dell'anca: escursione massima dell'articolazione dell'anca durante il passo selezionato;

$$ROM\ anca = \max(\theta_{FLESSIONE\ ANCA}) - \min(\theta_{FLESSIONE\ ANCA})$$

- Range of Motion del ginocchio: escursione massima dell'articolazione del ginocchio durante il passo selezionato;

$$ROM\ ginocchio = \max(\theta_{FLESSIONE\ GINOCCHIO}) - \min(\theta_{FLESSIONE\ GINOCCHIO})$$

- Massima Angolazione della Spalla: considerando le spalle come un vettore da *lshould* a *rshould*, è stato possibile determinare la massima inclinazione raggiunta dalle spalle del soggetto, durante l'effettivo superamento della barriera, rispetto all'ostacolo da superare;
- Massima Forza Verticale: intensità massima della reazione al terreno in direzione verticale (y); fornisce indicazioni sulla forza di spinta dell'arto che supera per primo l'ostacolo. L'intervallo temporale considerato va dal primo contatto dell'arto in esame sulla prima piattaforma di forza, fino allo stacco dello stesso per iniziare il passo;

- Massima forza orizzontale: nello stesso intervallo temporale appena descritto, è stata valutata anche l'entità della componente orizzontale della medesima reazione al terreno;
- Forza di primo contatto sulla prima piattaforma: componente verticale della reazione al terreno al momento del primo impatto dell'arto in esame sulla prima piattaforma;
- Forza di primo contatto sulla seconda piattaforma: componente verticale della reazione al terreno all'arrivo del *leading limb* sulla seconda pedana dinamometrica;
- Velocità di trial: velocità media durante l'intera prova determinata come derivata della componente della traiettoria del marcatore posto in corrispondenza del sacro (Sacrum) nella direzione d'avanzamento del task (z);

$$\vec{v}_{TRIAL} = \frac{\partial z_{SACRUM}}{\partial t}$$

- Velocità di superamento dell'ostacolo: velocità media d'avanzamento nell'intervallo temporale corrispondente al superamento dell'ostacolo;
- Obstacle Step: intervallo di tempo intercorso tra lo stacco del *leading limb* prima dell'ostacolo e l'atterraggio dello stesso sulla seconda piattaforma di forza a superamento terminato;

$$Obstacle Step = t_{FINE STEP} - t_{INIZIO STEP} = \Delta t_{STEP}$$

- % primo singolo appoggio: percentuale della fase di singolo appoggio rispetto al ciclo del passo del *leading limb*;

$$\% Primo Singolo Appoggio = \frac{\Delta t_{SINGOLO APPOGGIO}}{\Delta t_{STEP}} \times 100$$

- % doppio appoggio: percentuale, sul ciclo del passo di superamento dell'ostacolo, della fase di doppio appoggio;

$$\% \text{ Doppio Appoggio} = \frac{\Delta t_{\text{DOPPIO APPOGGIO}}}{\Delta t_{\text{STEP}}} \times 100$$

- % secondo singolo appoggio: percentuale, sul ciclo del passo del *leading limb*, della seconda fase di singolo appoggio;

$$\% \text{ Secondo Singolo Appoggio} = \frac{\Delta t_{\text{SINGOLO APPOGGIO2}}}{\Delta t_{\text{STEP}}} \times 100$$

- Step width prima dell'ostacolo: distanza in direzione mediolaterale tra i due piedi in appoggio prima del superamento della barriera;

$$\text{Step width (prima o dopo)} = x_{\text{PIEDE DX}} - x_{\text{PIEDE SX}}$$

- Step width dopo l'ostacolo: distanza in direzione mediolaterale tra i due piedi in appoggio sulla seconda pedana di forza a task terminato;

- Step length: distanza lungo la direzione d'avanzamento tra la posizione assunta al primo contatto con la prima piattaforma di forza dal *trailing limb* e la posizione d'atterraggio, a superamento terminato, del *leading limb*;

$$\text{Step Length} = z_{\text{ATTERRAGGIO leading limb}} - z_{\text{PRIMO CONTATTO trailing limb}}$$

- Massima elevazione: valore massimo della coordinata verticale (y) della traiettoria del marker posto sul malleolo dell'arto che esegue la prova nell'intervallo di tempo del superamento;

$$\text{Massima Elevazione} = \max [y_{\text{MALLEOLO leading limb}}(\Delta t_{\text{STEP}})]$$

- Toe Obstacle Distance: distanza del *trailing limb* dalla barriera da superare sulla prima piattaforma di forza;

$$\text{Toe Obstacle Distance} = z_{\text{OSTACOLO}} - z_{\text{PRE-OSTACOLO trailing limb}}$$

- Obstacle Heel Distance: distanza del tallone dell'arto in esame dall'ostacolo al momento dell'appoggio sulla seconda pedana dinamometrica;

$$\text{Obstacle Heel Distance} = z_{\text{ATTERRAGGIO leading limb}} - z_{\text{OSTACOLO}}$$

- Distanza del Centro di Pressione (COP) dal Centro di Massa (COM) nelle condizioni di primo singolo appoggio, doppio appoggio e secondo singolo appoggio (escursione anteroposteriore e mediolaterale): distanza lungo la coordinata trasversale (x) e la coordinata d'avanzamento (z) tra la proiezione sul piano zx di COP e di COM (identificato con il marker posto sul sacro), nelle tre condizioni d'appoggio;
- Escursione mediolaterale del COP: massima variazione lungo la direzione trasversale (x) della proiezione del marker posto sul sacro.

3.5 - Analisi Statistica

Terminata l'elaborazione dei dati e l'estrazione dei parametri cinematici e dinamici di interesse, il passo successivo è stato quello di effettuare una serie di test statistici per verificare l'attendibilità e la significatività dei risultati ottenuti ed individuare eventuali correlazioni e/o differenze nei valori dei parametri analizzati.

Per effettuare l'analisi statistica i dati sono stati analizzati mediante un software dedicato: Statistica 6.0.

Per tutti gli indici estratti, si sono calcolate, per ogni livello d'esercizio, la media, la deviazione standard e il *coefficiente di variazione*, definito dal rapporto, espresso in percentuale, tra la deviazione standard ed il valor medio, che fornisce indicazioni sull'attendibilità del dato in relazione alla propria variazione:

$$\text{Coefficiente di variazione} = \frac{SD}{M} \times 100$$

dove:

SD è la deviazione standard del valor medio che si sta considerando,

M è il valor medio.

In questo modo è stato possibile effettuare un primo filtraggio dei dati tralasciando quelli affetti da un'eccessiva variabilità; sulla base della definizione del coefficiente di variazione abbiamo considerato una soglia pari al 30%, pertanto i dati ritenuti accettabili sono stati quelli caratterizzati da un $CV \leq 30\%$. Questi stessi dati sono poi stati analizzati tramite test statistici per determinarne la significatività.

Abbiamo utilizzato tre test non parametrici per due ragioni: la prima riguarda la numerosità del campione e la seconda la distribuzione dei valori ottenuti. Possedendo un numero piuttosto ridotto di soggetti ($n < 60$) e avendo controllato come i nostri dati non seguissero una distribuzione gaussiana, abbiamo deciso di effettuare analisi statistiche basate su test non parametrici (figura 17).

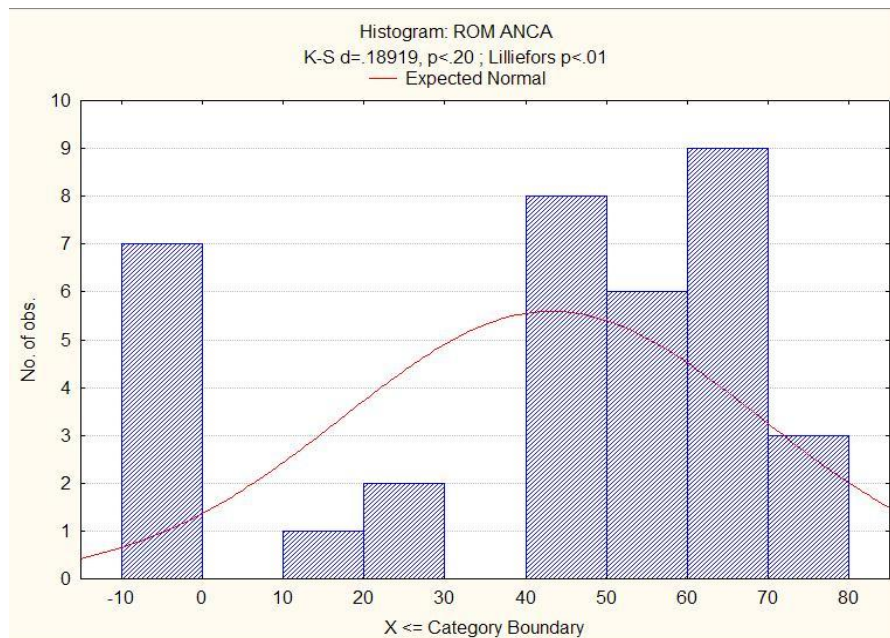


Figura 17: Distribuzione Gaussiana (in rosso) e dati analizzati (istogrammi in blu)

Abbiamo sottoposto i nostri dati a tre tipi di test:

1. **Mann – Whitney U - test:** l'ipotesi nulla nel test di Mann–Whitney è quella che i due campioni siano tratti da una popolazione singola, e che dunque per questa ragione le loro distribuzioni di probabilità siano eguali; l'ipotesi alternativa è che uno dei campioni sia più grande in maniera stocastica, ciò richiede che i due campioni siano statisticamente indipendenti. Questo test è stato utilizzato in due analisi:
 - a. abbiamo confrontato le prove effettuate con l'arto destro con quelle svolte con l'arto sinistro per ogni livello di esercizio per verificare la presenza o l'assenza di differenze significative nei movimenti dei due arti;
 - b. abbiamo confrontato soggetti a rischio (AR) e sani (NAR) all'interno dello stesso livello d'esercizio;
2. **ANOVA Test:** l'Analisi della Varianza (ANOVA) è un insieme di tecniche statistiche che permettono di confrontare due o più gruppi di dati confrontando la variabilità interna a questi gruppi con la variabilità tra i gruppi. L'ipotesi nulla prevede che i dati di tutti i gruppi abbiano la stessa origine, ovvero la stessa distribuzione stocastica, e che le differenze osservate tra i gruppi siano dovute solo al caso. L'analisi si definisce significativa se tra i gruppi considerati almeno una coppia di medie è significativamente differente ($p < 0.05$). Con questo test abbiamo eseguito un controllo incrociato all'interno delle due popolazioni considerate confrontando i diversi livelli d'esercizio tra i soggetti sani e tra i soggetti a rischio separatamente;
3. **Correlation Spearman:** l'ipotesi nulla alla base di questo test è che non vi sia correlazione tra i due gruppi in analisi. Quest'ultimo test ci ha permesso di valutare l'andamento di ogni parametro in base a tutte le scale cliniche per verificare la presenza di particolari legami con esse.

Abbiamo inoltre effettuato delle **post-hoc analisi** per verificare le differenze statistiche rilevate con l' **ANOVA test**. In tali analisi, per ogni coppia di medie l'ipotesi nulla è che la differenza tra queste sia pari a zero, mentre l'alternativa è che le due media differiscano significativamente tra loro.

In uscita a queste ultime analisi abbiamo ottenuto numerose correlazioni statisticamente significative che discuteremo nel capitolo successivo.

CAPITOLO 4 - Risultati

In questo capitolo vengono presentati i risultati ottenuti a seguito dell'analisi dei dati dei soggetti sottoposti alle prove descritte nel capitolo precedente. Verranno dapprima illustrati i risultati riguardanti il confronto diretto all'interno dei due gruppi di soggetti presi in esame, rispetto al livello di esercizio proposto. Successivamente saranno presentati i risultati di una analisi incrociata fra i due gruppi e all'interno delle popolazioni, riportando le correlazioni significative.

Per entrambe le condizioni si mostrano i risultati dei parametri considerati rilevanti, ossia gli indici per i quali si è ottenuto un *p-value* inferiore a 0.05, escludendo quelli non significativi a seguito dell'analisi statistica.

Ricordiamo che gli obiettivi di questo lavoro sono molteplici: il primo è evidenziare il cambiamento di strategia motoria nei soggetti ritenuti non a rischio all'aumentare del livello di difficoltà, andando ad evidenziare il ruolo dei diversi sistemi coinvolti in questo specifico task. Tale indagine viene effettuata confrontando i risultati dei parametri all'interno dello stesso gruppo al cambiamento del livello del task (FLAT, LOW, HIGH).

Altro aspetto d'indagine è la correlazione di questi comportamenti analizzati con le strategie motorie dei soggetti AR, così da interpretarne le differenze nell'ottica di ricercare i fattori, siano essi cognitivi o motori, che sono alla base delle modifiche.

Infine, si vuole fornire un'interpretazione dei dati alla luce di modelli che tengano in considerazione l'accoppiamento di queste due macro-sfere; ciò sarà oggetto del prossimo capitolo.

Di seguito si riportano i valori medi e le deviazioni standard degli indici ritenuti più significativi; si noti come vengono riportati i dati relativi all'intero gruppo di soggetti, dal momento che l'analisi statistica effettuata, al fine di mettere in luce eventuali differenze significative tra il movimento dell'arto destro e sinistro, ha dato esito negativo per tutti i parametri considerati (vedi capitolo n° 3).

4.1 - Risultati del Mann-Whitney U-test: confronto tra NAR e AR

Questo test statistico ha evidenziato le differenze di svolgimento del task richiesto da parte dei soggetti a rischio (AR) e non a rischio (NAR) per ogni livello di difficoltà proposto. Si riportano solo le correlazioni statisticamente significative, e se ne forniscono per ciascuna le interpretazioni, dividendo le discussioni in base al livello di difficoltà relativo.

4.1.1 - Confronto fra gruppo AR e NAR: livello FLAT

ROM del ginocchio

Il parametro, descritto nel capitolo “Materiali e metodi”, è una misura diretta del cambiamento di strategia motoria utilizzata per superare l’ostacolo, proposto, in questo livello di esercizio, come una banda di spessore trascurabile interposta fra le due piattaforme di forza.

ROM GINOCCHIO [gradi]	NAR	AR
RANGE	16.728-51.93	19.606-57.3
MEDIA	36.822	43.514
DEV. ST.	8.332	10.879

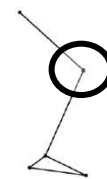


Tabella 3: ROM del ginocchio, livello FLAT, nei soggetti AR e NAR

La tabella 3 riporta il valore medio del Range Of Motion del ginocchio per i due gruppi; il test statistico utilizzato mette in evidenza la presenza di una differenza statisticamente significativa ($p < 0.05$). Questa discrepanza è interpretata come una differenza di esecuzione della strategia motoria già nel primo livello di esercizio. La rappresentazione grafica di questo parametro, così come di tutti i successivi riportati in questo paragrafo, è inserita nel paragrafo successivo, in cui si evidenziano le relazioni intercorrenti fra gli

indici all'aumentare del livello di esercizio per entrambi i gruppi in analisi. Nel caso in cui la differenza statisticamente significativa di un parametro si riporta solo fra i due gruppi in esame, allora la rappresentazione grafica sarà inserita in questo paragrafo.

Toe-obstacle distance

TOE OBSTACLE [m]	NAR	AR
RANGE	0.025-0.22	0.051-0.426
MEDIA	0.083	0.171
DEV. ST.	0.055	0.102

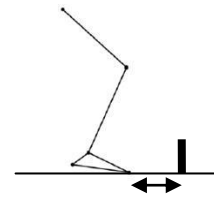


Tabella 4: *Toe obstacle distance*, livello FLAT, nei soggetti AR e NAR

Come si può osservare in tabella 4, vi è una differenza statisticamente significativa fra la distanza calcolata fra il *trailing Limb* del soggetto e l'ostacolo prima del superamento di quest'ultimo. In particolare, si nota come il valore riscontrato nei soggetti AR sia maggiore rispetto al gruppo dei soggetti sani, mostrando quindi un approccio diverso all'esecuzione del task.

4.1.2 - Confronto fra gruppo AR e NAR: livello LOW

Massima forza verticale

Questo parametro cinetico è l'unico statisticamente differente fra i due gruppi a livello LOW.

La tabella 5 riassume i valori medi e di deviazione standard del parametro, oltre che il range di escursione.

MAX F VERTICALE [N]	NAR	AR
RANGE	146.849-518.03	107.465-240.517
MEDIA	286.736	169.274
DEV. ST.	126.160	33.192

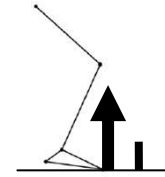


Tabella 5: Massima forza verticale, livello LOW, nei soggetti AR e NAR

Una marcata diminuzione del valore di forza si riscontra nei soggetti AR; questo è un ulteriore parametro che ci permette di identificare come i due gruppi interpretino lo svolgimento del task in maniera biomeccanicamente differente. Ulteriori precisazioni su questa differenza di valori verranno proposte nel capitolo successivo, in cui si cercherà di investigare questo risultato alla luce di un modello di interconnessione fra il sistema cognitivo e motorio.

4.1.3 - Confronto fra gruppo AR e NAR: livello HIGH

L'ultimo livello di difficoltà del task ha messo in evidenza una differenza di comportamento fra i due gruppi, valutabile attraverso la distanza *toe obstacle* e l'escursione del centro di pressione in direzione mediolaterale.

Toe obstacle

La differenza di questo parametro fra i due gruppi ha mostrato significatività statistica ($p=0.004$)

TOE OBSTACLE [m]	NAR	AR
RANGE	0.002-0.165	0.014-0.251
MEDIA	0.038	0.128
DEV. ST.	0.051	0.066

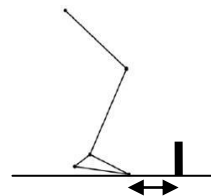


Tabella 6: *Toe obstacle distance*, livello HIGH, nei soggetti NAR e AR

Come in precedenza riscontrato nel livello FLAT, anche nell'ultimo livello di esercizio proposto i due gruppi si differenziano nell'esecuzione del gesto motorio: i soggetti appartenenti al gruppo AR posizionano il piede più lontano dall'ostacolo rispetto ai bambini del gruppo non a rischio.

COP in direzione ML

COP ML EXCURSION [m]	NAR	AR
RANGE	0.078-0.143	0.095-0.184
MEDIA	0.105	0.145
DEV. ST.	0.019	0.030

Tabella 7: COP ML *excursion*, livello HIGH, nei soggetti NAR e AR

La tabella 7 riporta i valori per i due gruppi in analisi.

L'escursione del COP, definita nel capitolo "Materiali e metodi", in direzione mediolaterale si è mostrata superiore per i soggetti AR; il grafico a pagina 77 mostra l'andamento di questo indice per entrambe le popolazioni e per tutti i livelli di esecuzione del task.

Questo parametro rappresenta un forte indice di come sia alterata l'esecuzione del task da parte della popolazione AR per quanto riguarda il mantenimento dell'equilibrio.

4.2 - Risultati dell'ANOVA test: confronto fra FLAT, LOW e HIGH

Questo test statistico ha permesso d'individuare relazioni statisticamente significative sia inter-gruppo che infra-gruppo: l'analisi 2x3 ANOVA ci ha permesso così di valutare le differenze incrociate nell'esecuzione del task, e a partire dai risultati abbiamo quindi identificato le relazioni

significative che interpretassero correttamente gli scopi del nostro studio. La divisione di questo paragrafo riporta prima le differenze riscontrate nel gruppo NAR all'interno dei tre livelli, per poi terminare con l'analisi delle prove del gruppo di soggetti a rischio. I grafici proposti sintetizzano anche i risultati descritti nel paragrafo precedente, in cui si è valutata la differenza statistica fra i due gruppi rispetto ai singoli livelli di esercizio.

4.2.1 - ANOVA test nei soggetti NAR: confronto fra FLAT, LOW, HIGH

ROM anca fra FLAT e HIGH

La tabella 8 sintetizza i risultati ottenuti per il parametro in esame:

LIVELLO	ROM ANCA [GRADI] NAR	
	FLAT	HIGH
RANGE	2.744-43.511	12.075-77.706
MEDIA	29.862	52.684
DEV. ST.	10.428	17.910

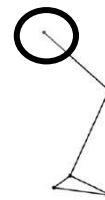


Tabella 8: ROM anca soggetti NAR livello FLAT vs. livello HIGH

si nota come, all'aumentare del livello di esercizio, l'escursione angolare dell'anca aumenti per permettere il superamento del vincolo biomeccanico imposto. Il grafico in figura 18 rappresenta le differenze del valore di questo parametro fra le due serie di dati e all'interno delle due serie, nei tre livelli di esercizio. È inoltre rappresentata la significatività statistica ($\# = p < 0.05$) nelle differenze fra i due livelli. Si riporta, infine, anche la differenza statistica fra i gruppi per il livello AR, poi discussa nel paragrafo successivo.

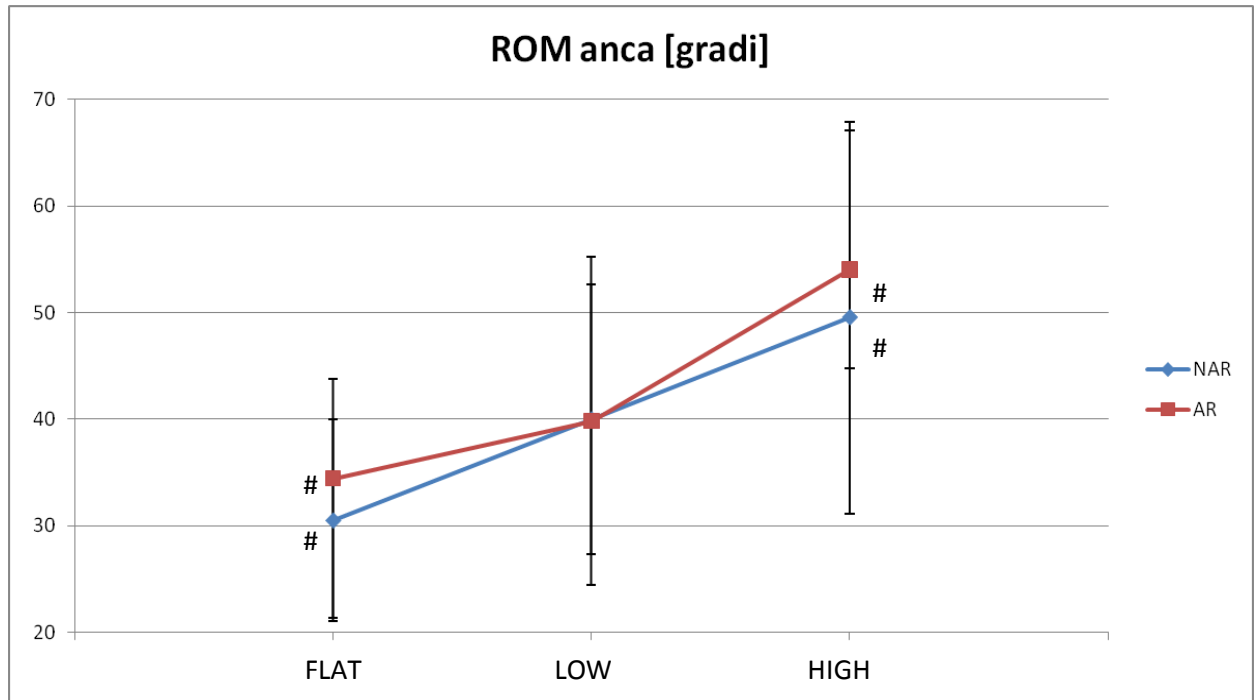


Figura 18: Range Of Motion dell'anca all'aumentare del livello di difficoltà per i soggetti NAR (blu) e AR (rosso).
 #= $p < 0.05$ nel confronto nel gruppo AR (FLAT-HIGH) e nel gruppo NAR (FLAT-HIGH);
 *= $p < 0.05$ nel confronto tra AR e NAR

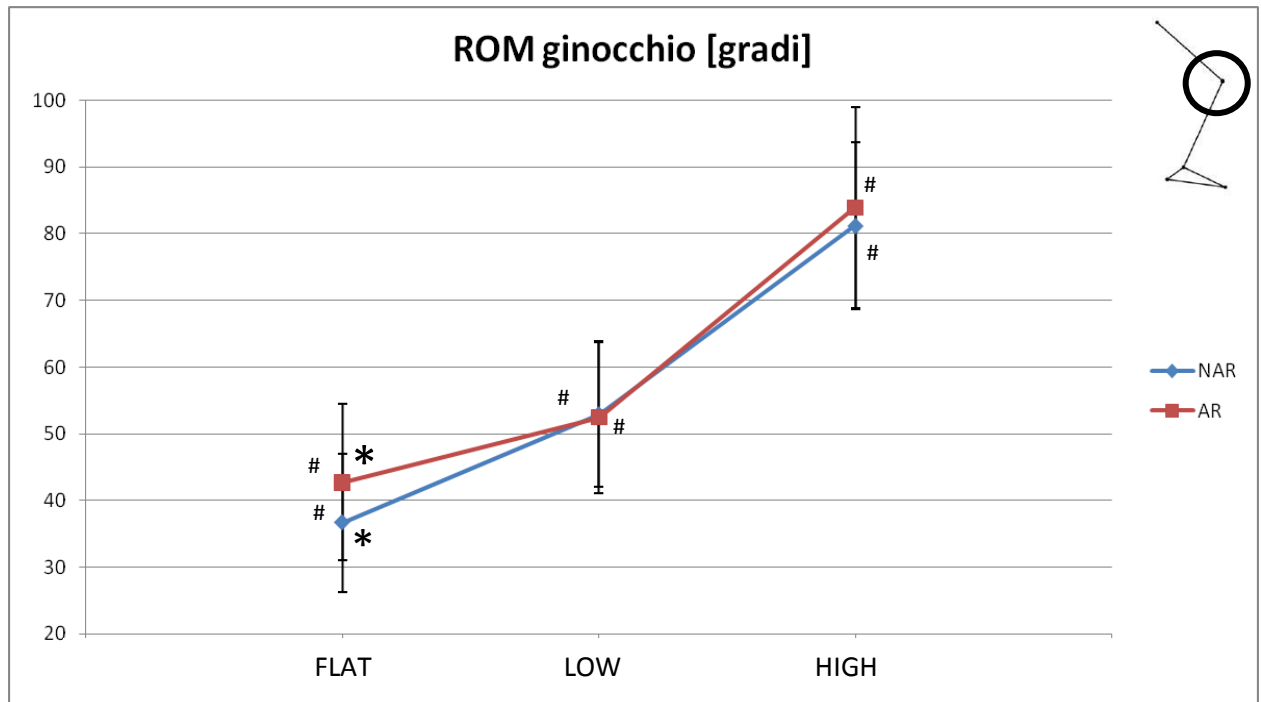
ROM ginocchio fra FLAT E LOW, FLAT E HIGH, LOW E HIGH

Figura 19: Range Of Motion del ginocchio all'aumentare del livello di difficoltà per i soggetti NAR (blu) e AR (rosso). #= $p < 0.05$ nel confronto nel gruppo AR (FLAT-HIGH e LOW-HIGH) e nel gruppo NAR (FLAT-LOW, LOW-HIGH e FLAT-HIGH); *= $p < 0.05$ nel confronto tra AR e NAR per il livello FLAT

Come mostrato nel grafico di figura 19 e in tabella 9, l'analisi dell'escursione angolare del ginocchio mostra una variazione statisticamente significativa per ogni livello di esercizio proposto. Si nota quindi come, passando da un livello FLAT ad uno LOW, in cui non cambia l'altezza fisica del vincolo, i soggetti sani già pianificano ed eseguono il movimento in maniera diversa, modificando il ROM del ginocchio per portare il piede in una posizione più alta rispetto a quanto avvenga nel livello FLAT di esercizio. Questo aumento del margine di sicurezza per l'esecuzione del task troverà poi un riscontro anche nei parametri dinamici (vedi Massima forza verticale), ed è indice di una pianificazione dell'esecuzione del task diversa dal livello precedente, nonostante sia stato solo aggiunto il supporto laterale alla banda. Queste considerazioni verranno lette alla luce del modello interpretativo nel capitolo successivo. Passando all'ultimo livello di esercizio, il vincolo fisico, che impone una maggiore *clearance* del piede oltre l'ostacolo, è percepito correttamente e si manifesta in un ulteriore aumento del ROM del ginocchio.

LIVELLO	ROM GINOCCHIO [GRADI] NAR		
	FLAT	LOW	HIGH
RANGE	16.728-51.93	27.31-67.633	60.424-106.093
MEDIA	36.822	53.771	80.507
DEV. ST.	8.332	10.064	11.748

Tabella 9: ROM ginocchio soggetti NAR livello FLAT vs. livello LOW vs. livello HIGH

Max forza verticale fra FLAT e LOW

LIVELLO	MAX FORZA VERTICALE [N] NAR	
	FLAT	LOW
RANGE	138.187-488.257	146.849-518.03
MEDIA	252.189	286.736
DEV. ST.	96.583	126.160

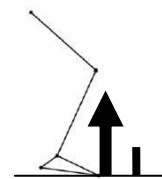


Tabella 10: Massima forza verticale soggetti NAR livello FLAT vs. livello LOW

Il parametro dinamico preso in esame in questo studio è la massima forza verticale rilevata sulla prima pedana dinamometrica nello step precedente il superamento dell'ostacolo, visibile in tabella 10.

Si riscontra una variazione statisticamente significativa nel gruppo di soggetti NAR fra i primi due livelli, mentre rimane circa costante nell'esecuzione del terzo ed ultimo task; questo è interpretabile come una riorganizzazione della strategia motoria che spinge i soggetti a modificare il loro comportamento quando le condizioni al contorno sono cambiate.

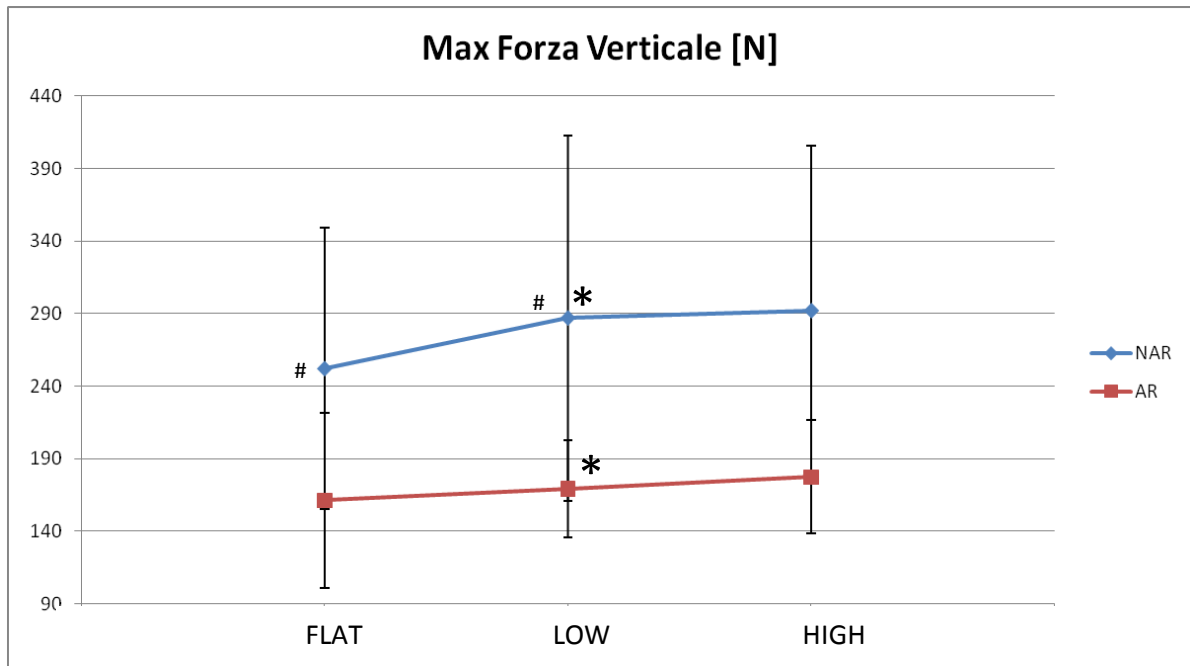


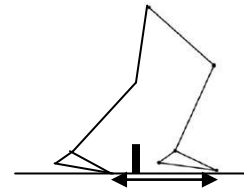
Figura 20: Massima forza verticale all'aumentare del livello di difficoltà per i soggetti NAR (blu) e AR (rosso). #= $p < 0.05$ nel confronto nel gruppo NAR (FLAT-LOW). *= $p < 0.05$ nel confronto tra AR e NAR per il livello LOW

Si nota inoltre nel grafico in figura 20, come i valori relativi ai soggetti AR siano inferiori, mostrando quindi una differente esecuzione del task motorio.

I valori di forza non sono stati normalizzati al peso dell'individuo in quanto non è stata riscontrata una differenza statisticamente significativa tra il peso medio dei bambini appartenenti ai due gruppi.

Step lenght fra FLAT e LOW e fra LOW e HIGH

LIVELLO	STEP LENGHT [m] NAR		
	FLAT	LOW	HIGH
RANGE	0.218-0.839	0.183-1.117	0.236-0.992
MEDIA	0.649	0.432	0.682
DEV. ST.	0.164	0.303	0.174

Tabella 11: *Step Lenght* soggetti NAR livello FLAT vs. livello LOW vs. livello HIGH

Quella che abbiamo definito *step lenght* è una misura di come i soggetti posizionino i piedi durante l'esecuzione del task, indice quindi di un corretto approccio all'ostacolo in termini di equilibrio.

Il grafico in figura 21 rappresenta le modifiche di questo parametro al variare del livello del task per entrambi i gruppi.

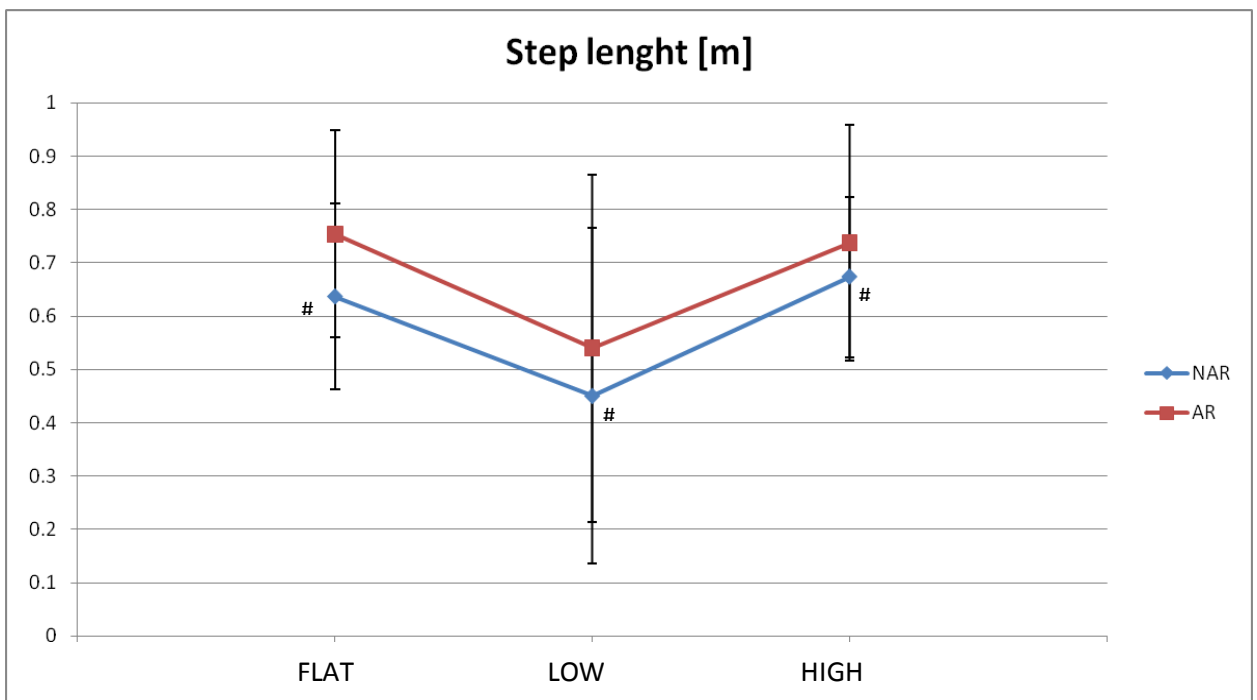


Figura 21: *Step Lenght* all'aumentare del livello di difficoltà per i soggetti NAR (blu) e AR (rosso). #= $p < 0.05$ nel confronto nel gruppo NAR (FLAT-LOW e LOW-HIGH); *= $p < 0.005$ nel confronto tra AR e NAR

È possibile riconoscere un comportamento simile per i due gruppi, dove è osservabile la diminuzione del valore di *step lenght* passando dal primo al secondo livello di difficoltà, evidente anche in tabella 11, per poi aumentare nuovamente e riportarsi circa allo stesso valore ottenuto nel primo livello, nell'esecuzione del task HIGH. La differenza statistica quindi, si riporta fra il livello FLAT e LOW e fra il LOW e l'HIGH. I soggetti non a rischio quindi, come del resto anche gli AR, riducono la distanza fra i piedi nel livello LOW, modificando quindi la base di appoggio. La spiegazione di questo fenomeno va interpretata alla luce della pianificazione diversa della strategia motoria nell'esecuzione del task, e sarà anch'essa riportata nel capitolo seguente relativo all'interpretazione dei dati attraverso un modello.

Max elevazione fra FLAT e HIGH e fra LOW e HIGH

LIVELLO	MAX ELEVAZIONE [m] NAR		
	FLAT	LOW	HIGH
RANGE	0.121-0.217	0.135-0.288	0.27-0.42
MEDIA	0.146	0.197	0.329
DEV. ST.	0.022	0.037	0.039

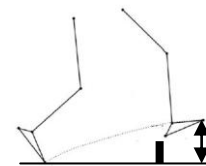


Tabella 12: Massima elevazione soggetti NAR livello FLAT vs. livello LOW vs. livello HIGH

La tabella 12 riporta i valori della posizione verticale del marker sul malleolo del piede che sta superando l'ostacolo nel suo punto di massima *clearance*. Questo valore per il livello HIGH è già sottratto dell'altezza dell'ostacolo.

La tabella mostra anche il range di escursione dei risultati ottenuti in ciascun livello.

Analizzando il grafico in figura 22, si vede come vi sia differenza statistica fra il livello FLAT e quello HIGH, e fra il LOW e l'HIGH, ma non nel passaggio da FLAT a LOW.

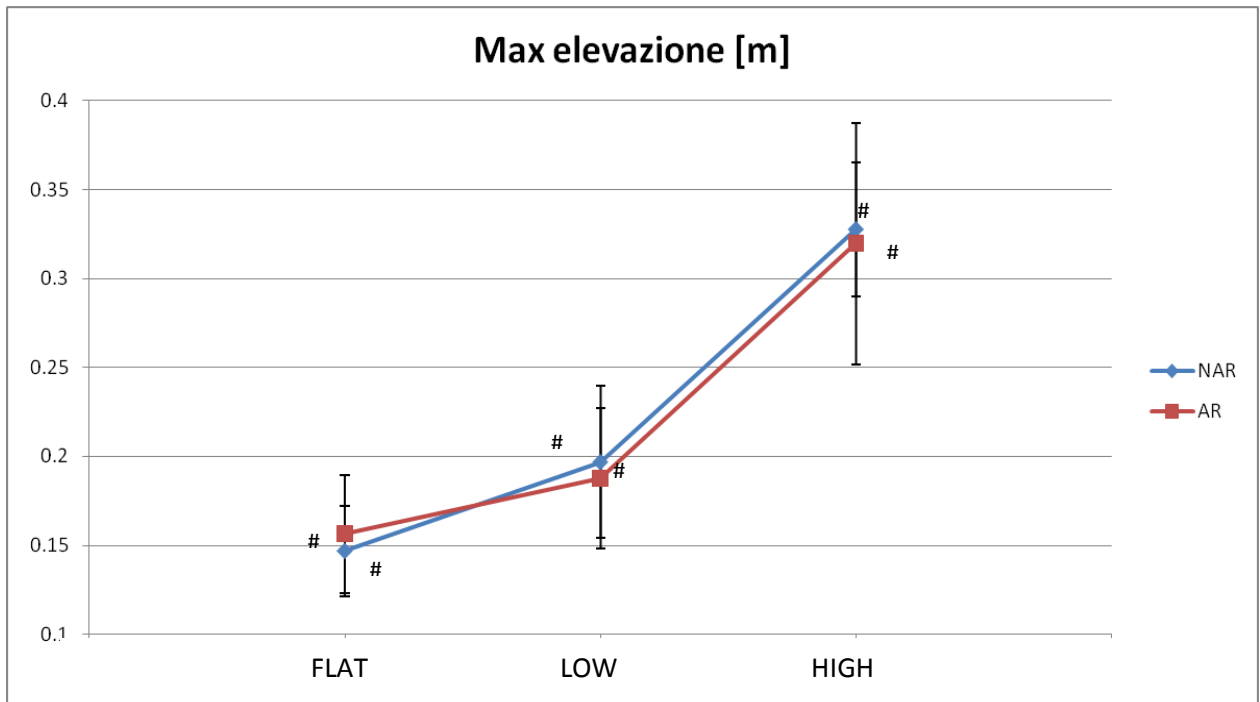


Figura 22: Massima elevazione all'aumentare del livello di difficoltà per i soggetti NAR (blu) e AR (rosso). #= $p < 0.05$ nel confronto nel gruppo NAR e per il gruppo AR (FLAT-HIGH e LOW-HIGH) *= $p < 0.05$ nel confronto tra AR e NAR

Questi risultati mostrano quindi come la modifica fisica del vincolo da oltrepassare nell'ultimo livello cambi la strategia di superamento, richiedendo un maggiore margine di sicurezza di quanto già non sia presente nei primi due livelli. Questo grafico è maggiormente interpretabile alla luce delle considerazioni sulle variazioni per i soggetti AR, e sarà pertanto ripreso nel sottoparagrafo successivo.

Toe obstacle fra FLAT e HIGH e fra LOW e HIGH

LIVELLO	TOE-OBSTACLE [m] NAR		
	FLAT	LOW	HIGH
RANGE	0.025-0.22	0.012-0.228	0.002-0.165
MEDIA	0.083	0.089	0.038
DEV. ST.	0.055	0.052	0.051

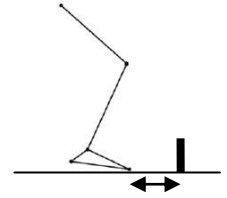
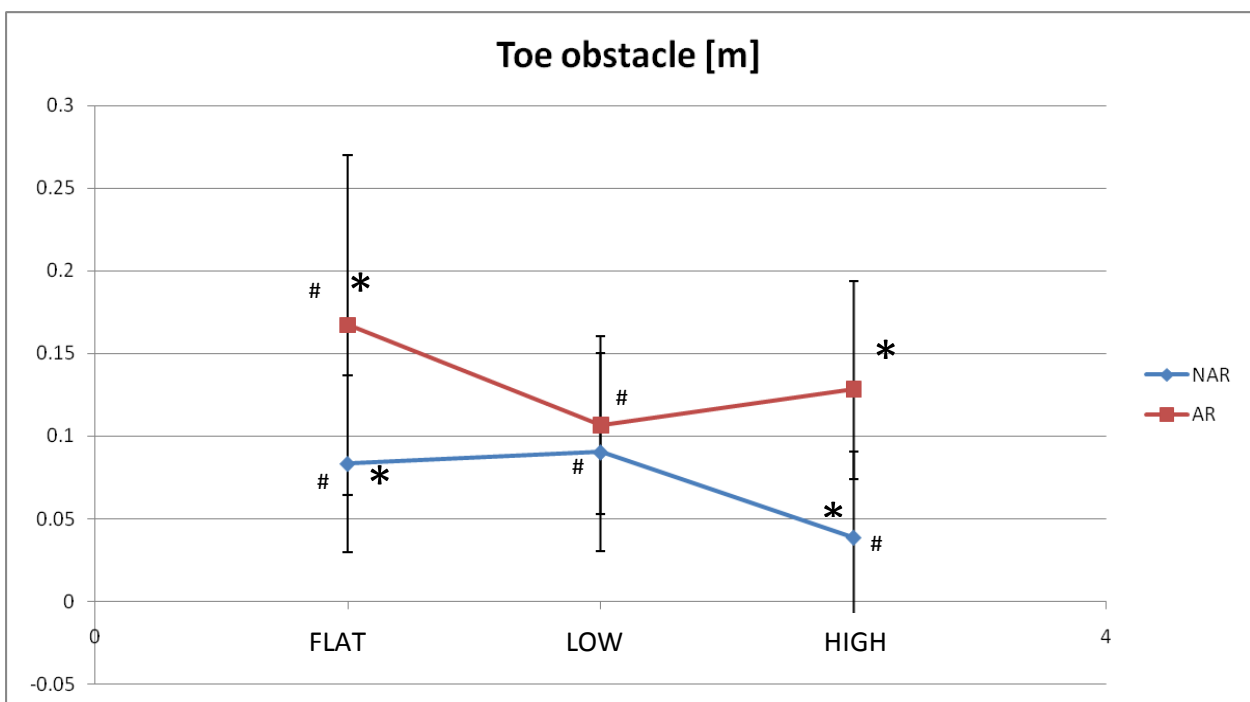
Tabella 13: *Toe obstacle* nei soggetti NAR livello FLAT vs. livello LOW vs. livello HIGH

Figura 23: *Toe obstacle* all'aumentare del livello di difficoltà per i soggetti NAR (blu) e AR (rosso). #= $p < 0.05$ nel confronto nel gruppo NAR (FLAT-HIGH e LOW-HIGH) nel gruppo AR (FLAT-LOW). *= $p < 0.05$ nel confronto tra NAR e AR per il livello FLAT e il livello HIGH

Questo parametro identifica la distanza del piede dall'ostacolo prima del suo superamento. I valori risultano diversi fra FLAT e HIGH e fra LOW e HIGH: ciò è evidenziato sia in tabella 13 che in forma grafica in figura 23 in cui si nota come la distanza si mantenga pressoché costante nei due primi livelli, per poi diminuire notevolmente nel momento in cui si propone di superare un ostacolo al 10% dell'altezza del soggetto. Questa necessità di avvicinare il piede al vincolo riflette un bisogno di

sicurezza per la corretta esecuzione del task, comportamento che invece non si nota nel gruppo AR.

COP ML excursion tra i gruppi AR e NAR al livello HIGH

Mentre nei soggetti sani questo valore, indice di equilibrio durante l'esecuzione del movimento, si mantiene costante, nei soggetti a rischio tende a diminuire seppur lievemente nel livello LOW avvicinandosi al valore raggiunto dai soggetti sani, per poi aumentare drasticamente nell'esecuzione della prova HIGH.

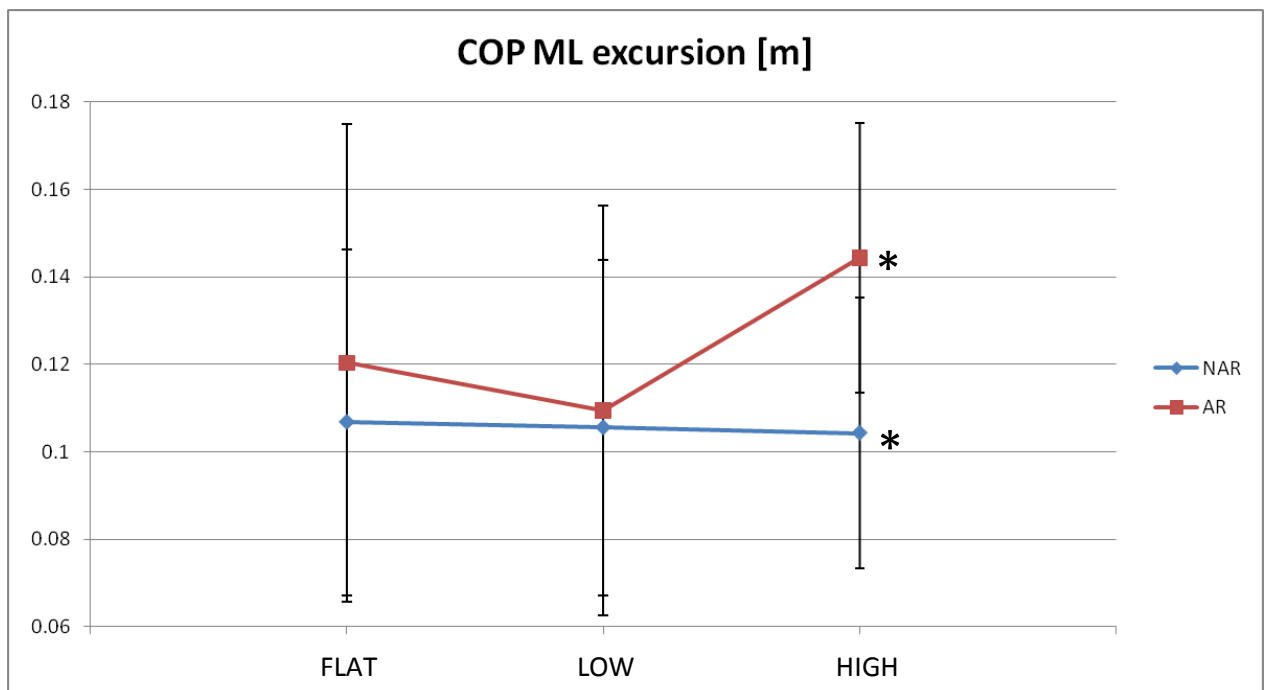


Figura 24: COP ML excursion all'aumentare del livello di difficoltà per i soggetti NAR (blu) e AR (rosso). #= $p < 0.05$ nel confronto nel gruppo NAR e nel gruppo AR. *= $p < 0.05$ nel confronto tra AR e NAR per il livello HIGH.

4.2.2 ANOVA test nei soggetti AR: confronto fra FLAT, LOW, HIGH

Questo paragrafo riporta le differenze statisticamente significative riscontrate per i soggetti AR; per la loro visualizzazione grafica si rimanda alle pagine precedenti. Si cercherà, inoltre, di identificare queste differenze alla luce anche dei comportamenti dei soggetti sani.

ROM anca fra FLAT e HIGH

LIVELLO	ROM ANCA [GRADI] AR	
	FLAT	HIGH
RANGE	10.981-50.204	23.912-67.771
MEDIA	33.930	54.740
DEV. ST.	9.152	12.991



Tabella 14: ROM anca soggetti AR livello FLAT vs. livello HIGH

Anche il valore di questo parametro, come per i soggetti NAR, si modifica statisticamente fra il livello FLAT e l'HIGH, come evidenziato in tabella 14, mostrando quindi come anche i soggetti a rischio, in vista del superamento di un ostacolo con una altezza diversa, cambino la loro strategia motoria, aumentando l'escursione angolare dell'anca per permettere il superamento dell'ostacolo. I valori medi riscontrati per questo parametro sono superiori sia per il caso FLAT che per l'HIGH rispetto ai soggetti NAR; ciò porta quindi ad ipotizzare che i bambini a rischio eseguono un movimento maggiore rispetto a quanto il task richieda loro, mostrando quindi una difficoltà nel comprendere e rispondere adeguatamente alle condizioni circostanti.

Rom ginocchio FLAT e HIGH e fra LOW e HIGH

LIVELLO	ROM GINOCCHIO [GRADI] AR		
	FLAT	LOW	HIGH
RANGE	19.606-57.3	36.647-76.282	49.592-102.192
MEDIA	43.514	54.039	83.485
DEV. ST.	10.879	10.720	14.692

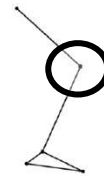


Tabella 15: ROM ginocchio soggetti AR livello FLAT vs. livello LOW vs. livello HIGH

Anche questo parametro cinematico cambia nei soggetti al variare del livello di difficoltà proposto, mostrando un aumento statisticamente significativo per eseguire il superamento nel caso HIGH di quanto non succeda nel FLAT o nel LOW. Le discussioni proposte a proposito del ROM dell'anca valgono anche in questo caso: i valori sono maggiori rispetto ai bambini NAR, come visibile nella tabella 15, verificando l'ipotesi di pianificazione di strategia alterata per il conseguimento del task.

Massima elevazione tra FLAT e HIGH e tra LOW e HIGH

LIVELLO	MAX ELEVAZIONE [m] AR		
	FLAT	LOW	HIGH
RANGE	0.120-0.231	0.137-0.234	0.218-0.432
MEDIA	0.155	0.183	0.316
DEV. ST.	0.028	0.033	0.064

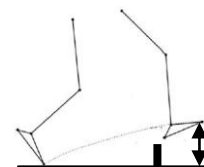


Tabella 16: Massima elevazione soggetti AR livello FLAT vs. livello LOW vs. livello HIGH

Le differenze rilevate in questo parametro si manifestano in un aumento statisticamente significativo della *clearance* verticale per eseguire il livello HIGH rispetto ai precedenti, come riportato in tabella 16. Questa variazione si riscontra anche nei sani, ma il grafico in figura 23 ci ha permesso di osservare come il comportamento dei soggetti AR sia molto simile nel caso HIGH ma cambi nel passaggio da FLAT a LOW: i soggetti AR, infatti, partono da un valore mediamente maggiore nel caso FLAT rispetto ai non a rischio, per raggiungerne uno leggermente inferiore nel livello LOW. Questo ci ha portato a ricercare

ulteriori informazioni sull'andamento di questo parametro: la nostra proposta è stata quindi di osservare, più che il valore medio dell'elevazione raggiunta nei tre livelli, il modo in cui questo valore vari da un livello al successivo: i risultati saranno proposti nel paragrafo 4.3.

Toe-obstacle distance tra FLAT e LOW

	TOE OBSTACLE [m] AR	
	FLAT	LOW
LIVELLO		
RANGE	0.051-0.426	0.043-0.179
MEDIA	0.171	0.109
DEV. ST.	0.102	0.045

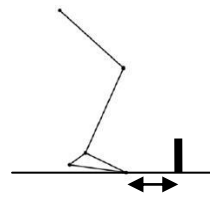


Tabella 17: *Toe obstacle* soggetti AR livello FLAT vs. livello LOW

Il comportamento dei soggetti AR è notevolmente diverso di quanto non si sia osservato per i non a rischio. La differenza significativa all'interno del gruppo AR si rileva nel passaggio da FLAT a LOW, come illustrato in tabella 17, in cui i valori diminuiscono. Nei soggetti NAR si era osservata una diminuzione solo nel passaggio da LOW ad HIGH, e quindi solo nel momento in cui il vincolo cambiava le sue dimensioni fisiche. Il gruppo a rischio invece, percepisce di dover effettuare modifiche nella strategia motoria già nel livello LOW; ciò implica una alterazione dei processi di pianificazione dell'azione. Questa alterazione si è poi evidenziata, seppur non statisticamente, nell'aumento della distanza *toe obstacle* nel livello HIGH, differenziandosi dal comportamento dei soggetti NAR. Queste considerazioni ci hanno portato a supporre dei collegamenti fra le due sfere cognitivo e motorie, e che eventuali alterazioni di un sistema influenzassero l'altro e viceversa. Abbiamo in questo modo teorizzato un modello interpretativo che evidenziasse questi collegamenti.

4.3 - Variazione della massima elevazione nel passaggio da FLAT a LOW per i gruppi AR e NAR

In questo paragrafo vengono descritti i risultati dell'analisi effettuata sui valori ottenuti di massima elevazione. Non riscontrando una significatività statistica nella differenza tra i due gruppi relativamente a questo parametro, abbiamo cercato di interpretare le differenze evidenti dal grafico come un rapporto fra i due livelli d'esercizio; abbiamo quindi cercato di misurare, più che il valore medio raggiunto, il modo in cui i soggetti cambiavano la massima elevazione al variare della difficoltà. Si è osservato, quindi, come vi sia una differenza statisticamente significativa nel rapporto fra la massima elevazione nel caso LOW rispetto al caso FLAT nei due gruppi.

$$\alpha_1 = \frac{\text{Max elevazione LOW}}{\text{Max elevazione FLAT}}$$

Il test statistico utilizzato è ancora il Mann - Whitney; questo ha evidenziato come vi siano differenze statisticamente significative sia nel rapporto sopra evidenziato ($p=0.034$), sia nel rapporto:

$$\alpha_2 = \frac{\text{Max elevazione LOW} - \text{Max elevazione FLAT}}{\text{Max elevazione FLAT}} * 100$$

($p=0.034$)

I valori medi sono riportati in tabella 18:

	α_1	α_2
AR	1.18	17.971
NAR	1.342	34.247

Tabella 18: Valori medi dei rapporti della variazione di massima elevazione

È quindi osservabile come i soggetti appartenenti alle due categorie modifichino l'esecuzione del gesto nel passaggio da un livello FLAT ad uno LOW, differenza riscontrata anche dal punto di vista cinetico osservando la modifica del valore di massima forza verticale misurata dalla pedana dinamometrica. Le interpretazioni di questo risultato saranno effettuate alla luce del modello proposto nel capitolo seguente.

4.4 - Spearman correlation fra i parametri misurati e le scale cliniche

Abbiamo cercato di evidenziare l'esistenza di una correlazione fra le misure da noi ottenute nell'esecuzione del task di superamento dell'ostacolo e le valutazioni effettuate in base alle scale cliniche qualitative in nostro possesso, provenienti da precedenti osservazioni mediche effettuate sui bambini dal momento della nascita all'interno della struttura dell'IBR di Staten Island – NY. Le correlazioni però non si sono mostrate significative a causa della parzialità di cui ogni indice teneva conto, essendo questi indicatori limitati o alle capacità cognitive o a quelle motorie del bambino.

4.5 - Confronto fra accelerazioni in fase di salita del “*leading limb*” fra i gruppi AR e NAR

L'ultima analisi che abbiamo effettuato mirava a investigare la presenza di modifiche dei valori delle accelerazioni del *leading limb* all'interno dei due gruppi al variare del livello di esercizio imposto, come una differenza fra i valori di forze lasciava presupporre.

	MAX ACCELERAZIONE [m/s ²]			
	NAR		AR	
	FLAT	LOW	FLAT	LOW
RANGE	2.326-12.222	2.535-14.266	2.331-7.804	3.065-13.992
MEDIA	5.833	8.910	5.429	6.918
DEV.ST.	2.615	4.963	1.623	2.791

Tabella 19: Massima accelerazione in fase di salita per NAR e AR nel caso FLAT e nel caso LOW

Abbiamo quindi calcolato il valore di accelerazione della fase di salita, partendo dalle traiettorie del malleolo del *leading limb*, per compararlo fra i due gruppi. Ci siamo soffermate solo sui primi due task effettuati dai soggetti, il FLAT e il LOW, poiché si è riscontrato una modifica del valore di forza solo in questi due casi. Il grafico seguente in figura 25 riporta i valori medi senza la deviazione standard per motivi di chiarezza grafica. I risultati numerici completi di SD sono rappresentati in tabella 19.

Il grafico riporta come per i soggetti NAR il valore di accelerazione sia superiore rispetto a quelli a rischio, seppure in maniera non statisticamente significativa, coerentemente con i valori di massima forza verticale riportati per i due casi. La mancanza di significatività statistica ci ha portato a ragionare come per la massima elevazione: non è tanto il singolo valore raggiunto dal parametro che ci interessava, quanto il modo di variare del valore di accelerazione da un task al successivo: abbiamo quindi calcolato il rapporto fra le accelerazioni LOW su FLAT.

$$\frac{\text{Max accelerazione LOW}}{\text{Max accelerazione FLAT}}$$

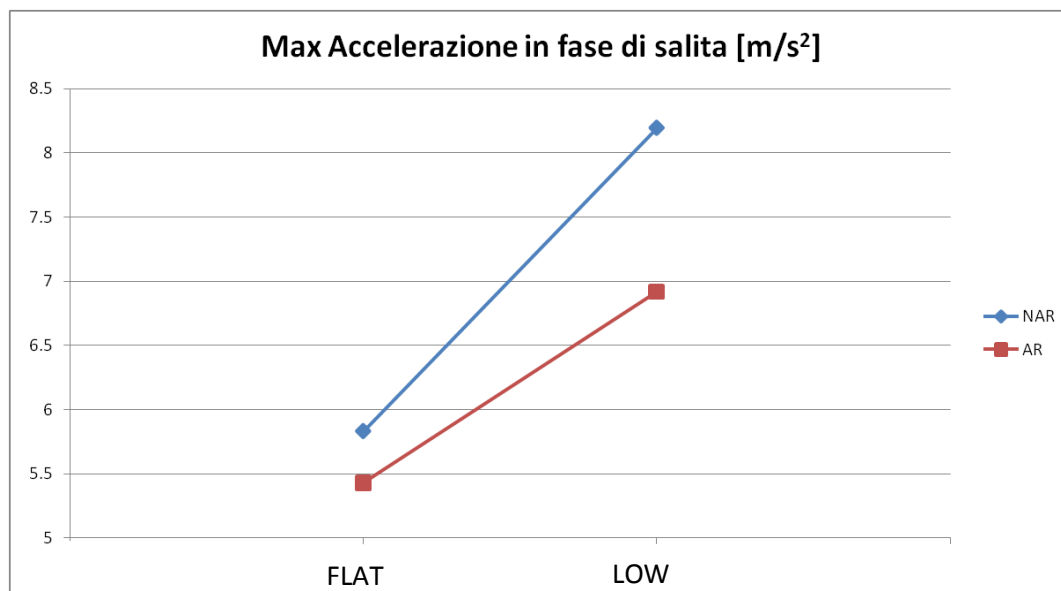


Figura 25: Massima Accelerazione in fase di salita per i gruppi NAR (in blu) e AR (in rosso)

Questo rapporto ha mostrato un coefficiente di significatività statistica pari a $p=0.07$ con un test di Mann – Whitney che ci ha portato a supporre l'esistenza di qualche differenza, seppur non statisticamente comprovata a causa di una elevata deviazione standard.

La tabella 20 riporta i valori numerici ricavati:

	MAX ACCELERAZIONE [m/s ²]	
	NAR	AR
RANGE	1.02-2.622	0.669-2.143
MEDIA	1.548	1.308
DEV.ST.	0.469	0.417

Tabella 20: Massima accelerazione soggetti NAR e soggetti AR

4.6 - Conclusioni

I risultati riportati nel confronto dei parametri in esame fra i due gruppi AR e NAR, e all'interno dello stesso gruppo al variare del livello di difficoltà proposto dall'esercizio, mostrano risultati interessanti nella comprensione delle modifiche che avvengono a livello della strategia motoria impiegata per superare un ostacolo.

Abbiamo potuto osservare come variando il livello di difficoltà aumentino le escursioni angolari delle articolazioni di anca e ginocchio e l'elevazione del *leading limb*, soprattutto in risposta ad un innalzamento della barriera; ciò si è osservato per entrambi i gruppi. Le altre modifiche che si sono riscontrate all'interno dei gruppi al passaggio da FLAT a LOW ad HIGH riguardano il controllo posturale e dell'equilibrio: infatti, entrambe le popolazioni avvertono la minor stabilità derivante dal superamento di un ostacolo più alto, e rispondono avvicinandosi alla barriera. La grande differenza in termini di mantenimento dell'equilibrio nei soggetti a rischio è registrata dall'ampia escursione mediolaterale del COP: il valore più alto riscontrato in questa popolazione nel livello HIGH permette di comprendere come questi bambini possiedano una stabilità minore nell'ultimo livello del task.

Ma sono soprattutto importanti i risultati relativi al cambio di livello fra FLAT e LOW: si evidenziano le maggiori differenze fra i due gruppi soprattutto in questo passaggio. Le due popolazioni in esame mostrano una variazione di elevazione minore per i soggetti AR a cui si accompagna un minor valore di forza verticale rilevato dalle pedane dinamometriche. Sembrerebbe, alla luce dei valori riportati, che i soggetti affetti da patologie, a differenza di quelli sani, non percepiscano il cambiamento delle condizioni ambientali circostanti. L'aggiunta dei supporti laterali alla barriera del livello LOW comporta nei soggetti sani una modifica della strategia motoria, dovuta proprio ad un diverso input visivo, pertanto i valori medi di massima forza verticale del livello LOW risultano maggiori se paragonati a quelli ottenuti nel livello FLAT. Viceversa, i soggetti a rischio mantengono un valore di massima forza verticale pressoché costante indice di una mancata percezione del cambiamento ambientale. A supporto di ciò è risultata statisticamente significativa la variazione di massima elevazione, nel passaggio da FLAT a LOW nei due gruppi, dimostrando un diverso approccio al secondo livello di esercizio.

Questi risultati ci hanno portato ed evidenziare le fitte relazioni che compongono la pianificazione della strategia motoria, come uno stimolo esterno alteri la percezione dell'ostacolo da superare e come le modifiche intervengano in maniera diversa sui due gruppi esaminati. Abbiamo quindi pensato di interpretare i risultati alla luce di un modello che tenesse in considerazione queste relazioni, e che identificasse l'origine delle alterazioni rilevate dalle analisi statistiche nell'esecuzione del task.

CAPITOLO 5 - Interpretazione dei risultati e discussione

Alla luce dei risultati ottenuti dal nostro studio, abbiamo riscontrato la necessità di interpretare i dati sulla base di un modello che tenesse conto di tutte le modifiche riscontrate nelle strategie motorie analizzate, sia da un punto di vista cognitivo che da un'ottica puramente biomeccanica. Dalla revisione dello stato dell'arte non abbiamo individuato un modello che integrasse appieno i due mondi: quanto risulta reperibile in letteratura fa riferimento o solo alla sfera cognitiva, interpretando quindi i comportamenti nei task sulla base di interazioni corticali, o esclusivamente a schematizzazioni di tipo cinematico e cinetico. La nostra proposta, pertanto, è di integrare e ampliare modelli preesistenti in modo da avere una visione del task completa, così da interpretare le differenze cinematiche e cinetiche riscontrate sia fra le due popolazioni che all'interno del medesimo gruppo, analizzando le discrepanze inter-livello per ipotizzarne l'origine.

5.1 - Revisione della Letteratura

Secondo J. Decety (1999), che si basava su lavori precedenti di W. Prinz (1997) e J. Kornblum (1990), gli eventi percepiti e le azioni pianificate condividono un dominio di rappresentazione comune a livello centrale. Quest'ipotesi si basa sull'assunzione secondo la quale le codifiche di eventi ed azioni sono considerate le basi funzionali, rispettivamente, della percezione e della pianificazione dell'azione; questi processi condividono lo stesso dominio di rappresentazione.

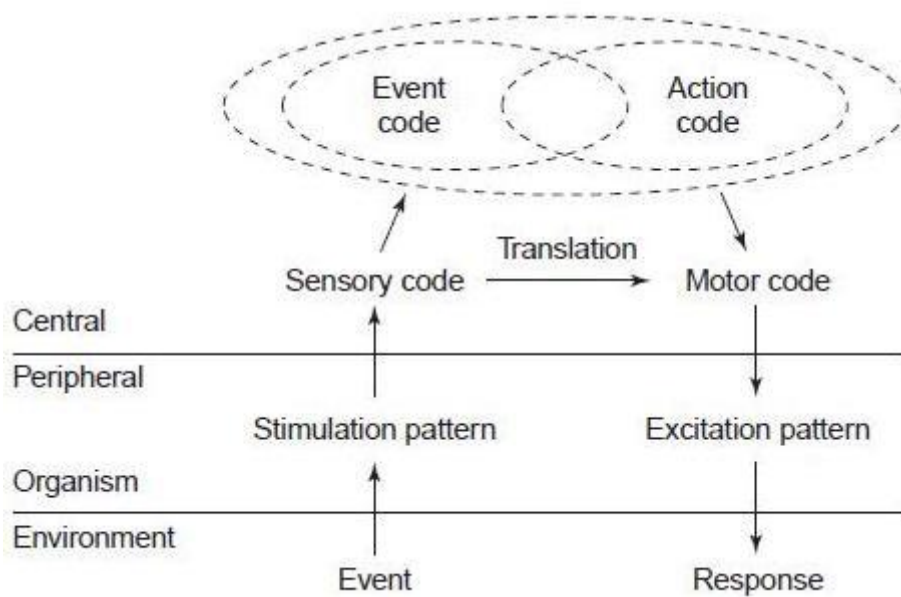


Figura 26: Modello cognitivo proposto da Decety

Partendo dal lato sinistro del modello in figura 26, e seguendo la direzione delle frecce, è possibile identificare il percorso effettuato da un evento, rilevato nell'ambiente circostante il soggetto, dalla sua percezione fino alla sua elaborazione in termini di esecuzione di un atto motorio. L'evento comporta l'insorgere di pattern di stimolazione negli organi sensoriali (o *peripheral*) che giungono fino al cervello (*central* in figura 24). Qui l'informazione viene condivisa tra "Event Code" e "Action Code" per generare una specifica pianificazione d'azione che, una volta codificata in termini motori, viene poi trasformata in un pattern eccitatorio del sistema muscolo scheletrico che produrrà la risposta necessaria. Il legame che intercorre tra *Percezione* e *Azione* in questo modello risulta essere in accordo con la teoria di Gibson del 1988, illustrata nel capitolo 2.

G. Taga nel 1996 ha esplorato i meccanismi di controllo anticipatorio, identificando il modo in cui il sistema neurale genera il pattern di base del cammino.

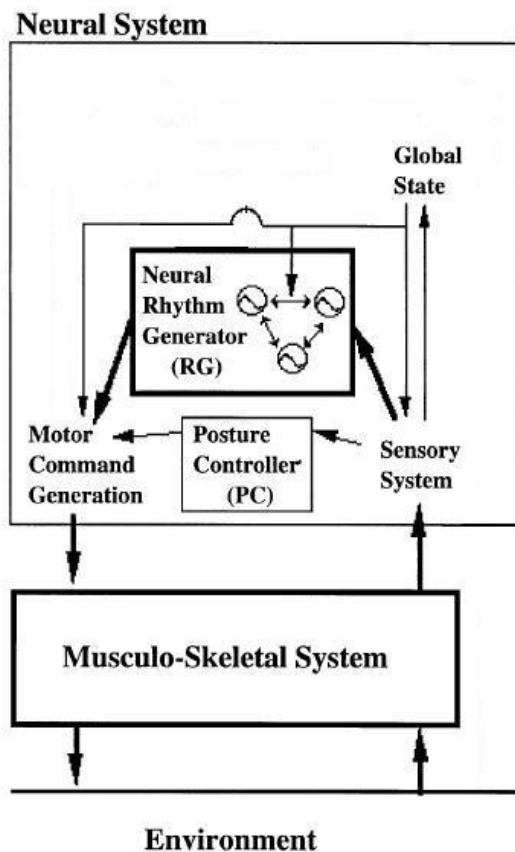


Figura 27: Modello proposto da Taga

Il modello proposto, in figura 27, si compone di due sistemi dinamici: quello muscolo scheletrico e quello neurale. Il sistema neurale contiene un *Generatore Ritmico Neurale* (RG) composto da coppie di oscillatori neuronali ognuna delle quali controlla il movimento di una corrispondente articolazione del corpo; è possibile rappresentare ogni oscillatore neurale con un set di equazioni differenziali. I segnali sensoriali che forniscono informazioni sullo stato attuale del sistema muscolo scheletrico e dell'ambiente sono elaborati e inviati al blocco RG. In parallelo al *Generatore Ritmico Neurale* vi è un controllo posturale (PC) che agisce sulle articolazioni per

mantenere la stabilità statica degli arti inferiori e la posizione del tronco.

Altri modelli presentii in letteratura (Taga, 1991; Armand, 1998; Drew, 2007; Ijspeert, 2008) hanno contribuito alla nostra ipotesi di schematizzazione solo per alcuni blocchi; pertanto, questi verranno ampiamente descritti nel corso del capitolo.

5.2 - Ipotesi di modello interpretativo

Alla luce dei modelli esaminati, abbiamo potuto formulare la nostra ipotesi interpretativa di un modello che permettesse l'interazione del sistema cognitivo e del sistema motorio; la scelta di integrare questi sistemi è suggerita da ricerche precedenti sul superamento dell'ostacolo, in cui si è mostrato che il raggiungimento del task non è legato a modulazione di specifici parametri locomotori, ma ad una modifica dell'intero pattern del cammino. La schematizzazione del modello proposto è riportata in figura 28:

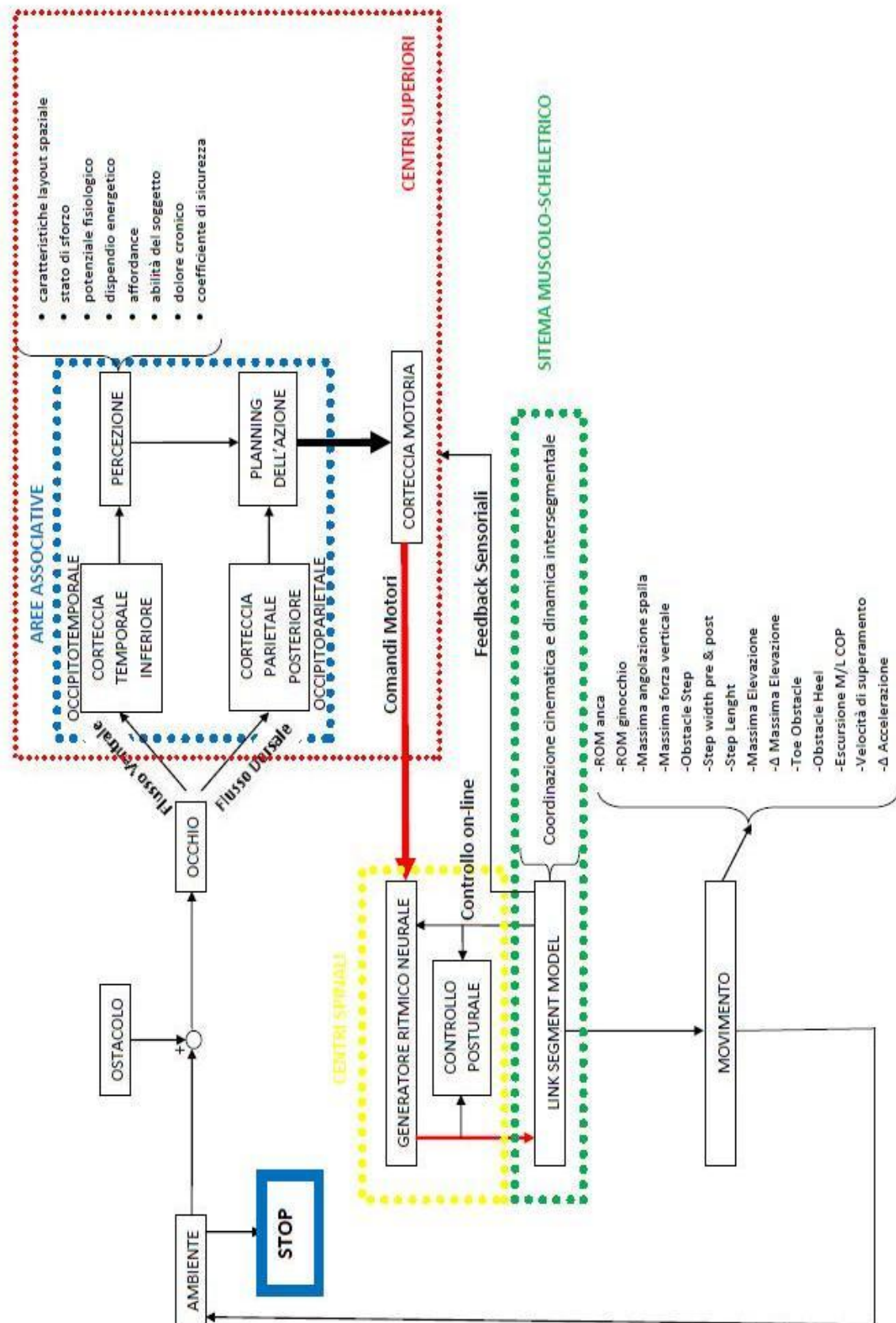


Figura 28: Modello interpretativo cognitivo-motorio

Questo modello sottolinea come le relazioni esistenti tra i centri superiori, i centri spinali e il sistema muscolo scheletrico influenzino e siano influenzate dall'ambiente esterno.

La differenza che intercorre tra una *gait analysis* e il task di superamento dell'ostacolo da noi analizzato consiste in una modifica dell'ambiente circostante il soggetto dovuta alla presenza fisica di una barriera da superare; pertanto può essere visto come un disturbo aggiuntivo al normale susseguirsi delle fasi che compongono il modello. Quindi, il sistema modificato ambiente+ostacolo si interfaccia con il soggetto attraverso la vista.

In accordo con la teoria di Goodale e Milner del 1992, l'input visivo segue due percorsi distinti all'interno della corteccia cerebrale: una via dorsale specializzata nel controllo visivo dell'azione e una via ventrale dedicata alla percezione delle caratteristiche dall'ambiente circostante. L'informazione attraverso queste due vie giunge in due aree separate della corteccia cerebrale, rispettivamente, la corteccia parietale posteriore (occipitoparietale) e la temporale inferiore (occipitotemporale) contenute nelle aree associative del cervello.

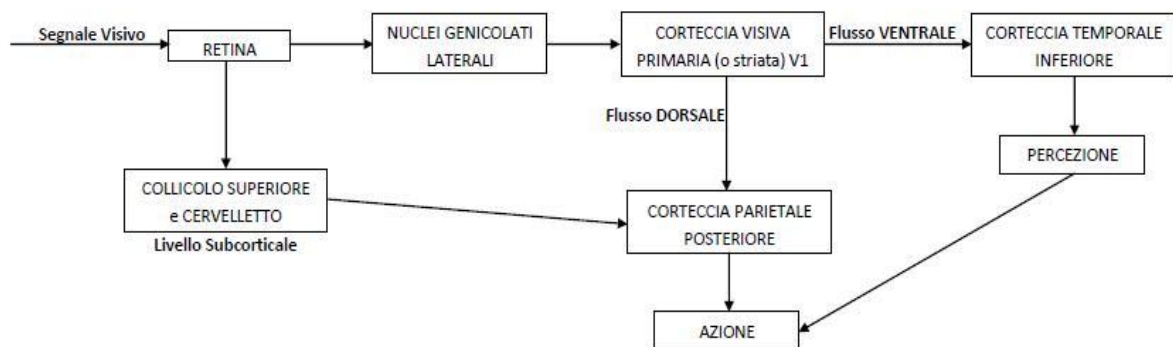


Figura 29: Schema della visione

La teoria di interazione tra percezione e azione, alla base della costruzione del modello, è quella proposta da Gibson (1966-1988), secondo la quale l'effetto del *planning* dell'azione sulla percezione è preponderante rispetto al percorso opposto.

La decisione di inserire nel modello un blocco che rappresenti l'attività della corteccia motoria nasce da uno studio effettuato da T. Drew, nel 1988, secondo cui la scarica di

frequenza dei neuroni aumenta considerevolmente quando è necessario modificare il pattern locomotorio base, a causa della presenza di un diverso input visivo come, ad esempio, la presenza di un ostacolo. Una volta che l'azione è stata pianificata rispettando i vincoli percettivi ottenuti dall'esterno attraverso il sistema visivo, il comando giunge, quindi, alla corteccia motoria che genererà i pattern motori necessari per portare a termine il gesto programmato. Secondo Drew (2008), danni alla corteccia motoria implicano deficit caratteristici della locomozione soprattutto in situazioni in cui è richiesta una maggior precisione come il superamento dell'ostacolo.

I comandi motori provenienti dalla corteccia motoria saranno gli input del blocco successivo del modello: i *Generatori Ritmici Neurali* localizzati a livello spinale.

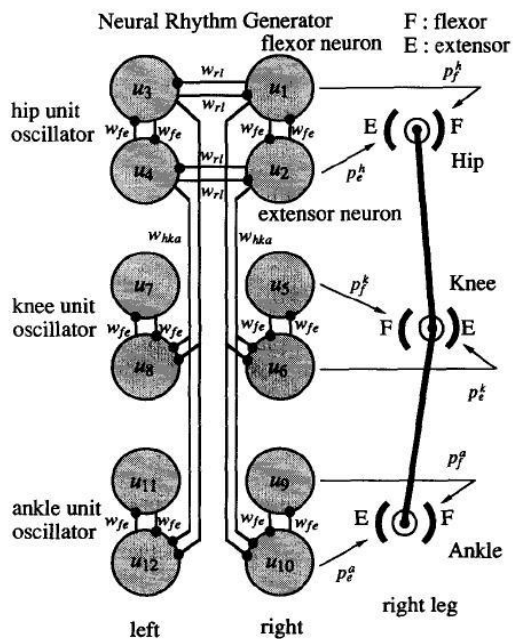


Figura 30: Modello di un Generatore Ritmico Neurale proposto da Taga

L'unità principale dei *Generatori Ritmici Neurali* (RG), in figura 30, che genera attività oscillatoria, è composta da una coppia di neuroni tonicamente eccitati, dotati di meccanismi di auto-inibizione e collegati reciprocamente attraverso connessioni inibitorie. Ogni elemento base della rete ritmica neurale controlla una singola articolazione attraverso l'imposizione di un momento; ogni unità oscillatoria induce alternativamente flessione o estensione dell'articolazione che controllano.

Considerando quindi il numero di articolazioni presenti nell'arto inferiore (caviglia, ginocchio e anca), nel nostro modello sono presenti tre coppie di oscillatori per arto. A. J. Ijspeert, nel suo studio del 2008, ha analizzato l'importanza di questi circuiti nella locomozione; egli osserva come i feedback sensoriali non siano necessari per generare il ritmo di oscillazione di questi sistemi neurali, mentre acquisiscono maggior importanza le condizioni ambientali, elaborate a livello centrale, che ne modulano l'attività ritmica.

Questa precisa organizzazione risulta fondamentale in quanto:

1. riduce i ritardi connessi al controllo motorio retroattivo (i ritmi sono coordinati con movimenti meccanici servendosi di *Short Feedback Loops* anch'essi a livello spinale);
2. riduce l'entità dei segnali di controllo discendente: questi segnali, infatti, non devono programmare l'azione muscolare ma solo modulare l'attività degli oscillatori.

In definitiva, il blocco RG è un circuito che riesce a generare dei complessi comportamenti locomotori e a passare velocemente da un pattern motorio ad un altro ricevendo solo semplici segnali in ingresso.

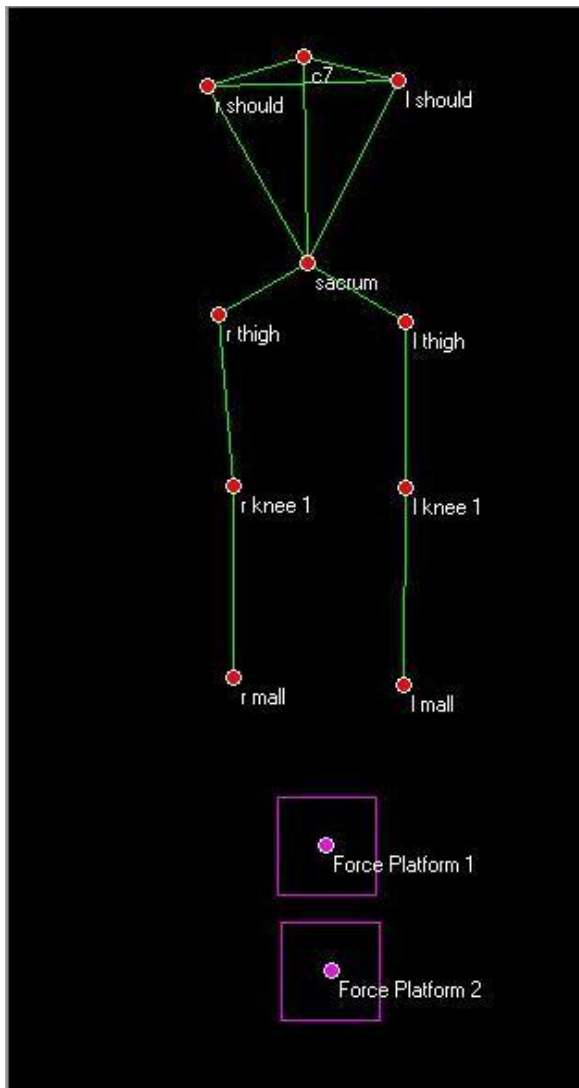


Figura 31: Link Segment Model

Il sistema muscolo scheletrico è costituito da una catena di segmenti rigidi interconnessi come mostrato in figura 31.

L'arto inferiore è suddiviso in due segmenti, coscia e gamba, collegati da tre articolazioni, anca, ginocchio e caviglia. Il centro di massa del sistema è localizzato all'altezza del sacro. I momenti agenti sulle articolazioni risultano provocati dall'uscita del RG; infatti, la mutua interazione tra gli oscillatori neurali, attraverso i movimenti ritmici, è responsabile della coordinazione flessibile delle gambe. Attraverso questa schematizzazione applicata al complesso sistema muscolo-scheletrico, è possibile valutare la coordinazione cinematica e dinamica intersegmentale alla base di una corretta esecuzione del superamento

dell'ostacolo.

Il sistema muscolo scheletrico è a sua volta collegato retroattivamente ai blocchi superiori attraverso processi di *controllo online* o *feedback sensoriale*: il primo interagisce direttamente con il generatore ritmico neurale modulandone l'attività a livello spinale, mentre l'altro comunica con i centri superiori comportando una modifica della strategia motoria a livello centrale. Infine, seguendo la medesima via del *controllo online*, ma senza la necessità di intervenire sull'azione degli oscillatori neurali, viene eseguito un continuo controllo di mantenimento della postura e dell'equilibrio (PC). Questo blocco è responsabile della stabilità statica della postura, diversamente dal blocco RG che si occupa anche della stabilità dinamica del movimento; coattivando i muscoli antagonisti il PC regola inoltre il numero di effettivi gradi di libertà dell'articolazione corporea a seconda del task da eseguire. La presenza di un solo flusso monodirezionale da informazioni visive a gesto motorio non potrebbe spiegare i continui adattamenti motori che esistono.

Le uscite del modello da noi proposto sono le variabili cinematiche e dinamiche risultanti dall'esecuzione della prova; la variazione di questi parametri è risultata essere un buon predittore dell'esecuzione del task.

L'esecuzione del gesto motorio influenzerà l'ambiente circostante interagendo con esso: ad esempio, una volta completato il superamento della barriera, il soggetto vedrà e di conseguenza percepirà un nuovo "scenario" che modificherà nuovamente tutto il ciclo. Nel nostro caso, l'esecuzione della prova termina una volta superato l'ostacolo; pertanto, abbiamo inserito un blocco di stop all'interno del nostro modello.

Lo scopo di questo modello è di rappresentare i principi di un controllo adattativo del sistema locomotorio in cui i sistemi neurali, muscolo-scheletrico e sensoriali, agiscono cooperativamente per adattarsi immediatamente a cambiamenti dell'ambiente.

5.3 - Interpretazione dei risultati

Alla luce del modello proposto abbiamo interpretato i risultati statistici riportati nel capitolo precedente e abbiamo cercato di validare il modello prima all'interno delle due popolazioni per poi effettuare un controllo incrociato fra i due gruppi.

- **Popolazione NAR: livello FLAT**

Sulla base di questo livello di difficoltà abbiamo interpretato quanto osservato sperimentalmente con il modello: in questa prova l'ostacolo è rappresentato da una banda di spessore trascurabile posizionata tra le due piattaforme di forza, pertanto non costituisce né un vincolo biomeccanico, tale da modificare la strategia motoria, né un input percettivo di particolare rilevanza. Quindi le variabili cinematiche e dinamiche misurate in questo livello, per il gruppo di bambini non a rischio, costituisce la base di normalità in relazione alla quale vengono rapportati tutti gli altri livelli d'esercizio dello stesso gruppo e della popolazione a rischio.

- **Popolazione NAR: livello LOW**

Le variazioni cinematiche e dinamiche riscontrate rispetto al caso precedente sono:

- aumento dell'escursione angolare del ginocchio;
- aumento della massima forza verticale di spinta rilevata sulla prima piattaforma di forza.

Vista l'assenza di un cambiamento nel vincolo fisico imposto in questo livello, trattandosi della medesima altezza della banda che rappresenta l'ostacolo con esclusiva aggiunta di supporti laterali, la spiegazione delle modifiche cinematiche e cinetiche rispetto alla condizione di riferimento va ricercata limitatamente nel blocco percettivo. Infatti, cambiando le caratteristiche strutturali dell'ostacolo, senza modificarne il vincolo biomeccanico, il soggetto tende a percepire l'ambiente circostante in maniera diversa variando la strategia motoria pianificata rispetto al task. Il soggetto aumenta il ROM del ginocchio facendo sì che la

distanza verticale tra il piede e l'ostacolo (*toe clearance*) cresca: questo può essere interpretato come un comportamento che tende ad incrementare il margine di sicurezza del trial riscontrabile anche dal maggiore valore di massima forza riscontrata. Allo stesso modo, queste variazioni possono essere lette alla luce di un atteggiamento volto al risparmio energetico del gesto: sembrerebbe che il soggetto, prevedendo un ulteriore cambiamento nell'ambiente, cerchi di pianificare un aumento costante del dispendio energetico per evitare di eseguire successivamente drastiche modifiche del pattern motorio che, realizzate in maniera tardiva, richiederebbero costi energetici più ingenti.

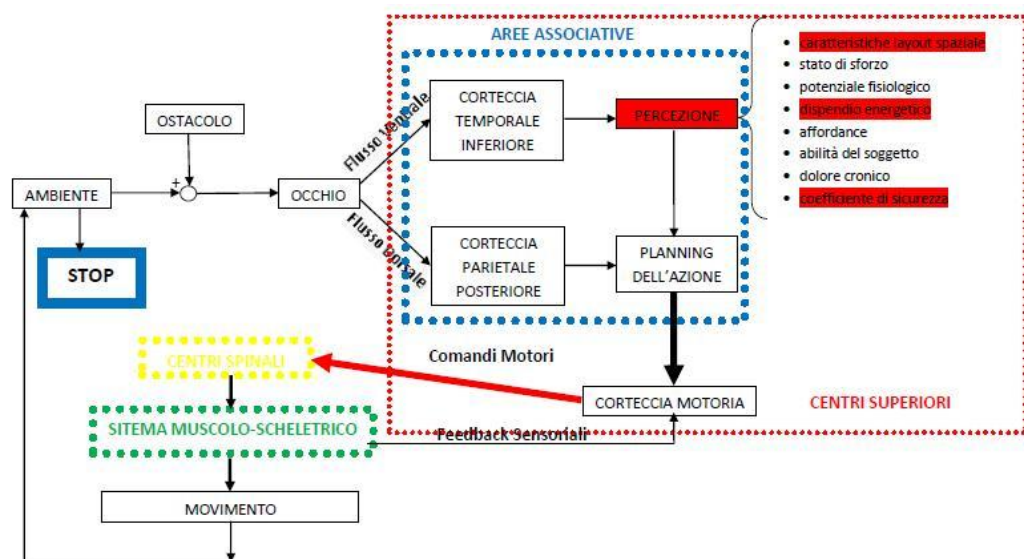


Figura 32: Alterazioni del modello interpretativo cognitivo-motorio per il gruppo NAR nel livello LOW

- **Popolazione NAR: livello HIGH**

Le variazioni cinematiche e dinamiche riscontrate rispetto al caso precedente sono:

- aumento dell'escursione angolare dell'anca rispetto al livello FLAT;
- aumento dell'escursione angolare del ginocchio rispetto al caso FLAT e al caso LOW;
- diminuzione della *toe obstacle* rispetto ad entrambi i livelli precedenti;
- aumento della massima elevazione del marcatore sul malleolo sia rispetto al FLAT che rispetto al LOW.

La principale differenza rispetto ai livelli d'esercizio precedenti è l'effettiva presenza del vincolo biomeccanico, ossia l'ostacolo settato al 10% dell'altezza del soggetto. Questa modifica nel modello è rappresentata dal reale cambiamento delle caratteristiche fisiche della barriera: il soggetto, quindi, risponde al nuovo "scenario" incrementando la *toe clearance* attraverso una maggiore flessione di anca e ginocchio, imprimendo una maggiore forza di spinta e avvicinando il *trailing limb* all'ostacolo. La spiegazione di questa nuova strategia motoria è molteplice: riteniamo che la ragione principale di queste modifiche risieda nella necessità di un maggiore coefficiente di sicurezza per effettuare la prova; il soggetto, quindi, posiziona il *trailing limb* in prossimità dell'ostacolo per garantire un maggiore controllo dell'equilibrio globale durante l'intervallo temporale, più lungo rispetto ai livelli d'esercizio precedenti, in cui il *leading limb* si trova in fase di volo. Inoltre è importante in quest'analisi porre attenzione al valore medio assunto dal parametro di massima elevazione: la sua variazione, rispetto ai due livelli precedenti, è statisticamente significativa, se, inoltre, teniamo conto del metodo con cui questo parametro è stato determinato (ossia sottraendo al massimo valore raggiunto lungo la coordinata y della traiettoria del marker sul malleolo l'altezza dell'ostacolo) è facilmente intuibile come la necessità di garantire elevati margini di sicurezza sia un requisito fondamentale nell'esecuzione di questo task motorio. Il raggiungimento di una *toe clearance* maggiore non può che essere provocato da un'incrementata escursione angolare di anca e ginocchio, intuitivamente esplicabile alla luce della modellizzazione dell'arto inferiore con un *Link Segment Model*. Nonostante non sia stata riscontrata significatività statistica in termini di massima forza verticale in questo livello d'esercizio, questo parametro è relazionato al livello precedente (LOW) in maniera non prevedibile: i valori medi nei due esercizi si discostano poco l'uno dall'altro. Se in assenza di un modello interpretativo questo andamento poteva essere contraddittorio rispetto alle variazioni degli altri parametri, osservando questo risultato all'interno della modellizzazione proposta, possiamo riscontrare coerenza con quanto detto nel caso LOW; l'influenza della percezione di

un'eventuale modifica dell'ambiente circostante, che aveva condotto i soggetti a ripianificare la strategia motoria per garantire un adeguato dispendio energetico, trova riscontro anche a questo livello. La modifica comportamentale introdotta nel caso LOW ha trovato un giusto riscontro predittivo in quest'ultima prova: i soggetti, quindi, percependo e pianificando in maniera corretta la strategia energetica adeguata al superamento dell'ostacolo, la applicano anche a livelli di difficoltà superiore; questo spiega una variazione positiva molto lieve del valore di massima forza verticale riscontrato.

Terminata l'analisi del comportamento motorio della popolazione di soggetti sani per i tre livelli di difficoltà, assumiamo tali andamenti come riferimento per l'analisi dei soggetti a rischio. Prima di effettuare questi confronti, abbiamo ritenuto necessario suddividere ulteriormente il gruppo a rischio in:

1. Soggetti a maggior rischio mentale (8 soggetti)
2. Soggetti a maggior rischio motorio (5 soggetti)
3. Soggetti equamente a rischio (3 soggetti)

Le scale cliniche utilizzate per discriminare i tre gruppi sono state la *Bayley Mental Scale 19 Months* e la *Bayley Motor Scale 19 Months*; la scelta è ricaduta su queste poiché disponevamo delle due valutazioni cliniche effettuate alla stessa età del bambino. I soggetti equamente a rischio a livello cognitivo e motorio hanno mostrato la stessa gravità all'interno delle due scale cliniche.

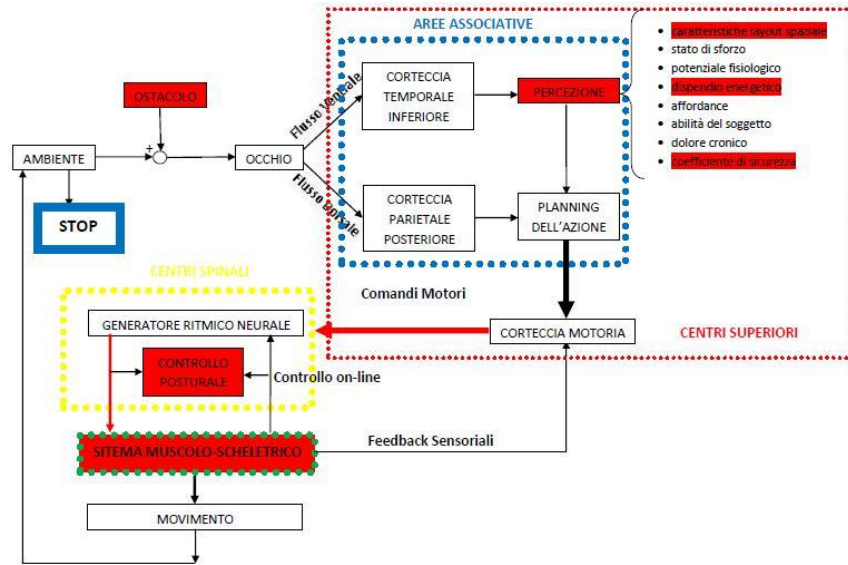


Figura 33: Alterazioni del modello interpretativo cognitivo-motorio per il gruppo NAR nel livello HIGH

- **Popolazione AR: livello FLAT**

Le variazioni cinematiche e dinamiche riscontrate rispetto al caso precedente sono:

- aumento dell'escursione angolare del ginocchio rispetto al caso NAR;
- aumento della *toe obstacle* rispetto alla popolazione NAR.

Nell'analisi del caso FLAT dei soggetti definiti a rischio, il confronto dei risultati avviene esclusivamente rispetto alla condizione di normalità riscontrata, ossia il superamento di un ostacolo in condizioni FLAT da parte di un bambino non a rischio. I valori sopracitati fanno riferimento all'intera classe in esame e non ai singoli sottogruppi identificati; questi, infatti, da un'accurata analisi, mostrano piccole relative differenze comunque pertinenti con il valore medio calcolato.

La maggiore escursione angolare del ginocchio, associata ad un rispettivo aumento del valore di massima elevazione della caviglia, seppur non statisticamente significativo, manifesta una strategia motoria alterata rispetto ad un soggetto non a rischio, presumibilmente pianificata in maniera errata a livello cognitivo. E' possibile osservare come, già ad un livello base di difficoltà, i soggetti

AR pianifichino una strategia motoria anomala. Per quanto concerne la valutazione dei sottogruppi, si sono riscontrati i seguenti valori medi:

	ROM GINOCCHIO [gradi]	TOE OBSTACLE [m]
1: mentale	40.775	0.185
2: motoria	43.764	0.182
3: misto	50.402	0.097
NAR	36.822	0.066

Tabella 21: Valori statisticamente significativi per il livello FLAT in soggetti AR e NAR

Come osservabile dalla tabella 20, il gruppo di bambini maggiormente compromessi a livello motorio (2) ha un valore di ROM di ginocchio che più si discosta dal valore medio dei soggetti sani; pertanto, l'aumento di questa variabile negli AR sarà dovuto principalmente, ma non esclusivamente, al contributo della sottocategoria "motoria". Quindi, la giustificazione di questa alterazione cinematica, nel nostro modello, può essere ricercata principalmente in problematiche relative all'apparato muscolo-scheletrico, o al generatore ritmico neurale o, infine, alla corteccia motoria. A sottolineare la stretta interazione tra i due macrosistemi inclusi nel nostro modello (cognitivo/motorio), risulta rappresentativo il valore medio calcolato sul gruppo (3) notevolmente più elevato rispetto al gruppo (2): riteniamo che questo indice sottolinei come problematiche che interessano le due sfere, cognitiva e motoria, compromettano maggiormente la strategia d'azione del soggetto.

Un aumento statisticamente significativo del valore di *toe obstacle* per il gruppo AR sottolinea l'incapacità di pianificare il superamento dell'ostacolo in maniera corretta; sembrerebbe che questi soggetti presentino alcune difficoltà nella percezione della posizione dell'ostacolo. Valutando questo indice all'interno delle sottocategorie, non sono state riscontrate differenze significative.

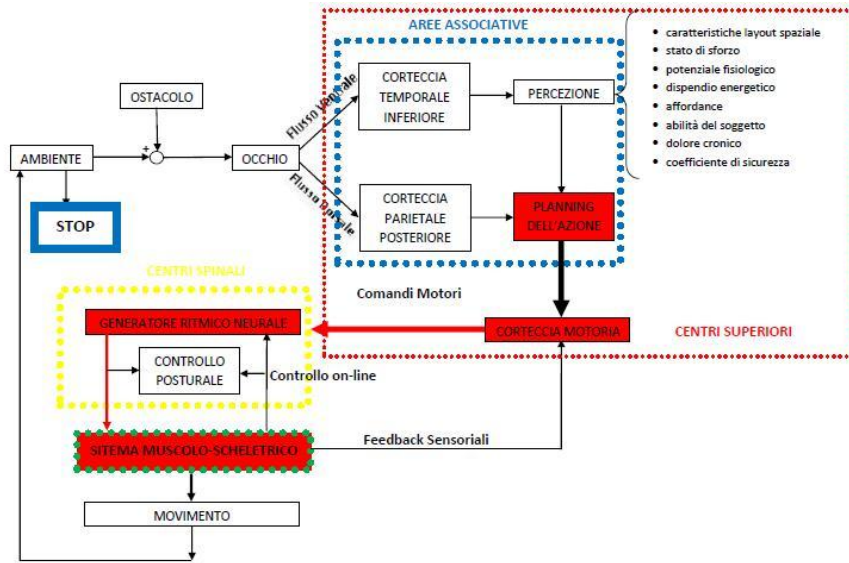


Figura 34: Alterazioni del modello interpretativo cognitivo-motorio per il gruppo AR nel livello FLAT

- **Popolazione AR: livello LOW**

Le variazioni cinematiche e dinamiche riscontrate rispetto al caso precedente sono:

- diminuzione della massima forza verticale di spinta rilevata sulla prima piattaforma dinamometrica rispetto al gruppo NAR;
- diminuzione della *toe obstacle* rispetto al caso FLAT;
- diminuzione del rapporto (massima elevazione FLAT/massima elevazione LOW) nel confronto tra le due popolazioni.

Questo livello del trial presenta differenze statisticamente significative sia in relazione alla medesima difficoltà affrontata dai soggetti sani, sia all'interno della stessa popolazione AR. La prima modifica evidente si ha se confrontata con il caso precedente: i soggetti tendono ad avvicinarsi all'ostacolo nel momento in cui cambia la sua struttura di supporto della barriera ma non la sua altezza. Questa drastica diminuzione non è supportata da nessun'altra variabile, né trova una spiegazione nel nostro modello: pertanto riteniamo che il suo confronto con il caso FLAT non sia significativo a causa dell'ampia deviazione standard associata al valor medio di quest'ultimo.

Spostando l'attenzione sulle differenze statisticamente significative tra le due popolazioni, a parità di livello di ostacolo, la diminuzione della massima forza verticale di spinta, rilevata sulla prima pedana dinamometrica, e la diminuzione della variazione della massima elevazione (Δ max elevazione) trovano riscontro nelle supposizioni effettuate nella stesura del modello.

Una ridotta forza di spinta verticale manifesta l'incapacità dei soggetti a rischio di percepire cambiamenti nell'ambiente circostante, tanto da mantenere un valore quasi costante rispetto al livello FLAT. E' più evidente in questo caso come deficit a livello percettivo influiscano maggiormente sull'esecuzione del task. A riprova di quest'affermazione, analizzando separatamente i sottogruppi, si nota come il gruppo (1) sia quello con il minor valore medio di forza misurata. I valori parziali dei tre gruppi sono riassunti in tabella 21:

	MAX F VERTICALE [N]	Δ MAX ELEVAZIONE [°]
1: mentale	163.828	1.235
2: motoria	185.359	1.024
3: misto	167.012	1.205
NAR	286.736	1.342

Tabella 22: Valori statisticamente significativi per il livello LOW in soggetti AR e NAR

Per quanto riguarda la variazione di massima elevazione, la differenza riscontrata tra i due gruppi, può essere indice di una strategia motoria differente; nello specifico l'escursione tra il valore massimo FLAT e il valore massimo LOW è minore se confrontata con i soggetti sani. Ciò trova riscontro con i valori di forza appena analizzati e pertanto è in accordo con un'eventuale alterazione del blocco *Percezione*. L'analisi delle differenze dello stesso parametro all'interno delle sottocategorie mostra come il gruppo con il valore più lontano dalla fascia di normalità sia il gruppo maggiormente compromesso a livello motorio; questo parametro, a differenza ad esempio del ROM del ginocchio, è stato determinato come rapporto di valori e non come valore medio del livello d'esercizio. Secondo noi, quindi, non è possibile individuare nel nostro modello il mal funzionamento di un solo blocco, ma sembrerebbe rafforzarsi l'ipotesi che si tratti di un problema di interazione di blocchi.

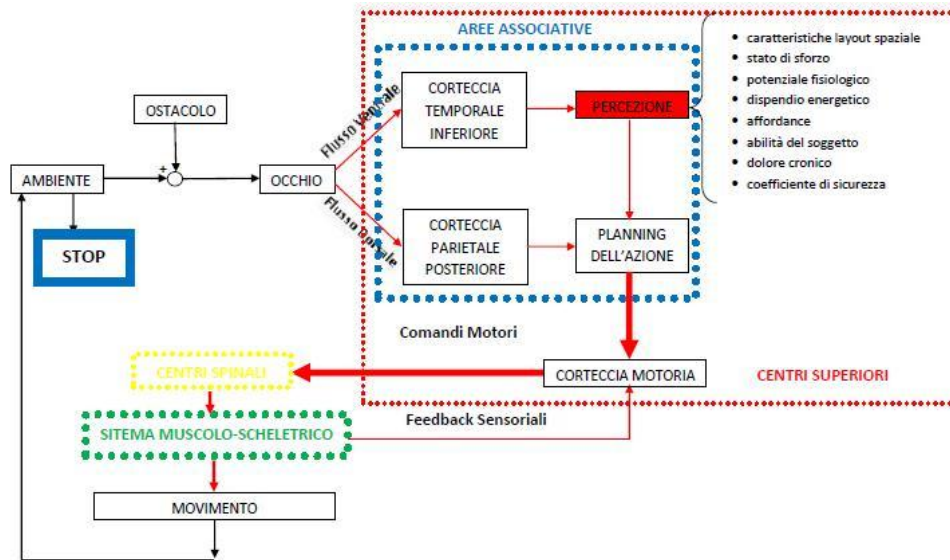


Figura 35: Alterazioni del modello interpretativo cognitivo-motorio per il gruppo AR nel livello LOW

- **Popolazione AR: livello HIGH**

Le variazioni cinematiche e dinamiche riscontrate rispetto al caso precedente sono:

- aumento dell'escursione angolare dell'anca rispetto al livello FLAT;
- aumento dell'escursione angolare del ginocchio rispetto al caso FLAT e al caso LOW;
- aumento della *toe obstacle* rispetto al gruppo NAR;
- aumento della massima elevazione del marcatore sul malleolo sia rispetto al FLAT che rispetto al LOW.
- aumento dell'escursione mediolaterale del centro di pressione rispetto alla popolazione NAR.

È possibile suddividere i parametri statisticamente significativi riportati in due categorie: l'aumento del ROM delle articolazioni di anca e ginocchio è supportato da una variazione in altezza della massima elevazione del malleolo, la crescita correlata di questi parametri rispecchia la presenza di un ostacolo più alto. Questa strategia motoria sembrerebbe biomeccanicamente coerente con il comportamento dei soggetti sani, ma in realtà i loro valori si discostano dalla normalità. Osservando questi risultati nel modello, è possibile identificare

problematiche nella pianificazione motoria alla base di queste alterazioni della strategia.

Analizzando la variazione dei parametri cinematici e cinetici rispetto al gruppo NAR, in questo livello d'esercizio, si è visto come le variabili che si discostano in maniera statisticamente significativa sono: la *toe obstacle distance* e l'escursione mediolaterale del COP. Come già detto nei precedenti capitoli, queste due grandezze sono strettamente legate al concetto di mantenimento dell'equilibrio durante l'esecuzione della prova; un allontanamento del *trailing limb* dalla barriera (aumento della *toe obstacle*) comporta una distanza maggiore dal *leading limb* una volta che questo atterra oltre l'ostacolo, pertanto la stabilità diminuisce all'aumentare di questa lunghezza. Se la stabilità diminuisce l'escursione mediolaterale del Centro di Pressione aumenterà di conseguenza: quindi le modifiche registrate dei parametri risultano coerenti tra loro. Osservando i valori dei sottogruppi, si evidenzia come la categoria con un valore medio più lontano dalla normalità sia la (1) per quanto riguarda la *toe obstacle distance*:

	TOE OBSTACLE [m]	COP ML EXCURSION [m]
1: mentale	0.143	0.143
2: motoria	0.098	0.146
3: misto	0.122	0.145
NAR	0.038	0.105

Tabella 23: Valori statisticamente significativi per il livello HIGH in soggetti AR e NAR

Alla luce di quest'analisi, il modello ci permette di comprendere come i soggetti AR modifichino la strategia motoria in modo da assicurare il raggiungimento del task (oltrepassare l'ostacolo); per contro, gli stessi non attuano cambiamenti significativi al fine di garantire un coefficiente di sicurezza ed un adeguato equilibrio che il vincolo biomeccanico dovrebbe imporre. Supponiamo, quindi, che il blocco maggiormente implicato in questa alterazione sia quello percettivo.

Lo stesso confronto tra i sottogruppi è stato effettuato anche per il parametro di escursione mediolaterale del COP (vedi tabella 22) senza però evidenziare particolari diversità, probabilmente a causa della ridotta numerosità del campione.

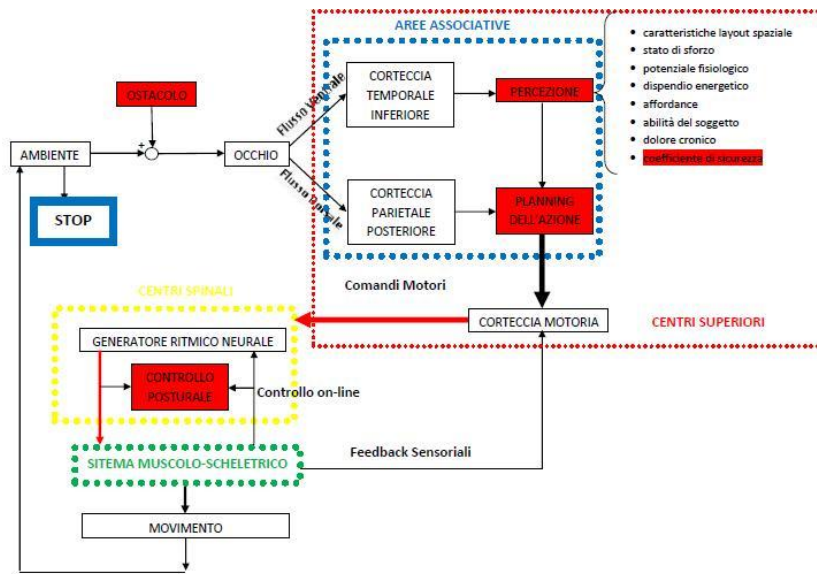


Figura 36: Alterazioni del modello interpretativo cognitivo-motorio per il gruppo AR nel livello HIGH

CAPITOLO 6 - Conclusioni

Questo studio si pone come un'analisi quantitativa dell'esecuzione del task motorio del superamento dell'ostacolo nel confronto tra bambini a rischio e non a rischio. Il superamento dell'ostacolo prevede l'analisi della sfera cognitiva e motoria ed è stato studiato, in precedenza, soltanto nel caso di soggetti sani nel tentativo di determinare la fascia di normalità del gesto.

Nel corso del lavoro di tesi, ci si è posti come obiettivo principale quello di evidenziare, sulle due popolazioni distinte di bambini di età compresa tra i 3 e gli 8 anni, come varino le performance di esecuzione del task all'aumentare del livello di difficoltà della prova, attraverso l'utilizzo di metodi e strumenti ingegneristici. Inoltre si voleva verificare come, all'interno dello stesso livello d'esercizio, si differenziassero gli atteggiamenti motori dei due gruppi oggetto del nostro studio. Per comprendere meglio i fenomeni in gioco si è pensato di effettuare un'interpretazione delle situazioni attraverso un modello, da noi ipotizzato sulla base delle conoscenze acquisite attraverso la revisione dello stato dell'arte, che integrasse il sistema motorio e quello cognitivo, evidenziando, in tal modo, la possibile origine delle alterazioni riscontrate.

Il lavoro è iniziato con la definizione di un protocollo di analisi del task: la prima prova è consistita nel superamento di una banda di spessore trascurabile posta a terra (FLAT); il livello successivo prevedeva il medesimo task utilizzando la medesima banda posta alla stessa altezza del caso precedente connessa a due supporti laterali (LOW), ed infine un ultimo trial con la banda innalzata al 10% dell'altezza del soggetto (HIGH). Ciascun partecipante è stato sottoposto rispettivamente a tre prove di livello FLAT, LOW e HIGH per l'arto destro e tre prove di livello FLAT, LOW e HIGH per l'arto sinistro. Non sempre si è riusciti a mantenere questa divisione in tutti i soggetti: soprattutto nell'analisi del gruppo dei soggetti a rischio e, coerentemente con le difficoltà riscontrate nella valutazione di una popolazione così giovane, alcuni partecipanti hanno eseguito il test soprattutto con uno dei due arti. I movimenti acquisiti attraverso un sistema di analisi optoelettronico (Smart E, BTS, Italy) sono stati valutati tramite la realizzazione di

protocolli di analisi del movimento che hanno permesso il calcolo dei parametri significativi. In particolare sono state analizzate le seguenti variabili cinematiche e cinetiche: ROM dell'anca, ROM ginocchio, massima angolazione della spalla, massima forza verticale, massima forza orizzontale, forza di primo contatto sulla piattaforma 1, forza di primo contatto sulla piattaforma 2, velocità di trial, velocità di superamento dell'ostacolo, *Obstacle Step*, % primo singolo appoggio, % doppio appoggio, % secondo singolo appoggio, *Step width* prima dell'ostacolo, *Step width* dopo l'ostacolo, *Step length*, massima elevazione, *Toe Obstacle Distance*, *Obstacle Heel Distance*, distanza COP/COM nelle condizioni di primo singolo appoggio, doppio appoggio e secondo singolo appoggio (AP e ML) ed escursione mediolaterale del COP. Di ciascun parametro sono stati calcolati i valori di media e di deviazione standard all'interno dell'intero campione analizzato; i parametri il cui coefficiente di variazione è risultato accettabile sono stati analizzati attraverso l'uso di test statistici per effettuare un confronto tra le variabili più significative.

I risultati dei test mostrano un'alterazione delle variabili, inter – gruppo e intra – gruppo, giustificabile attraverso una modifica della strategia motoria utilizzata. Alla luce di queste considerazioni e non trovando in letteratura un modello che interpretasse appieno questi comportamenti, il nostro lavoro di tesi è proseguito con la stesura di un modello interpretativo ad hoc per questo task. Nel capitolo precedente le variabili statisticamente significative sono state interpretate tramite il modello ipotizzato per poter spiegare gli atteggiamenti motori riscontrati. Sono state osservate tutte le sei condizioni attraverso un modello d'interazione cognitivo–motoria, cercando di identificare la fonte delle alterazioni dei parametri cinematici e cinetici riscontrati rispetto alla condizione FLAT del gruppo NAR, fissata come normalità.

Sulla base del modello sono state identificate le strategie motorie dei due gruppi di riferimento all'aumentare della difficoltà della prova, così da poter valutare lo scostamento del comportamento dei soggetti AR rispetto ai NAR.

- Gruppo NAR

La strategia motoria attuata dalla popolazione definita sana si differenzia all'aumentare della difficoltà proposta dal task: già nel livello LOW i soggetti assumono un comportamento biomeccanicamente diverso nonostante l'assenza di un cambiamento in altezza del vincolo fisico. Questo atteggiamento è stato interpretato alla luce di un cambiamento percettivo teso alla definizione di un nuovo assetto muscolo-scheletrico per garantire un minor dispendio energetico nella previsione di una variazione futura dell'altezza del vincolo imposto. Nel caso HIGH, inoltre, si evidenzia anche una modifica delle variabili legate all'equilibrio per garantire al soggetto un maggior coefficiente di sicurezza.

- Gruppo AR

Nell'analisi di questa popolazione è stato necessario effettuare un'ulteriore suddivisione interna in sottocategorie definite sulla base delle scale cliniche *Bayley Motor* e *Mental* per identificare quali fossero i soggetti a maggior rischio motorio e quali a maggior rischio mentale. Abbiamo, quindi, verificato che queste suddivisioni trovassero corrispondenza con la variazione numerica dei parametri in esame potendo così interpretare queste strategie secondo il nostro modello.

6.1 - Sviluppi futuri

La conclusione di questo studio ci ha permesso di comprendere l'importanza di una valutazione quantitativa di task motori che prevedono una forte influenza della sfera cognitiva e di quanto questa valutazione debba essere ulteriormente approfondita in termini di ricerca. Gli studi riportati sul superamento dell'ostacolo non prevedevano, ad oggi, se non in misura minima, un'interpretazione dei risultati considerando l'aspetto percettivo; il nostro modo di procedere, invece, ha adottato l'approccio utilizzato nell'analisi delle prove di *reaching* in cui le connessioni cognitivo-motorie sono alla base dell'interpretazione dei risultati.

Il nostro studio si è concentrato sulla valutazione delle variabili associate al movimento del *leading limb*; riteniamo che un'analisi più approfondita debba vertere anche sull'atteggiamento dell'altro contro laterale, così da poter avere un quadro ancora più completo della strategia motoria.

La scelta dei parametri da valutare è legata al protocollo di posizionamento dei marker utilizzato. Il modello a sei segmenti, scelto in questo studio, non permette l'analisi dell'articolazione della caviglia a causa dell'assenza di un marcatore sul quinto metatarso: questa decisione è stata dettata dall'intenzione di valutare una strategia motoria d'insieme del superamento dell'ostacolo. Un'eventuale aggiunta di questo marker può risultare molto utile per la valutazione del gesto anche in termini di potenza, così come l'aggiunta di markers sul capo potrebbe fornire ulteriori informazioni sulla direzione dello sguardo, in modo da identificare, con una precisione maggiore di quanto una registrazione video possa fornire, la focalizzazione visiva del soggetto durante l'esecuzione del task.

La maggior parte degli studi effettuati sul superamento dell'ostacolo ha previsto l'inserimento del task all'interno di una *gait analysis* per poter, così, compararne i risultati. Uno sviluppo futuro di questo studio potrebbe prevedere anche l'analisi degli step precedenti la barriera.

L'integrazione di una ricerca di questo tipo con un'analisi elettromiografica permetterebbe di investigare ancora più a fondo le interazioni muscolari garantendo un controllo *real time* dei timing di attivazione muscolare, ed evidenziando così eventuali strategie compensatorie nel movimento dell'arto.

Potrebbe, inoltre, essere importante ricercare l'effetto che l'emotività dei soggetti può avere sulla performance finale; parametri sull'emotività quali la sudorazione, la frequenza cardiaca o respiratoria e l'impedenza cutanea potrebbero fornire, in questo senso, un interessante strumento interpretativo nella comprensione della variabilità di comportamenti osservati in studi di questo tipo.

La discriminazione tra i gruppi oggetto dello studio è stata effettuata sulla base di scale cliniche qualitative in nostro possesso, provenienti da precedenti osservazioni mediche effettuate sui bambini dal momento della nascita all'interno della struttura dell' IBR di Staten Island – NY. La difficoltà riscontrata nella comprensione del funzionamento di queste scale è data dall'assenza di soglie o di range di normalità definiti, che permettano una interpretazione universale di questi indici. Crediamo sarebbe d'aiuto o uniformare l'utilizzo delle scale, definendo dei valori di soglia, o creare due indici globali, uno motorio e uno cognitivo, che rappresentino adeguatamente la condizione complessiva del soggetto, così da standardizzare l'integrazione dei due metodi di investigazione, cognitivo e cinematico – dinamico.

Bibliografia

1. **Abrams RA., Landgraf JZ., Differential use of distance and location information for spatial localization**, *Perception & Psychophysics*, 1990, 47: pp. 349-359.
2. **Adolph K., Psychophysical assessment of toddlers ability to cope with slopes**, *Journal of experimental psychology*, 1995, 21: pp. 734 – 750.
3. **Adolph KE., Eppler MA., Gibson EJ., Crawling versus walking infants' perception of affordances for locomotion over sloping surfaces**, *Child Development*, 1993, 64: pp. 1158-1174.
4. **Armand M., Huissoon JP., Patla AE., Stepping over obstacles during locomotion: insights from multiobjective optimization on set of input parameters**, *Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1998, 6: pp. 43-52.
5. **Austin GP., Garrett GE., Bohannon RW., Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion**, *Gait and Posture*, 1999, 10: pp. 109–120.
6. **Barsalou LW., Grounded Cognition**, *Annual Review Psychology*, 2008, 59: pp. 617–645.
7. **Bhalla M., Proffitt DR., Visual-Motor Recalibration in Geographical Slant Perception**, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1999, 25: pp. 1076-1096.
8. **Brenner E., Smeets JBJ., Different Frames of Reference for Position and Motion**, *Naturwissenschaften*, 1994, 81: pp. 30-32.
9. **Bridgeman B., Lewis S., Heit G., Nagle M., Relation between cognitive and motor-oriented systems of visual position perception**, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1979, 5: pp. 692 – 700.
10. **Bridgeman B., Peery S., Interaction of cognitive and sensorimotor maps of visual space**, *Perception and Psychophysics*, 1997, 59: pp. 456 – 469.
11. **Bridgeman B., V. Huemer., A Spatially Oriented Decision Does Not Induce Consciousness in a Motor Task**, *Consciousness and cognition*, 1998, 7: pp. 454–464.

12. Cappozzo A., Della Croce U., Leardini A., Chiari L., **Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background**, *Gait and Posture*, 2005, 21: pp. 186 – 196.
13. Cappozzo A., Della Croce U., Leardini A., Chiari L., **Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors**, *Gait and Posture*, 2005, 21: pp. 197 – 211.
14. Cappozzo A., Della Croce U., Leardini A., Chiari L., **Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3: soft tissue artifact assessment and compensation**, *Gait and Posture*, 2005, 21: pp. 212 – 225.
15. Cesari P., Formenti F., Olivato P., **A common perceptual parameter for stair climbing for children, young and old adults**, *Human Movement Science*, 2003, 22: pp. 111 – 124.
16. Chen HC., Ashton-Miller JA., Alexander NB., Schultz AB., **Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young and old adults**, *Journal of Gerontology*, 1991, 46: pp. 196-203.
17. Chou L., Draganich LF., **Placing the trailing foot closer to an obstacle reduces flexion of the hip, knee, and ankle to increase the risk of tripping**, *Journal of Biomechanics*, 1998, 31: pp. 685 – 691.
18. Chou L., Kaufman KR., Brey RH., Draganich LF., **Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights**, *Gait and Posture*, 2001, 13: pp. 17–26.
19. Chou LS., Draganich LF., Song SM., **Minimum energy trajectories of the swing ankle when stepping over obstacles of different heights**, *Journal of Biomechanics*, 1997, 30: pp. 115-20.
20. Coren S., **An efferent component in the visual perception of direction and extent**, *Psychological Review*, 1986, 93: pp. 391-410.
21. Decety J., Grèzes J., **Neural mechanisms subserving the perception of human actions**, *Trends In Cognitive Sciences*, 1999, 3: pp. 172 – 178.

22. Drew T., Andujar JE, Lajoie K, Yakovenko S., **Cortical mechanisms involved in visuomotor coordination during precision walking**, *Brain Research Reviews*, 2008, 57: pp. 199-211.
23. Drew T., Jiang W., Kably B., Lavoie S., **Role of the motor cortex in the control of visually triggered gait modifications**, *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 1996, 74: pp. 426-442.
24. Fajen BR., **Perceiving possibilities for action: on the necessity of calibration and perceptual learning for the visual guidance of action**, *Perception*, 2005, 34: pp. 717-740.
25. Friel KM., Drew T., Martin JH., **Differential Activity-Dependent Development of Corticospinal Control of Movement and Final Limb Position During Visually Guided Locomotion**, *Journal of Neurophysiology*, 2007, 97: pp. 3396–3406.
26. Georgopoulos AP., Grillner S., **Visuomotor coordination in reaching and locomotion**, *Science*, 1989, 245: pp. 1209 – 1210.
27. Gibson EJ., **Exploratory behavior in the development of perceiving, acting, and the acquiring of knowledge**, *Annual Review of Psychology*, 1988, 39: pp. 1-41.
28. Gibson JJ., **Visually controlled locomotion and visual orientation in animals**, *British Journal of Psychology* 1958, 49: pp. 182 – 194.
29. Gibson JJ., Gibson EJ., **Perceptual learning: differentiation or enrichment?**, *Psychological Review*, 1955, 62: pp. 32-41.
30. Glover S., Dixon P., **Motor adaptation to an optical illusion**, *Experimental Brain Research*, 2001, 137: pp. 254 – 258.
31. Glover SR., Dixon P., **Dynamic illusion effects in a reaching task: evidence for separate visual representations in the planning and control of reaching**, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 2001, 27: pp. 560-572.
32. Goodale MA, Westwood DA., **An evolving view of duplex vision: separate but interacting cortical pathways for perception and action**, *Current Opinion in Neurobiology*, 2004, 14: pp. 203–211.

33. Goodale MA., Milner AD., **Separate visual pathways for perception and action**, *Trends in Neuroscience*, 1992, 15: pp. 20 – 26.
34. Hill SW., Patla AE., Ishac MG., Adkin AL., Supan TJ., Barth DG., **Altered kinetic strategy for the control of swing limb elevation over obstacles in unilateral below-knee amputee gait**, *Journal of Biomechanics*, 1999, 32: pp. 545-549.
35. Hill SW., Patla AE., Ishac MG., Adkin AL., Supan TJ., Barth DG., **Kinematic patterns of participants with a below-knee prosthesis stepping over obstacles of various heights during locomotion**, *Gait and Posture*, 1997, 6: pp. 186 – 192.
36. Ijspeert AJ., **Central pattern generators for locomotion control in animals and robots: A review**, *Neural Networks*, 2998, 21: pp. 642–653.
37. Jordan MI., Wolpert DM., **Computational motor control**, *The cognitive neuroscience*, 1999.
38. Kingsnorth S., Schmuckler MA., **Walking skill versus walking experience as a predictor of barrier crossing in toddlers**, *Infant Behavior & Development*, 2000, 23: pp. 331 – 350.
39. Knoblich G., Flach R., **Predicting the effects of actions: interactions of perception and action**, *Psychological Science*, 2001, 12: pp. 467 – 472.
40. Konczak J., Meeuwsen HJ., Cress ME., **Changing affordances in stair climbing: the perception of maximum climbability in young and older adults**, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1992, 18: pp. 691-697.
41. Laurent M, Thomson J. A., **Anticipation and control in visually-guided locomotion**, *International Journal of Sport Psychology*, 1991, 22: pp. 251-270.
42. Laurent M., Thomson JA., **The role of visual information in control of a constrained locomotor task**, *Journal of Motor Behavior*, 1988, 20: pp. 17-37.
43. Leonard M., Jiang S., King Y., Steinbach S., Paasche J., **The impact of visual exploration on judgments of whether a gap is crossable**, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1999, 25: pp. 287 – 295.

44. Loomis JM., DaSilva JA., Fujita N., Fukusima S., **Visual space perception and visually directed action**, *Journal of experimental psychology: Human perception and performance*, 1992, 18: pp. 906 – 921.
45. Mack A., Heuer F., Villardi K., Chambers D., **The dissociation of position and extent in Müller-Lyer figures**, *Perception & Psychophysics*, 1985, 37: pp. 335 – 344.
46. Mark LS, Vogele D., **A biodynamic basis for perceived categories of action: a study of sitting and stair climbing**, *Journal of Motor Behavior*, 1987, 19: pp. 367-384.
47. McFadyen BJ., Magnan GA., Boucher JP., **Anticipatory locomotor adjustments for avoiding visible, fixed obstacles of varying proximity**, *Human Movement Science*, 1993, 12: pp. 259-272.
48. Meeuwssen HJ., **Variables affecting perceptual boundaries in bipedal stair climbing**, *Perceptual and Motor Skills*, 1991, 72: pp. 539-543.
49. Michel J., van Hedel HJA., Dietz V., **Obstacle stepping involves spinal anticipatory activity associated with quadrupedal limb coordination**, *European Journal of Neuroscience*, 2008, 27: pp. 1867 – 1875.
50. Mochon S., McMahon TA., **Ballistic walking**, *Journal of biomechanics*, 1980, 13: pp. 49 – 57.
51. Mohagheghi A., Moraes R., Patla AE., **The effects of distant and on-line visual information on the control of approach phase and step over an obstacle during locomotion**, *Experimental Brain Research*, 2004, 155: pp. 459–468.
52. Norman JF., Todd JT., Perotti VJ., Tittle A., **The visual perception of three-dimensional length**, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* 1996, 22: pp. 173-186.
53. Patla AE., **How is human gait controlled by vision?**, *Ecological Psychology*, 1998, 10: pp. 287 – 302.
54. Patla AE., **Understanding the roles of vision in the control of human locomotion**, *Gait & Posture*, 1997, 5: 54-69.

55. Patla AE., Adkin A., Martin C., Holden R., Prentice S., **Characteristics of voluntary visual sampling of the environment for safe locomotion over different terrains**, *Experimental Brain Research*, 1996, 112: 513-22.
56. Patla AE., Goodale MA., **Obstacle avoidance during locomotion is unaffected in a patient with visual form agnosia**, *Neuroreport*, 1996, 20: pp. 165-168.
57. Patla AE., Niechwiej E., Racco V., Goodale MA., **Understanding the contribution of binocular vision to the control of adaptive locomotion**, *Experimental Brain Research*, 2002, 142: pp. 551 – 561.
58. Patla AE., Prentice SD., **The role of active forces and intersegmental dynamics in the control of limb trajectory over obstacles during locomotion in humans**, *Experimental Brain Research*, 1995, 106: pp. 499-504.
59. Patla AE., Prentice SD., Gobbi LT., **Changes in Sensory Motor Behavior in Aging. Visual control of obstacle avoidance during locomotion: Strategies in young children, young and older adults**, *Advances in Psychology*, 1996, 114: pp. 257-277.
60. Patla AE., Prentice SD., Robinson C., Neufeld J., **Visual control of locomotion: strategies for changing direction and for going over obstacles**, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1991, 17: pp. 603-634.
61. Patla AE., Rietdyka S, Martina C., Prentice S., **Locomotor Patterns of the Leading and the Trailing Limbs as Solid and Fragile Obstacles are Stepped over: Some Insights into the Role of Vision During Locomotion**, *Journal of Motor Behavior*, 1996, 28: pp. 35 – 47.
62. Patla AE., Rietdyka S., **Visual control of limb trajectory over obstacles during locomotion: effect of obstacle height and width**, *Gait & Posture*, 1993, 1: pp. 45 – 60.
63. Patla AE., Vickers JN., **Where and when do we look as we approach and step over an obstacle in the travel path?**, *Neuroreport*, 1997, 17: pp. 3661 – 3665.
64. Post R B, Leibowitz H W., **A revised analysis of the role of efference in motion perception**, *Perception*, 1985, 14: pp. 631–643.

65. Post RB, Welch RB., **Is there dissociation of perceptual and motor responses to figural illusions?**, *Perception*, 1996, 25: pp. 569-581.
66. Proffitt DR., **An action-specific approach to spatial perception**, *Embodiment, Ego-space and Action*, 1, 2008: pp. 177 – 200.
67. Proffitt DR., **Embodied perception and the economy of action**, *Perspectives on psychological science*, 2006, 1: pp. 110 – 122.
68. Proffitt DR., Bhalla M., Gossweiler R., Midgett J., **Perceiving geographical slant**, *Psychonomic Bulletin & Review*, 1995, 2: pp. 409-428.
69. Proffitt DR., Stefanucci J., Banton T., Epstein W., **The role of effort in perceiving distance**, *Psychological Science*, 2003, 14: pp. 106 – 112.
70. Reed ES., **An outline of a theory of action systems**, *Journal of Motor Behavior*, 1982, 14: pp. 98-134.
71. Rieser J., Pick HL., Ashmead DH., Garing AE., **Calibration of human locomotion and models of perceptual-motor organization**, *Journal of experimental psychology: Human perception and performance*, 1995, 21: pp. 480 – 497.
72. Rietdyk S., Rhea CK., **Control of adaptive locomotion: effect of visual obstruction and visual cues in the environment**, *Experimental Brain Research*, 2006, 169: pp. 272 – 278.
73. Rosenbaum DA., **Perception and Extrapolation of Velocity and Acceleration**, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1975, 1: pp. 395-403.
74. Rossetti Y., **Implicit Short-Lived Motor Representations of Space in Brain Damaged and Healthy Subjects**, *Consciousness and cognition*, 1998, 7: pp. 520 – 558.
75. Said C.M., Goldie A., Patla A.E., Culham E., Sparrow W.A., Morris M. E., **Balance during obstacle crossing following stroke**, *Gait and Posture*, 2008, 27: pp. 23 – 30.
76. Schmuckler MA., **Development of visually guided locomotion: barrier crossing by toddlers**, *Ecological Psychology*, 1996, 8: pp. 209 – 236.
77. Schneider GE., **Two visual systems**, *Science*, 1969, 163: pp. 895-902.

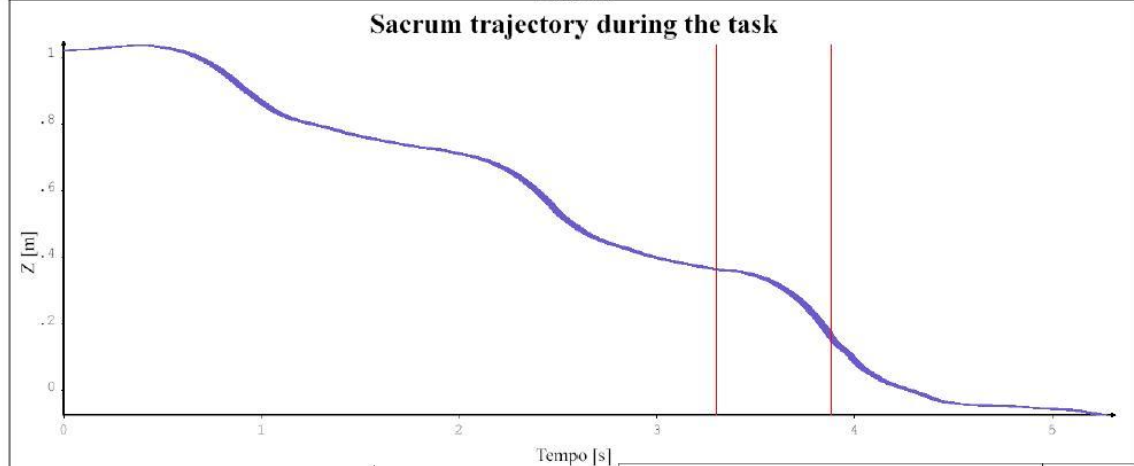
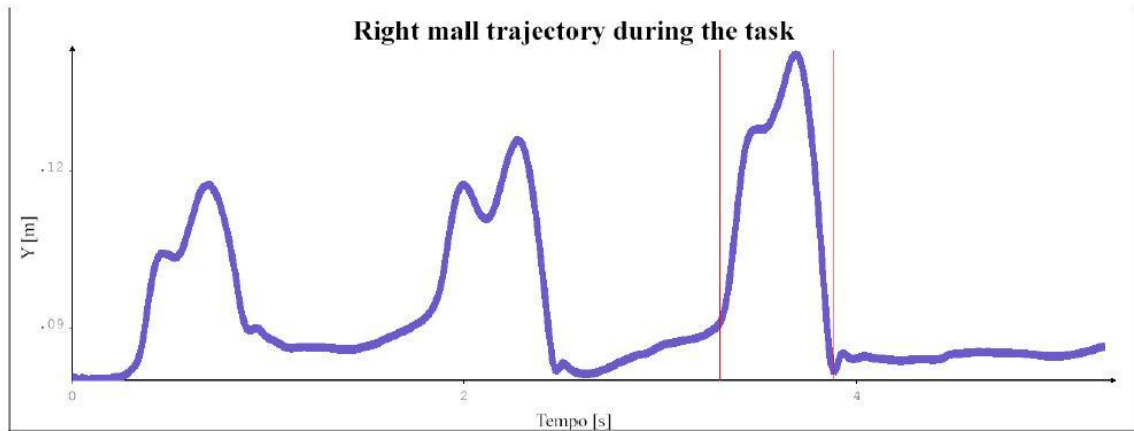
78. Schrodts LA., Mercer VS., Giuliani CA., Hartman M., **Characteristics of stepping over an obstacle in community dwelling older adults under dual-task conditions**, *Gait and Posture*, 2004, 19: pp. 279 – 287.
79. Smeets JBJ., Brenner E., **Perception and action are based on the same visual information: Distinction between position and velocity**, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1995, 21: pp. 19 – 31.
80. Snapp-childs W., Bingha GP., **The affordance of barrier crossing on young children exhibits dynamic, not geometric, similarity**, *Experimental Brain Research* 2009, 198: pp. 527 – 533.
81. Stelmach GE., Kelso JA., Wallace SA., **Preselection in short-term motor memory**, *Journal of Experimental Psychology: Human Learning and Memory*, 1975, 1: pp. 745-755.
82. Sutherland DH., Olshen R., Cooper L., Woo SL., **The Development of Mature Gait**, *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, 1980, 62: pp. 336 – 353.
83. Taga G., **A model of the neuro-musculo-skeletal system for anticipatory adjustment of human locomotion during obstacle avoidance**, *Biological Cybernetics*, 1998, 78: 9 – 17.
84. Taga G., **A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion. I. Emergence of basic gait**, *Biological Cybernetics*, 1995, 73: 97-111.
85. Taga G., **A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion. II Real-time adaptability under various constraints**, *Biological Cybernetics*, 1995, 73: 113-121.
86. Taga G., Yamaguehi Y., Shimizu H., **Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment**, *Biological Cybernetics*, 1995, 65: pp. 147-159.
87. van der Wel R., Fleckenstein RM., Jax SA., Rosenbaum DA., **Hand Path Priming in Manual Obstacle Avoidance: Evidence for Abstract Spatiotemporal Forms in Human Motor Control**, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 2007, 33: pp. 1117–1126.

88. Patla AE., Robinson C., Samways M., Armstrong CJ., **Visual Control of Step Length During Overground Locomotion: Task-Specific Modulation of the Locomotor Synergy**, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1989, 15: pp. 603-617.
89. Warren WH., **Complex Movement Behaviour - 'The' Motor-action controversy. Chapter 14 Action Modes and Laws of Control for the Visual Guidance Of Action**, *Advances in Psychology*, 1988, 50: pp. 339-379.
90. Warren WH., **Perceiving Affordances: Visual Guidance of Stair Climbing**, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1984, 10: pp. 683-703.
91. Warren WH., Whang S., **Visual Guidance of Walking Through Apertures: Body-Scaled Information for Affordances**, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1987, 13: pp. 371-383.
92. Winter DA., **Foot Trajectory in Human Gait: A Precise and Multifactorial Motor Control Task**, *Physical Therapy*, 1992, 72: 45 – 53.
93. Witt J. K., Proffitt D. R., **Action-Specific Influences on Distance Perception: A Role for Motor Simulation**, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 2008, 34: 1479 – 1492.
94. Witt JK., Proffitt DR., Epstein W., **Perceiving distance: A role of effort and intent**, *Perception*, 2004, 33: 577 – 590.
95. Zwart R., Ledebt A., Fong BF., de Vries H., Savelsbergh GJP., **The affordance of gap crossing in toddlers**, *Infant Behavior & Development*, 2005, 28: pp. 145–154.

Appendice A

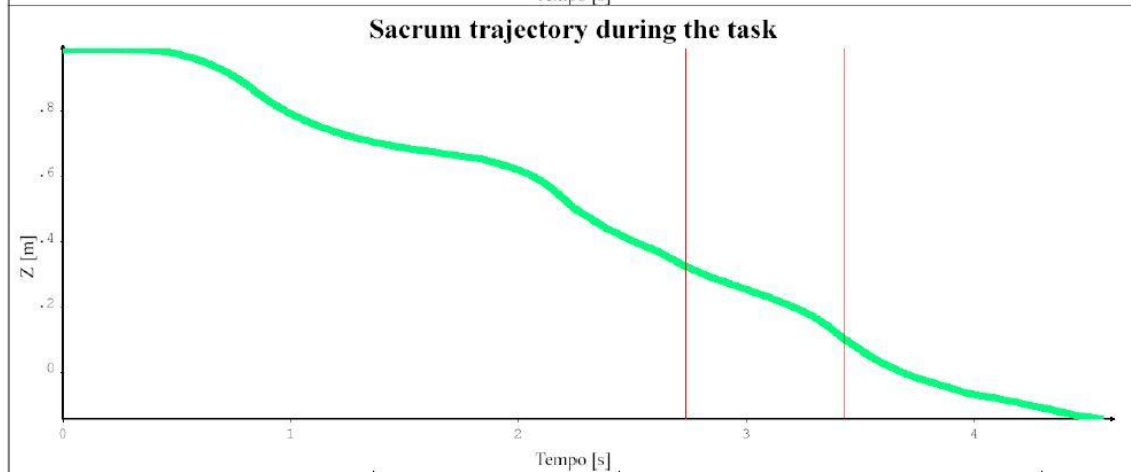
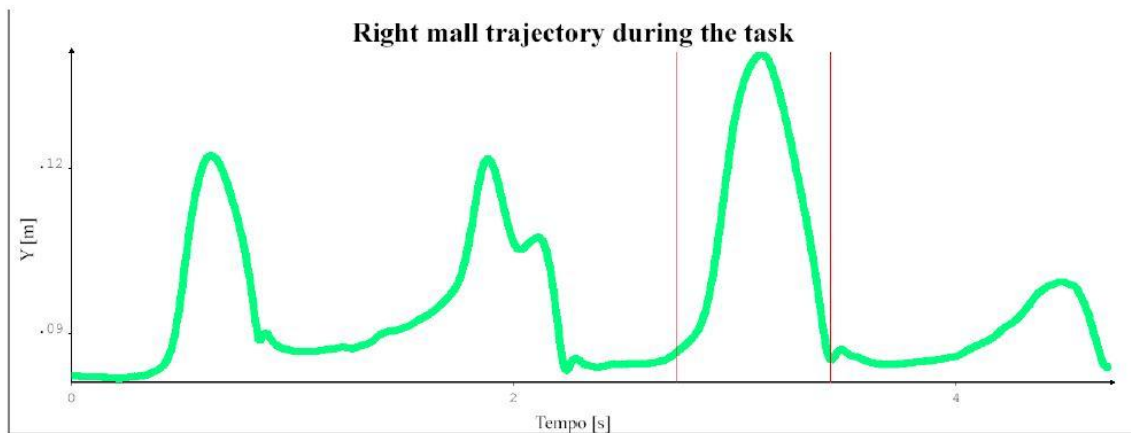
In questa sezione riportiamo un esempio report sviluppato con il software Smart Analyzer Bts, Italy. I dati provenienti dalla stesura di questo referto per ogni soggetto sono stati successivamente oggetto delle analisi statistiche effettuate.

FLAT



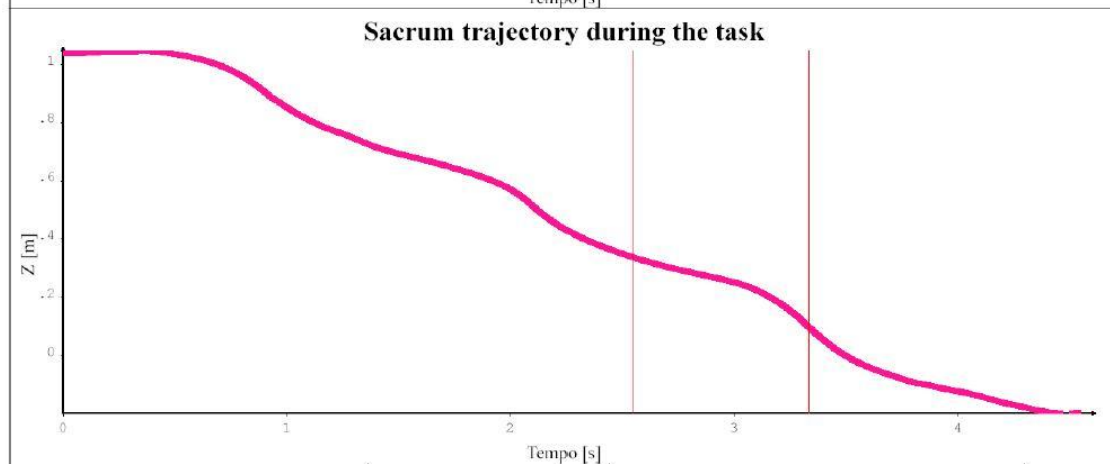
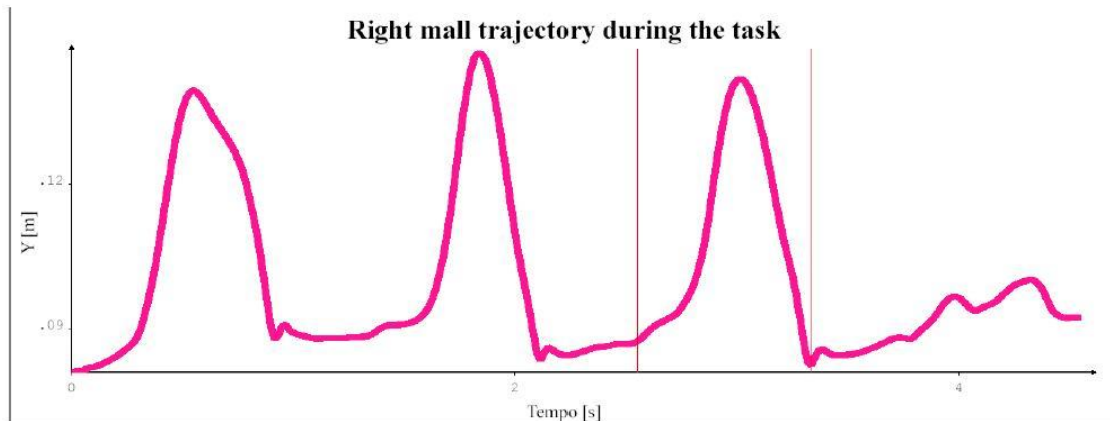
maxELEVAZIONE [m]	0.142	VelocitàTrial [m/s]	0.207
ObstacleSTEP [s]	0.583		
ROMhip [gradi]	27.895	VelocitàSuperamentoOstacolo [m/s]	0.34
MAX Angolazione Spalla [gradi]	4.172		
ML COP excursion [m]	0.098	TOE OBSTACLE [m]	0.274
ROM Ginocchio [gradi]	33.851		
StepWidthPrima [m]	-.192	OBSTACLE HEEL[m]	0.13
StepWidthDopo [m]	-.218		
Step Lenght (m)	0.396		
Forza1primoContatto [N]	146.591		
Forza2primoContatto [N]	200.252		
MAXhorizontal [N]	-4.342		
MAXVvertical [N]	266.477		

FLAT

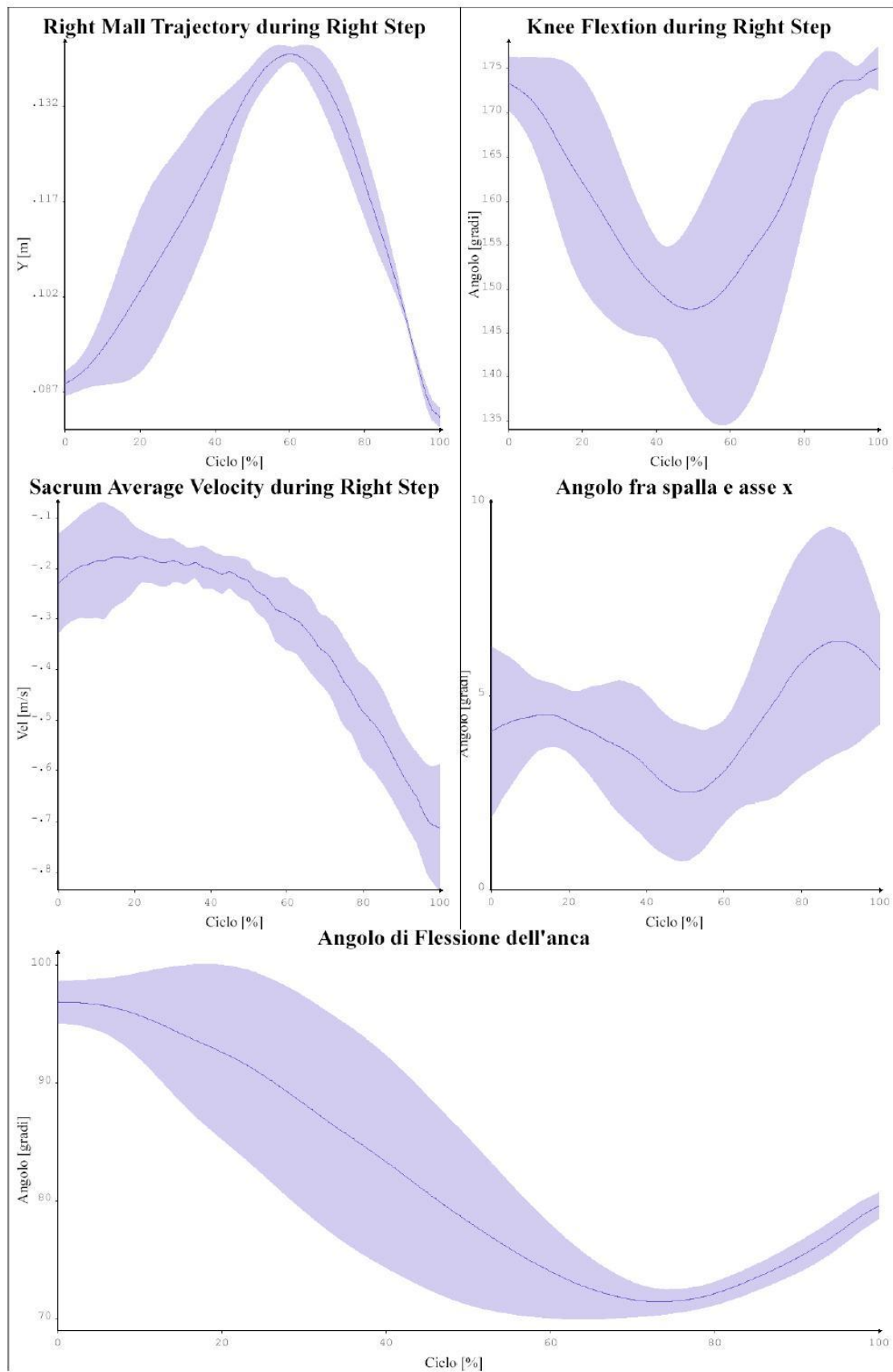


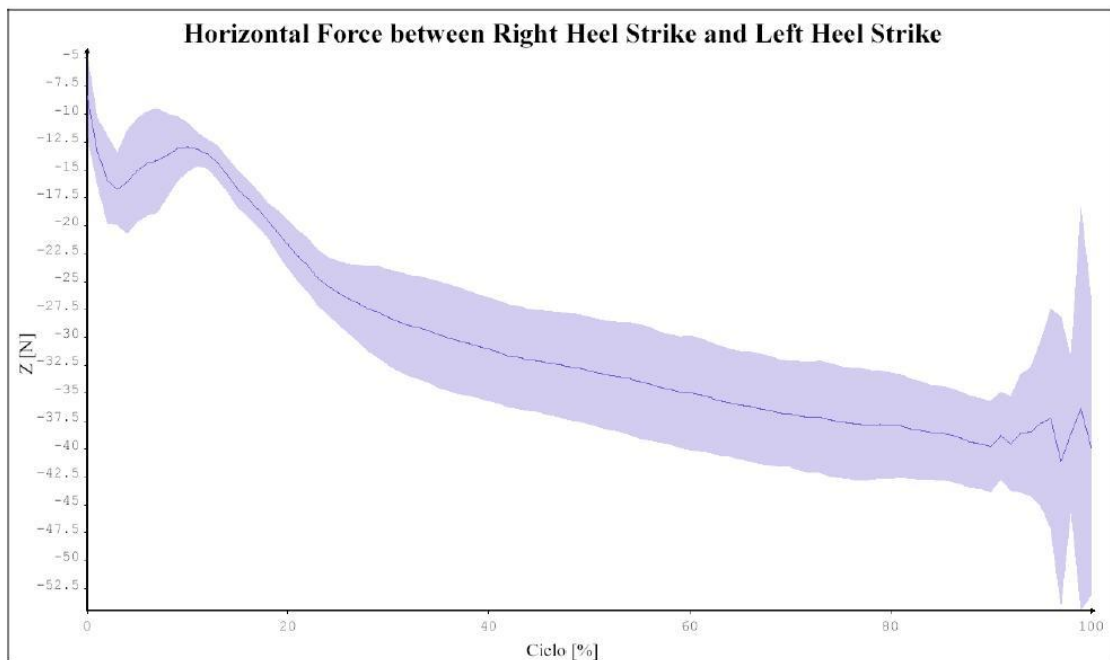
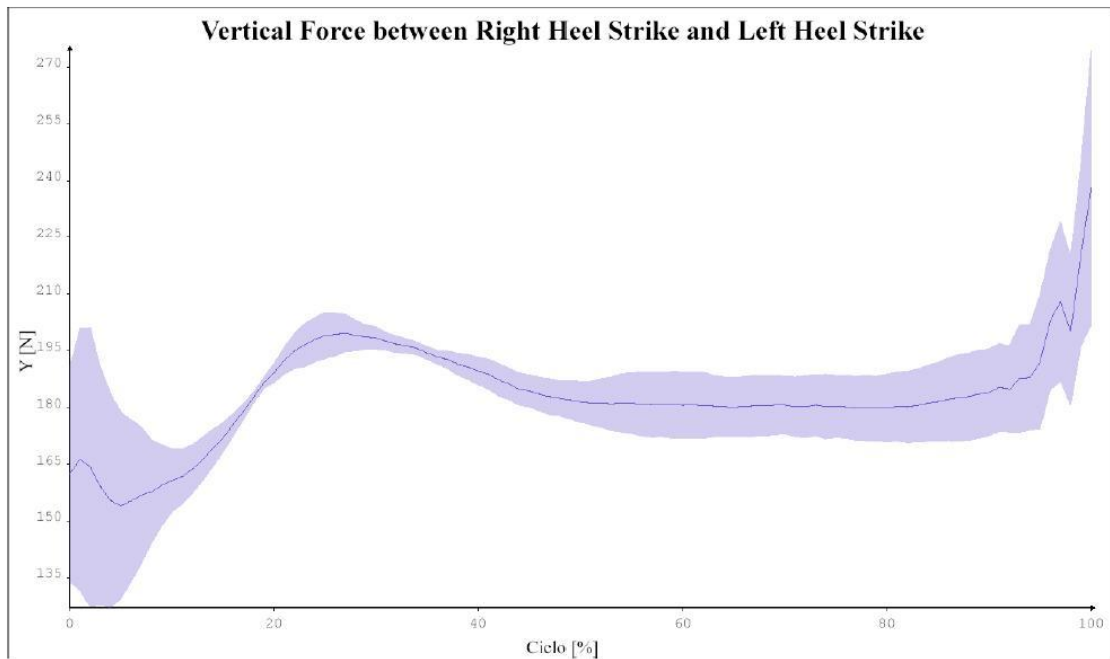
maxELEVAZIONE [m]	0.141	VelocitàTrial [m/s]	0.248
ObstacleSTEP [s]	0.7	VelocitàSuperamentoOstacolo [m/s]	0.322
ROMhip [gradi]	26.629	TOE OBSTACLE [m]	0.187
MAX Angolazione Spalla [gradi]	6.042	OBSTACLE HEEL[m]	0.145
ML COP excursion [m]	0.079		
ROM Ginocchio [gradi]	39.177		
StepWidthPrima [m]	-0.212		
StepWidthDopo [m]	-0.221		
Step Lenght (m)	0.335		
Forza1primoContatto [N]	206.917		
Forza2primoContatto [N]	154.511		
MAXhorizontal [N]	-10.076		
MAXVvertical [N]	222.378		

FLAT



maxELEVAZIONE [m]	0.142	VelocitàTrial [m/s]	0.273
ObstacleSTEP [s]	0.783	VelocitàSuperamentoOstacolo [m/s]	0.294
ROMhip [gradi]	28.743	TOE OBSTACLE [m]	0.231
MAX Angolazione Spalla [gradi]	10.397	OBSTACLE HEEL[m]	0.172
ML COP excursion [m]	0.113		
ROM Ginocchio [gradi]	35.821		
StepWidthPrima [m]	-.193		
StepWidthDopo [m]	-.326		
Step Lenght (m)	0.403		
Forza1primoContatto [N]	173.081		
Forza2primoContatto [N]	132.3		
MAXhorizontal [N]	-3.545		
MAXVvertical [N]	258.565		

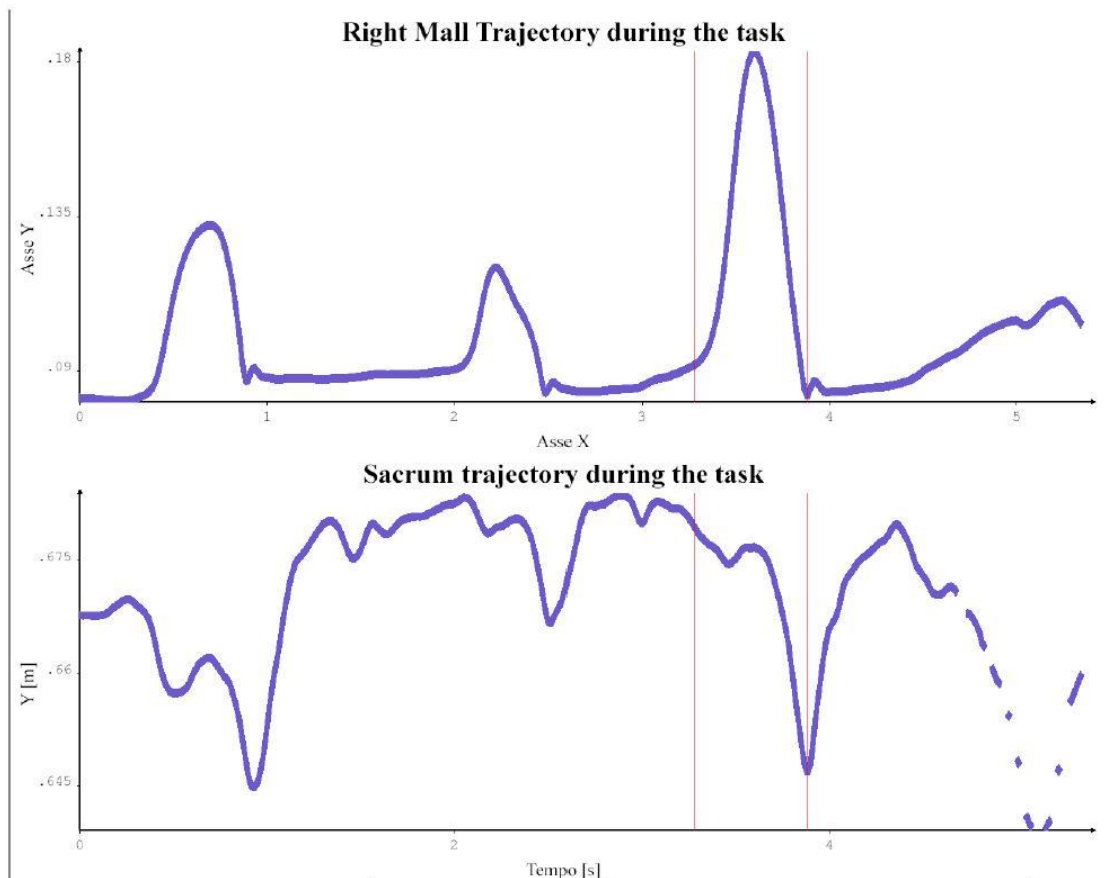




Kinematic Parameters

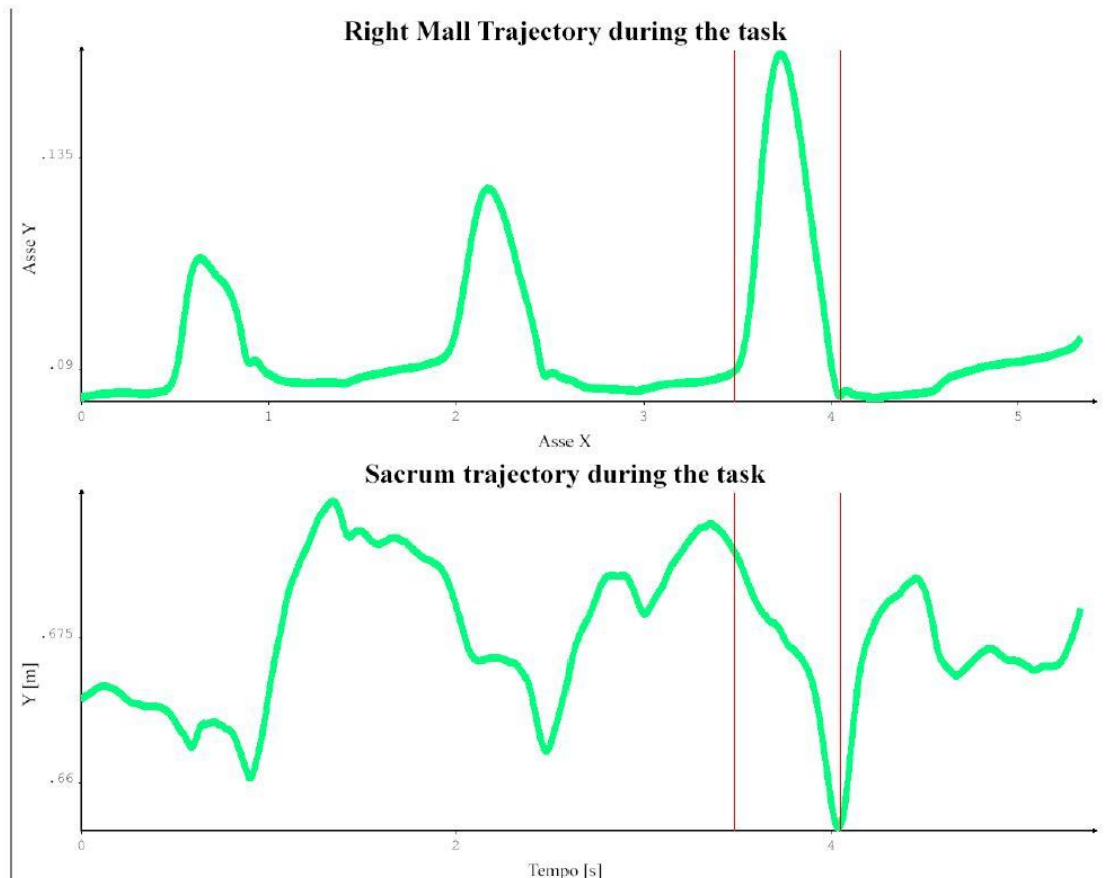
	Max Vertical Force [N]	Max Vertical Force [N] SD	Max Horizontal Force [N]	Max Horizontal Force [N] SD
	249.14	19.198	-5.988	2.909

LOW



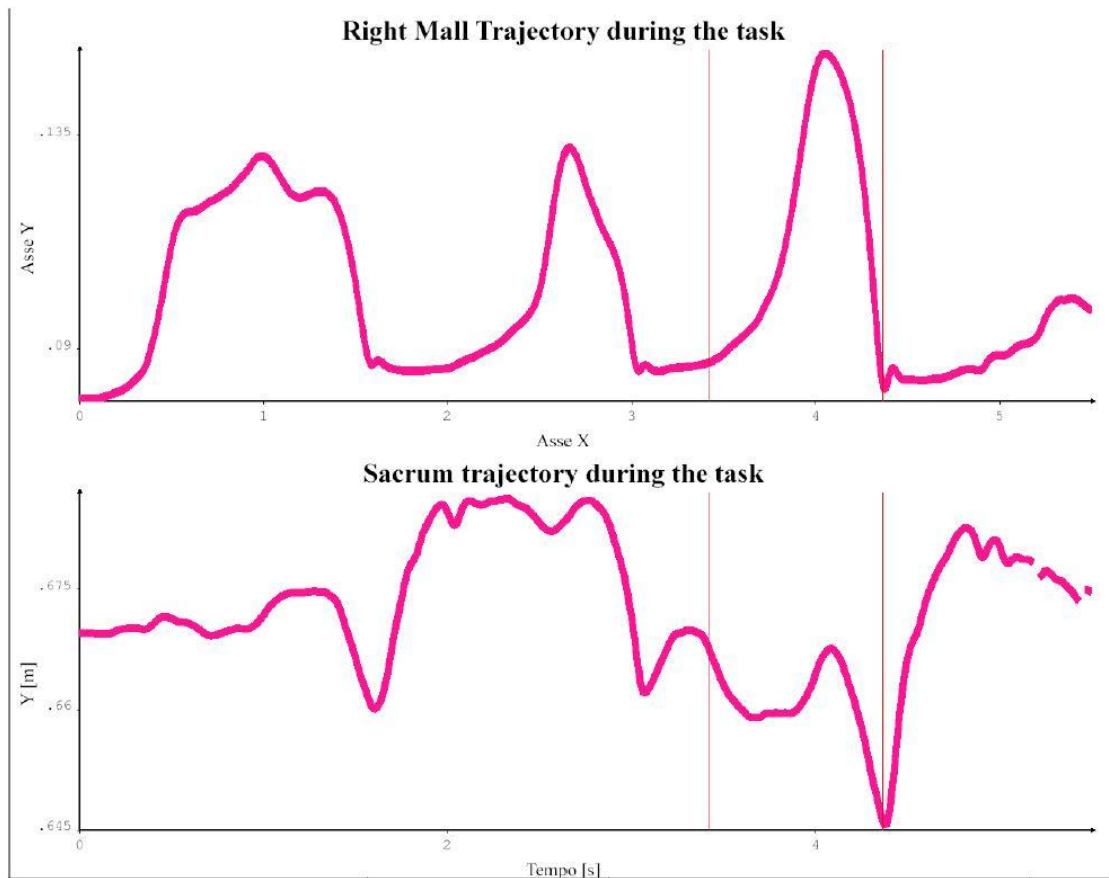
maxELEVAZIONE [m]	0.183	VelocitàTrial [m/s]	0.235
ObstacleSTEP [s]	0.6	VelocitàSuperamentoOstacolo [m/s]	0.337
ROM hip [gradi]	35.938	TOE OBSTACLE [m]	0.261
MAX Angolazione Spalla [gradi]	7.476	OBSTACLE HEEL [m]	0.143
ML COP excursion [m]	0.117		
ROM Ginocchio [gradi]	46.774		
Step Width Prima Ostacolo[m]	-.214		
Step Width Dopo Ostacolo [m]	-.309		
Step Lenght [m]	0.179		
Forza 1 primo Contatto [N]	134.066		
Forza 2 primo Contatto [N]	125.926		
MAX horizontal [N]	-12.521		
MAX Vvertical [N]	182.852		

LOW

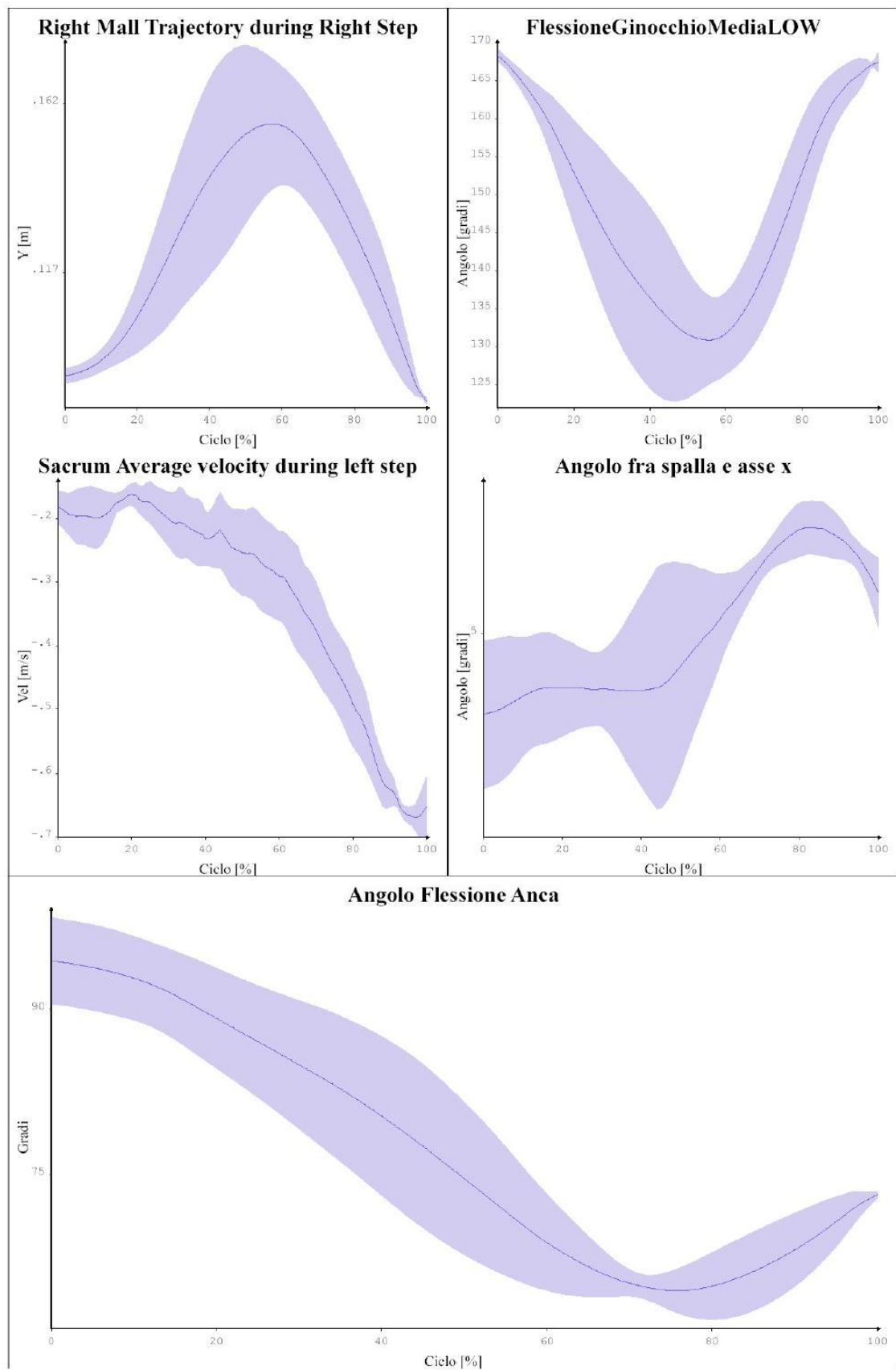


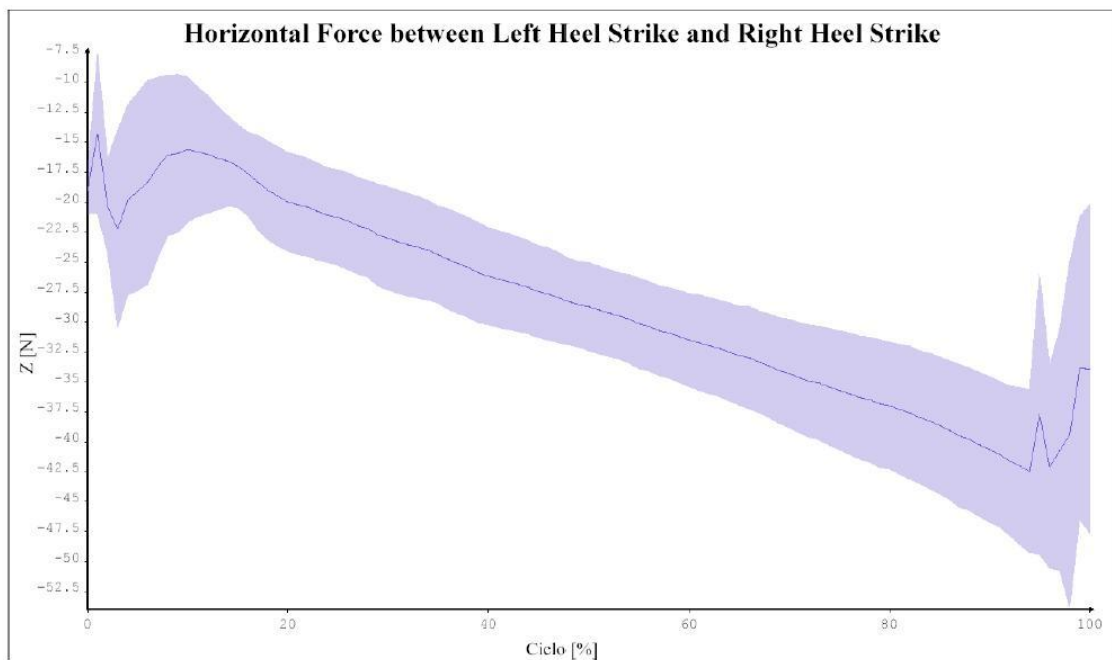
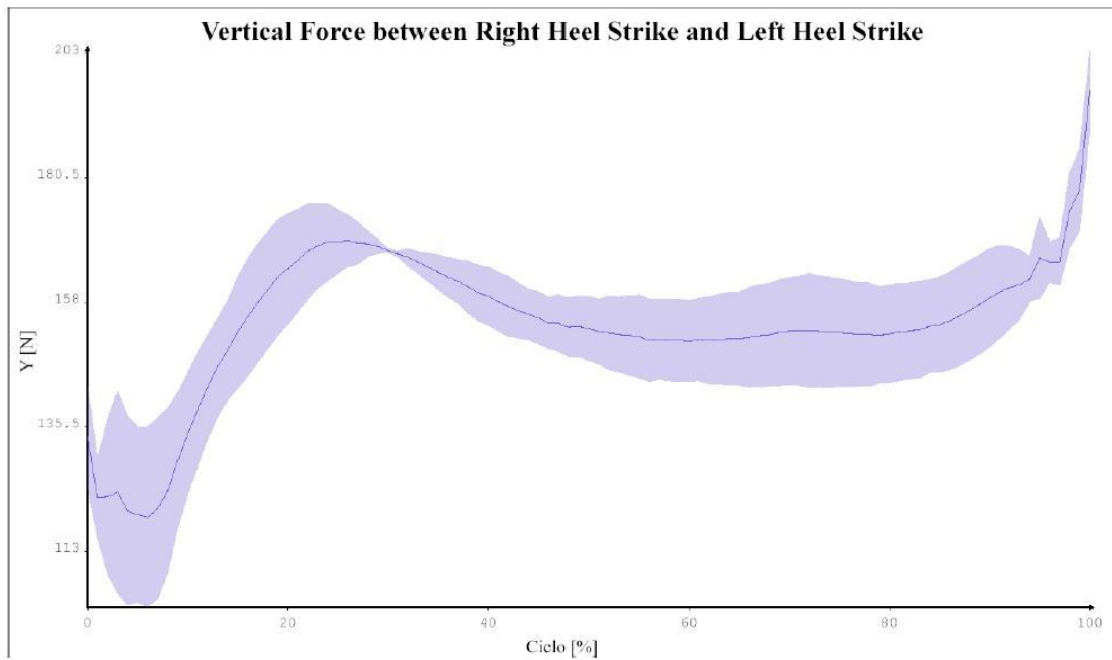
maxELEVAZIONE [m]	0.157	Velocità Trial [m/s]	0.207
ObstacleSTEP [s]	0.567		
ROM hip [gradi]	29.424	VelocitàSuperamentoOstacolo [m/s]	0.36
MAX Angolazione Spalla [gradi]	6.706		
ML COP excursion [m]	0.11	TOE OBSTACLE [m]	0.282
ROM Ginocchio [gradi]	40.916	OBSTACLE HEEL [m]	0.108
Step Width Prima Ostacolo[m]	-0.19		
Step Width Dopo Ostacolo [m]	-0.217		
Step Lenght [m]	0.199		
Forza 1 primo Contatto [N]	87.967		
Forza 2 primo Contatto [N]	129.074		
MAX horizontal [N]	-9.711		
MAX Vvertical [N]	201.097		

LOW



maxELEVAZIONE [m]	0.152	Velocità Trial [m/s]	0.219
ObstacleSTEP [s]	0.95		
ROM hip [gradi]	29.599	Velocità Superamento Ostacolo [m/s]	0.284
MAX Angolazione Spalla [gradi]	7.503		
ML COP excursion [m]	0.122	TOE OBSTACLE [m]	0.276
ROM Ginocchio [gradi]	36.657	OBSTACLE HEEL [m]	0.15
Step Width Prima Ostacolo [m]	-0.225		
Step Width Dopo Ostacolo [m]	-0.26		
Step Length [m]	0.196		
Forza 1 primo Contatto [N]	134.789		
Forza 2 primo Contatto [N]	146.468		
MAX horizontal [N]	-5.769		
MAX Vvertical [N]	195.635		

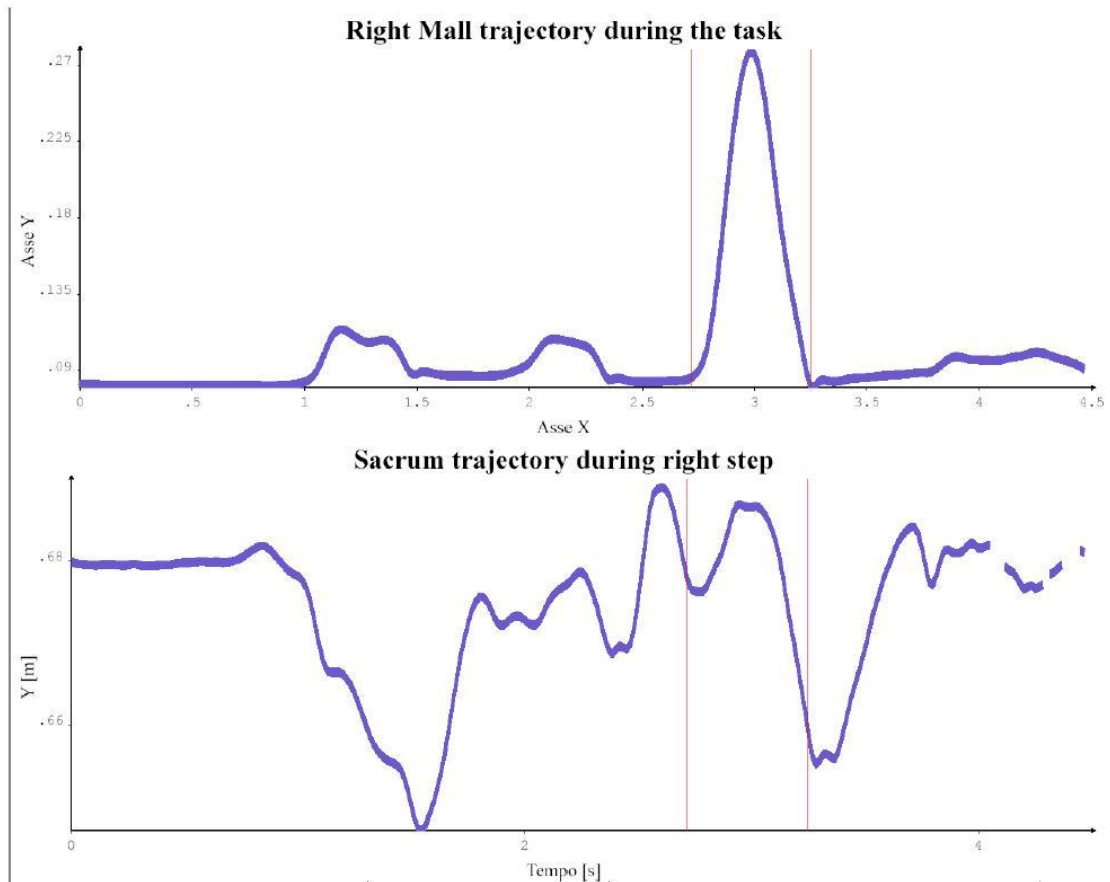




Kinematic Parameters

Max Vertical Force [N]	Max Vertical Force [N] SD	Max Horizontal Force [N]	Max Horizontal Force [N] SD
193.194	7.646	-9.334	2.769

HIGH



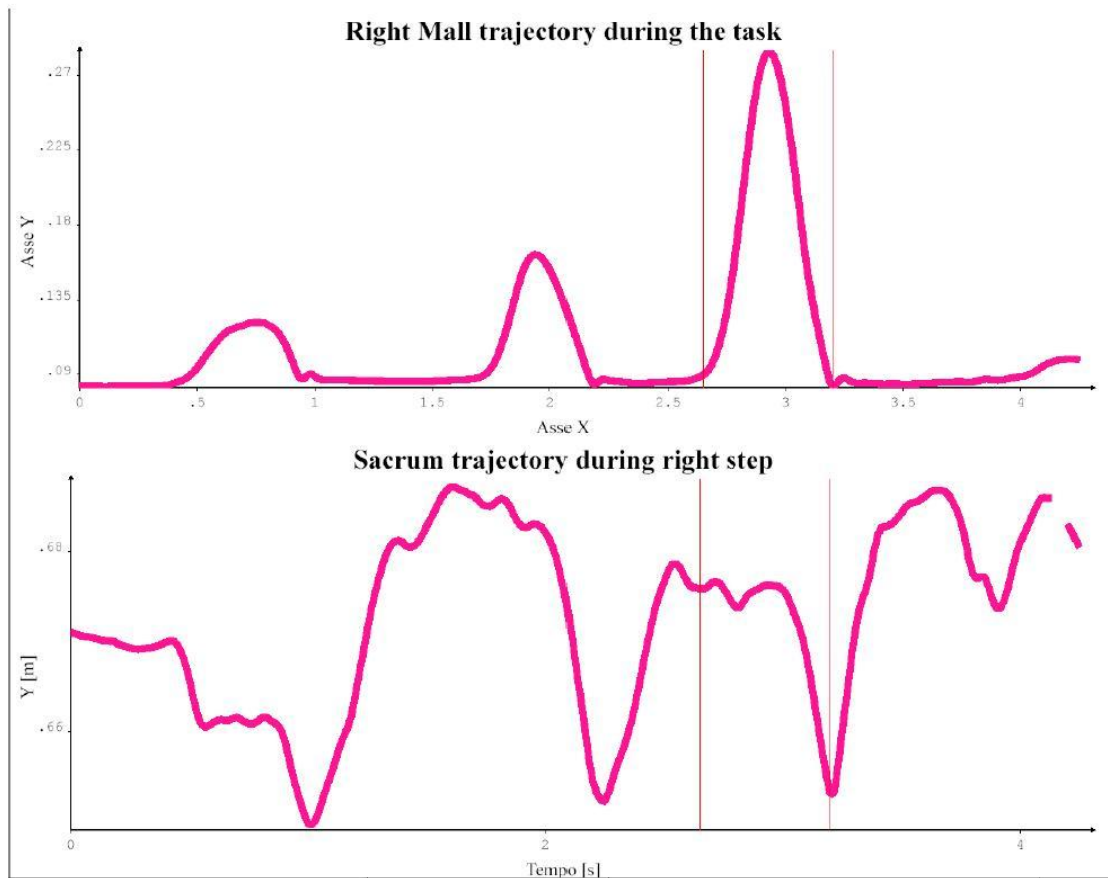
MAX elevazione [m]	0.278	Velocità Trial [m/s]	0.266
Obstacle Step [s]	0.533	Velocità Superamento Ostacolo [m/s]	0.496
ROM hip [gradi]	48.034		
MAX angolazione Spalla [gradi]	9.333		
ML COP excursion [m]	0.057	TOE OBSTACLE	0.235
ROM ginocchio [gradi]	78.084	OBSTACLE HEEL	0.126
Step Width Prima [m]	-.177		
Step Width Dopo [m]	-.265		
Step Length [m]	0.373		
Forza 1 primo Contatto [N]	123.347		
Forza 2 primo Contatto [N]	167.584		
MAX vertical [N]	312.048		
MAX horizontal [N]	153.283		

HIGH

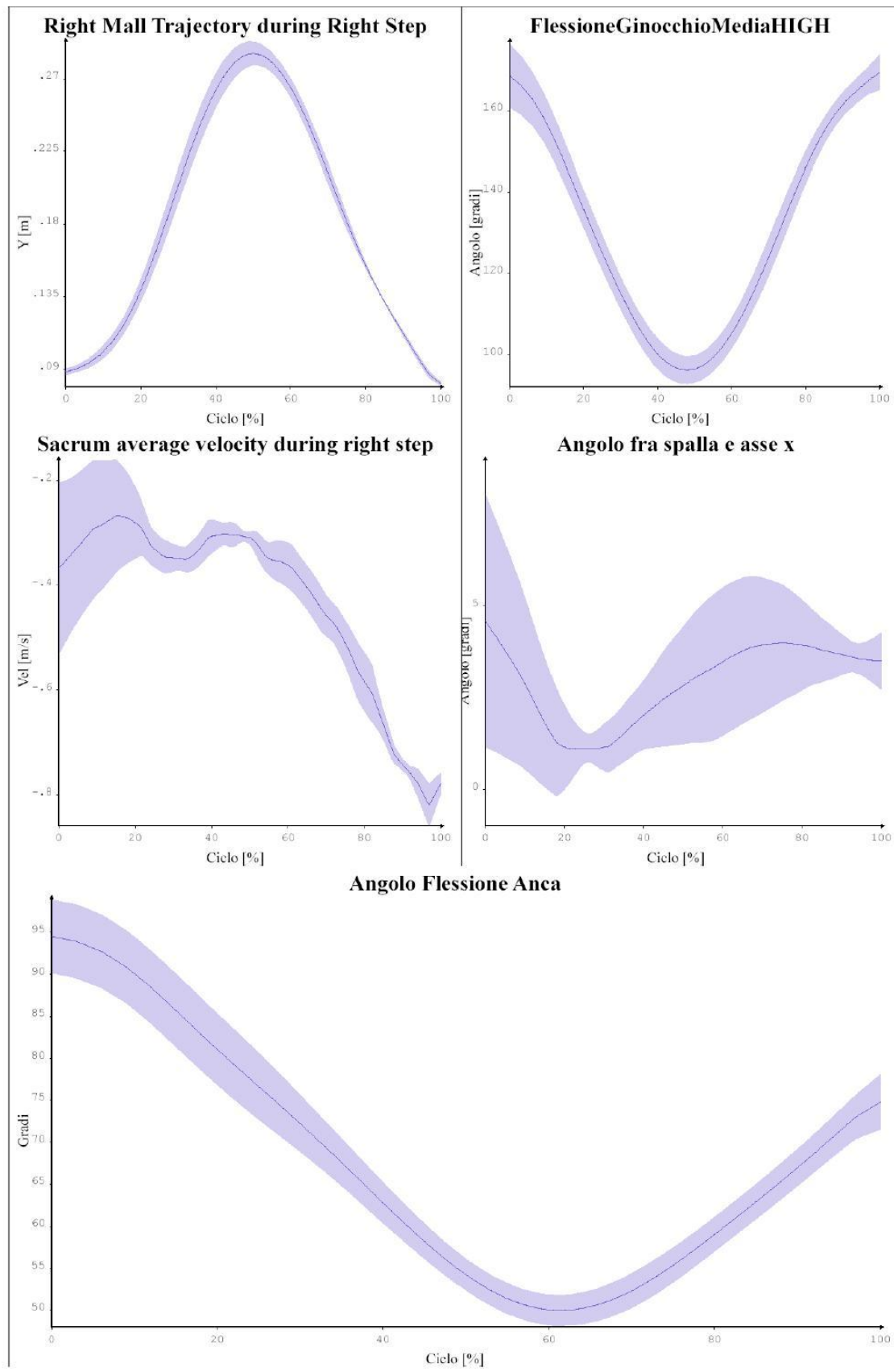


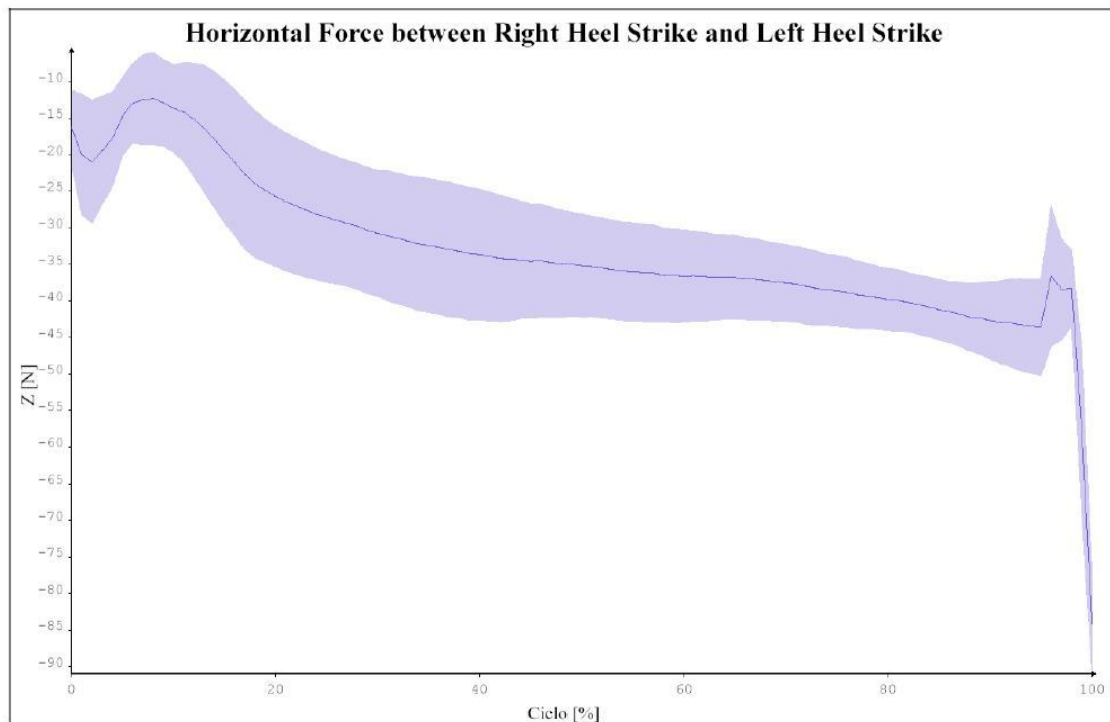
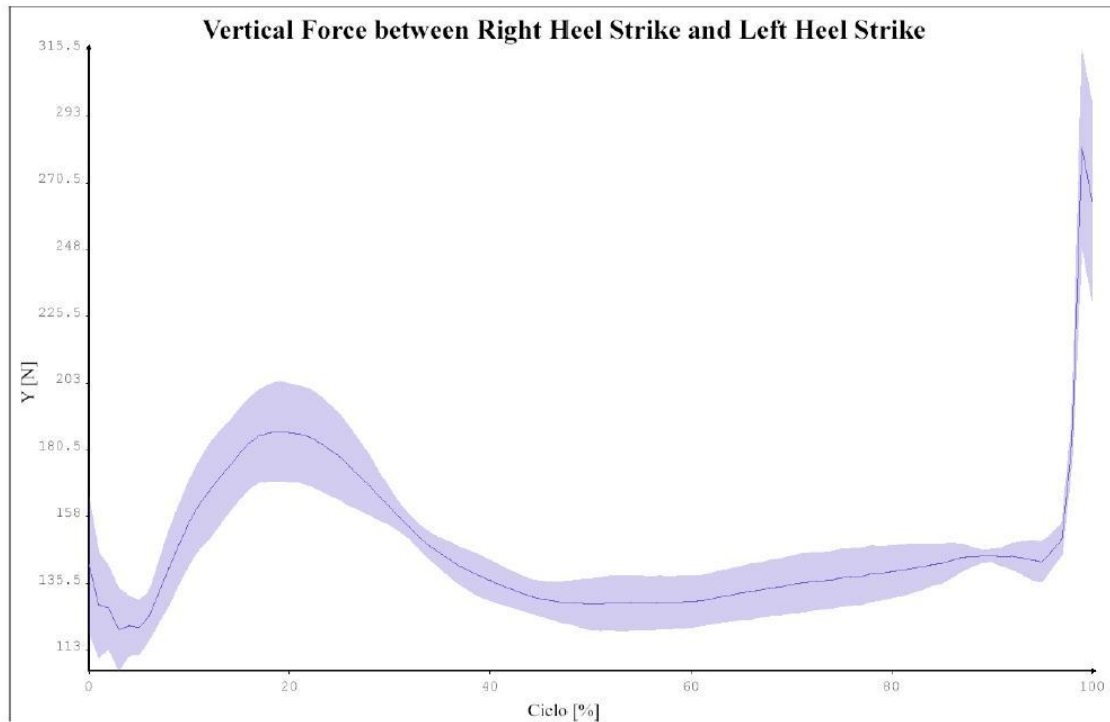
MAX elevazione [m]	0.296	VelocitàTrial [m/s]	0.266
Obstacle Step [s]	0.55		
ROM hip [gradi]	43.499	VelocitàSuperamentoOstacolo [m/s]	0.405
MAX angolazione Spalla[gradi]	4.522		
ML COP excursion [m]	0.099	TOE OBSTACLE	0.237
ROM ginocchio [gradi]	73.926	OBSTACLE HEEL	0.193
Step Width Prima [m]	-1.178		
Step Width Dopo [m]	-1.224		
Step Length [m]	0.428		
Forza 1 primo Contatto [N]	145.701		
Forza 2 primo Contatto [N]	112.272		
MAX vertical [N]	281.099		
MAX horizontal [N]	119.72		

HIGH



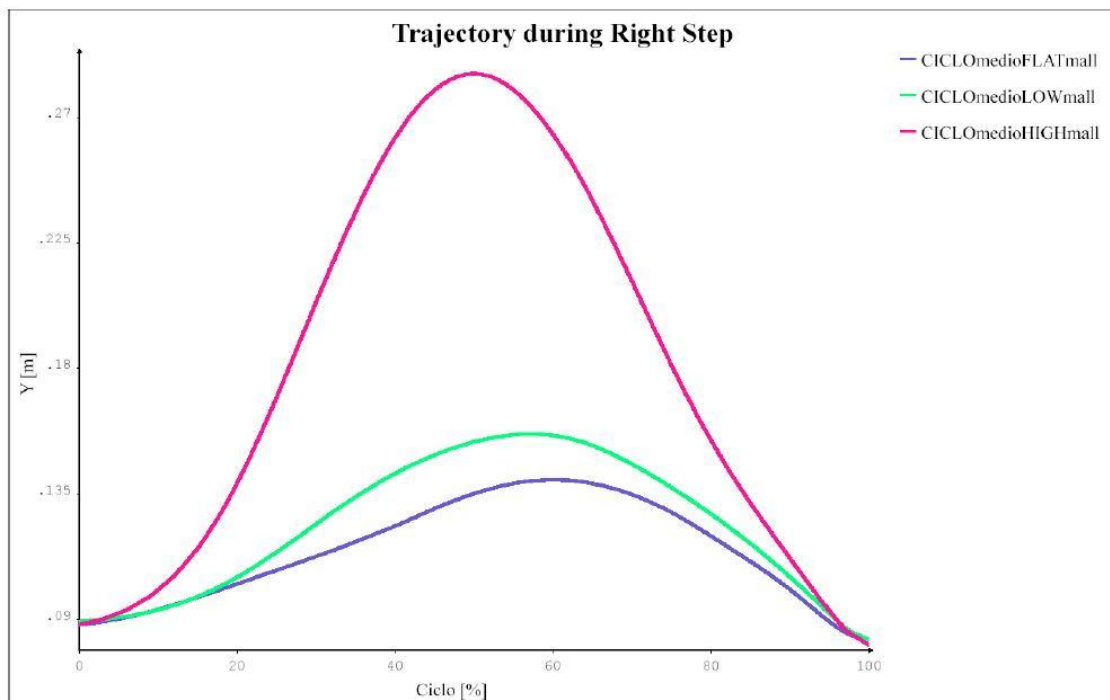
MAX elevazione [m]	0.284	VelocitàTrial [m/s]	0.291
Obstacle Step [s]	0.55		
ROM hip [gradi]	42.143	VelocitàSuperamentoOstacolo [m/s]	0.396
MAX angolazione Spalla[gradi]	4.952		
ML COP excursion [m]	0.113	TOE OBSTACLE	0.24
ROM ginocchio [gradi]	74.44	OBSTACLE HEEL	0.183
Step Width Prima [m]	-.184		
Step Width Dopo [m]	-.212		
Step Lenght [m]	0.432		
Forza 1 primo Contatto [N]	133.401		
Forza 2 primo Contatto [N]	145.656		
MAX vertical [N]	332.76		
MAX horizontal [N]	145.656		





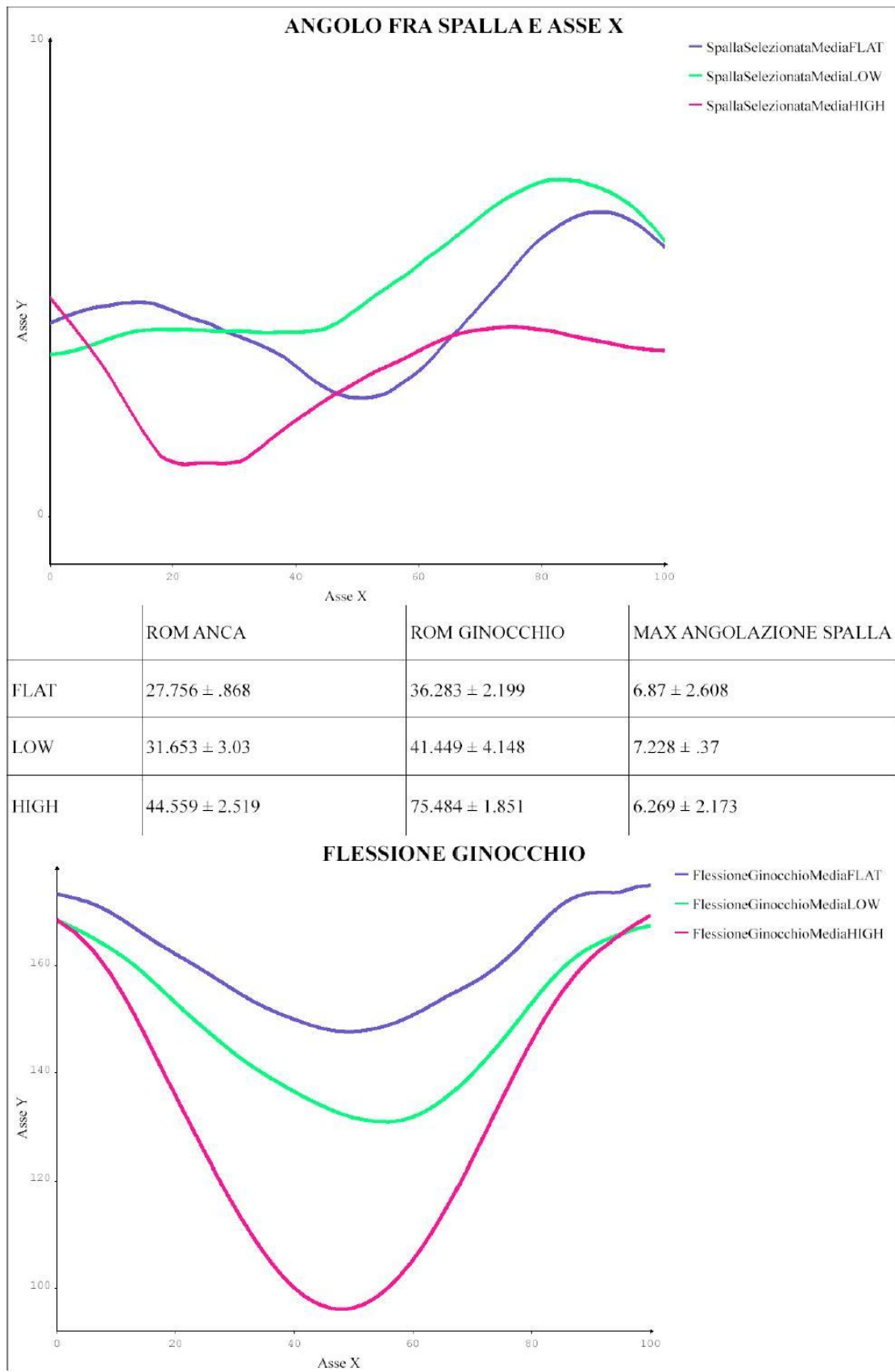
Kinematic Parameters

Max Vertical Force [N]	Max Vertical Force [N] SD	Max Horizontal Force [N]	Max Horizontal Force [N] SD
308.636	21.228	-10.364	5.249

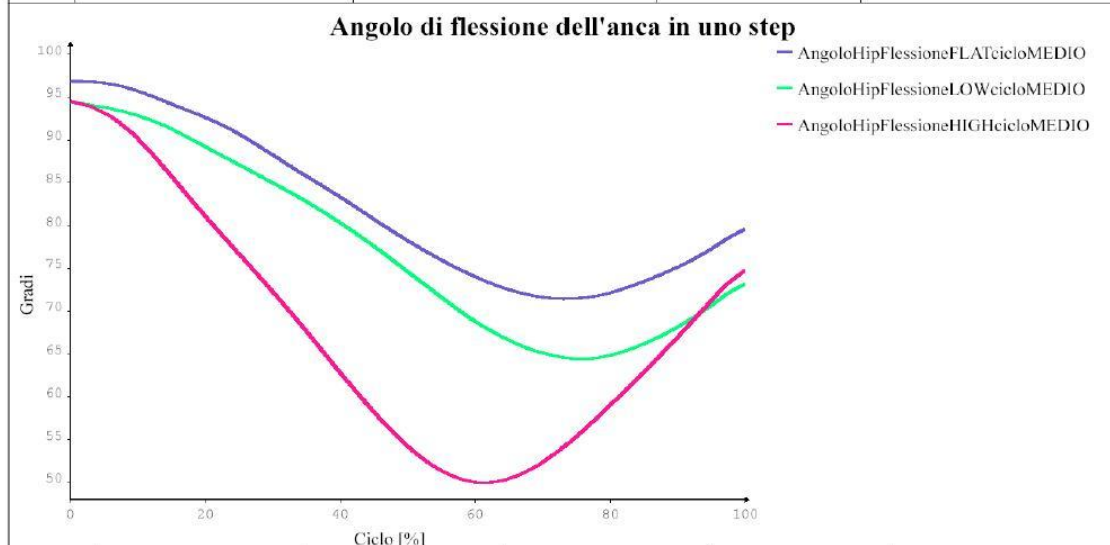


Spatio-temporal Parameters

	Max Elevation [m]	Max Elevation [m] SD	Obstacle Step [s]	Obstacle Step [s] SD
Flat Obstacle	0.142	0.001	0.689	0.082
Low Obstacle	0.164	0.013	0.706	0.173
High Obstacle	0.158	0.007	0.544	0.008



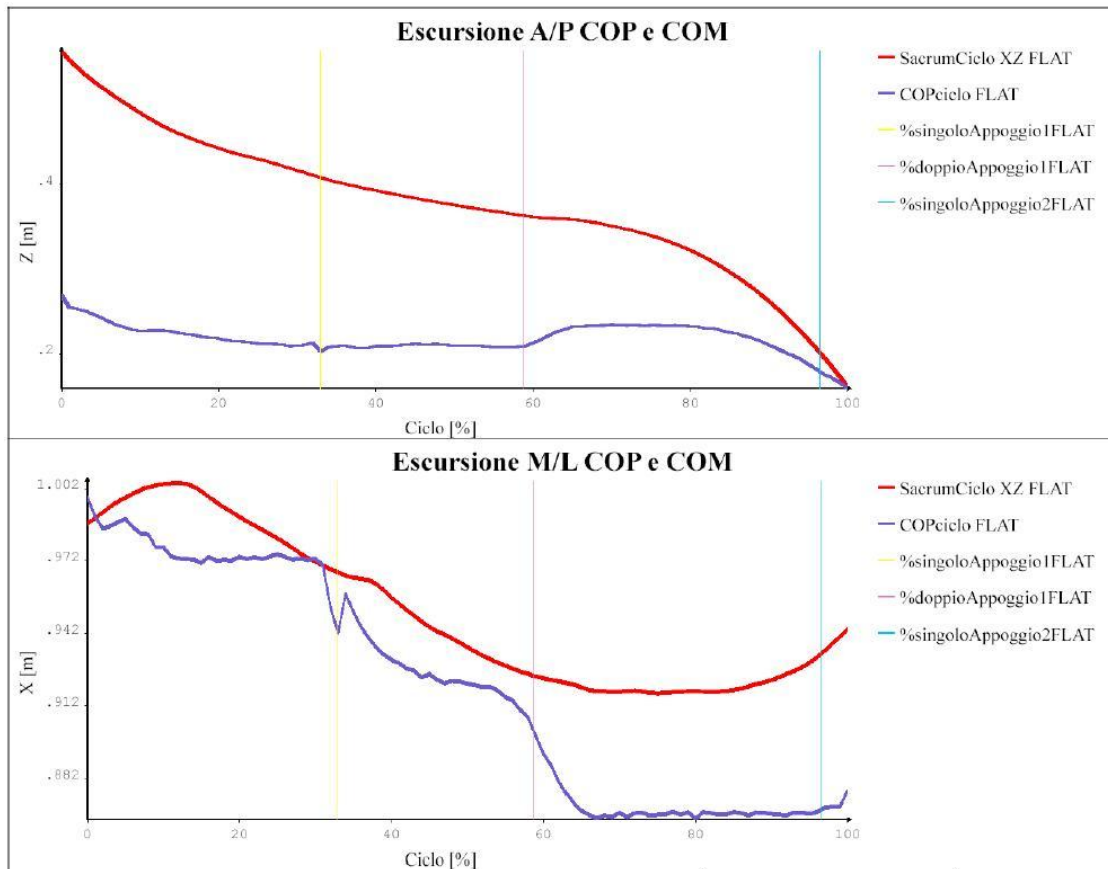
	Forza 1 Primo Contatto	Forza 2 Primo Contatto	Velocità Trial	Velocità sull'ostacolo
FLAT	175.529 ± 24.689	162.354 ± 28.29	0.243 ± .027	0.319 ± .019
LOW	118.94 ± 21.904	133.823 ± 9.033	0.22 ± .012	0.327 ± .032
HIGH	134.15 ± 9.141	141.837 ± 22.742	0.274 ± .012	0.432 ± .045



	MAX F VERT M	MAX F VERT SD	MAX F HORIZ M	MAX F HORIZ SD	ML COP EXCURSION
FLAT	249.14	19.198	-5.988	2.909	0.097 ± .014
LOW	193.194	7.646	-9.334	2.769	0.116 ± .005
HIGH	308.636	21.228	-10.364	5.249	0.09 ± .024

	FLAT	LOW	HIGH
DISTANZA COP COM ML 1APPOGGIO SING M	-0.006	-0.037	-.023
DISTANZA COP COM ML 1APPOGGIO SING SD	0.015	0.012	0.014
DISTANZA COP COM AP 1APPOGGIO SING M	0.234	0.232	0.24
DISTANZA COP COM AP 1APPOGGIO SING SD	0.01	0.002	0.019
DISTANZA COP COM ML 1APPOGGIO DOPPIO M	-0.006	0.009	-.006
DISTANZA COP COM ML 1APPOGGIO DOPPIO SD	0.018	0.011	0.014
DISTANZA COP COM AP 1APPOGGIO DOPPIO M	0.17	0.165	0.177
DISTANZA COP COM AP 1APPOGGIO DOPPIO SD	0.014	0.003	0.016
DISTANZA COP COM ML 1APPOGGIO SING2 M	0.023	0.043	0.04
DISTANZA COP COM ML 1APPOGGIO SING2 SD	0.022	0.008	0.006
DISTANZA COP COM AP 1APPOGGIO SING2 M	0.091	0.09	0.089
DISTANZA COP COM AP 1APPOGGIO SING2 SD	0.005	0.007	0.021

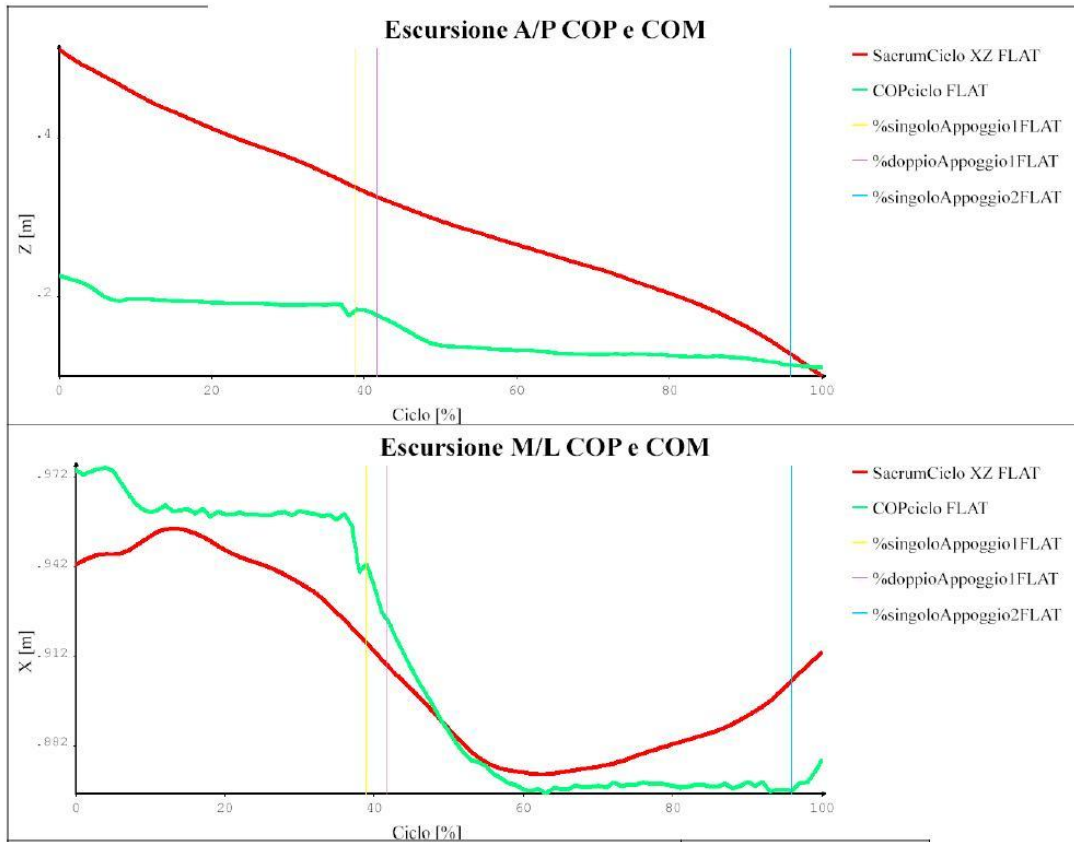
FLAT



%singoloAppoggio1FLAT []	0.329
%doppioAppoggio1FLAT []	0.588
%singoloAppoggio2FLAT []	0.965
SingoloAppoggio1FLAT [s]	0.467
DoppioAppoggio1FLAT [s]	0.367
SingoloAppoggio2FLAT [s]	0.583

SINGOLO APPOGGIO 1	M	SD
distanza cop-com ML	0.016	0.011
distanza cop-com AP	0.239	0.027
DOPPIO APPOGGIO 1		
distanza cop-com ML	0.02	0.005
distanza cop-com AP	0.175	0.014
SINGOLO APPOGGIO 2		
distanza cop-com ML	0.054	0.009
distanza cop-com AP	0.085	0.042

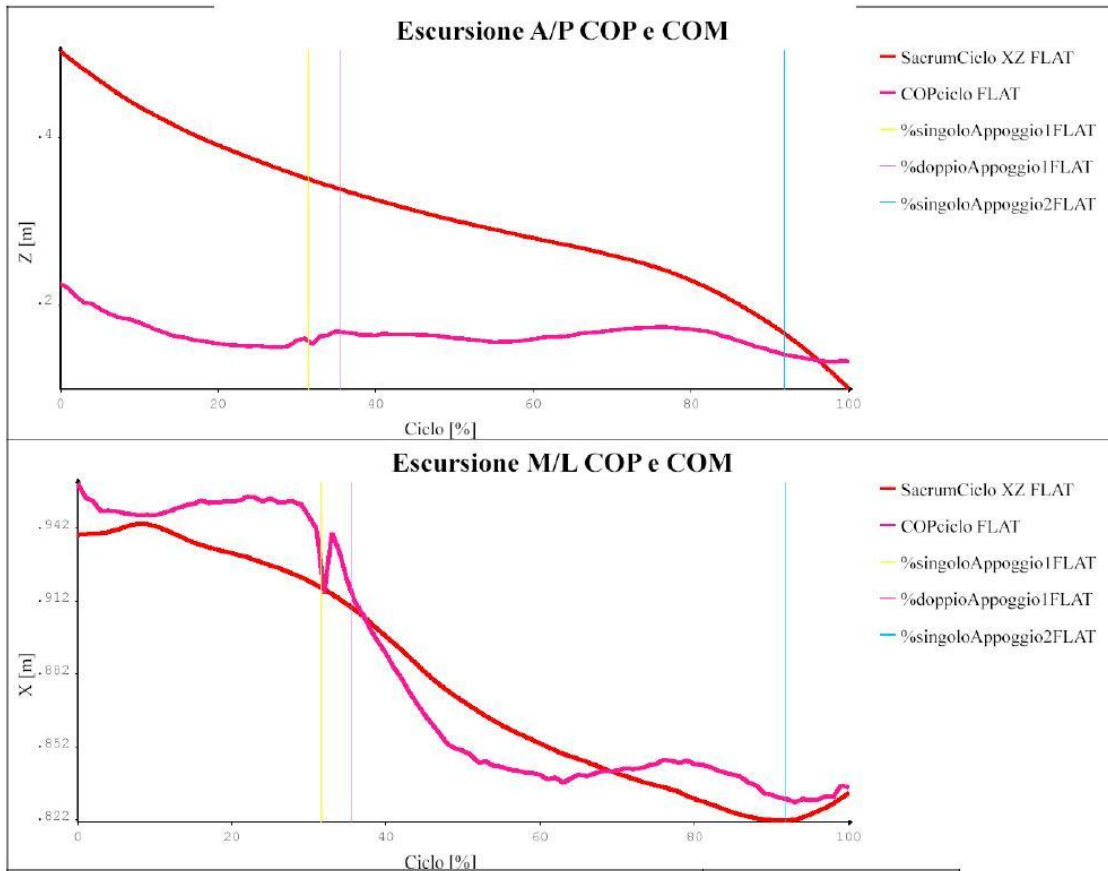
FLAT



%singoloAppoggio1FLAT []	0.389
%doppioAppoggio1FLAT []	0.417
%singoloAppoggio2FLAT []	0.958
SingoloAppoggio1FLAT [s]	0.467
DoppioAppoggio1FLAT [s]	0.033
SingoloAppoggio2FLAT [s]	0.7

SINGOLO APPOGGIO 1	M	SD
distanza cop-com ML	-.018	0.009
distanza cop-com AP	0.221	0.041
DOPPIO APPOGGIO 1		
distanza cop-com ML	-.018	0.004
distanza cop-com AP	0.15	0.003
SINGOLO APPOGGIO 2		
distanza cop-com ML	0.013	0.013
distanza cop-com AP	0.096	0.05

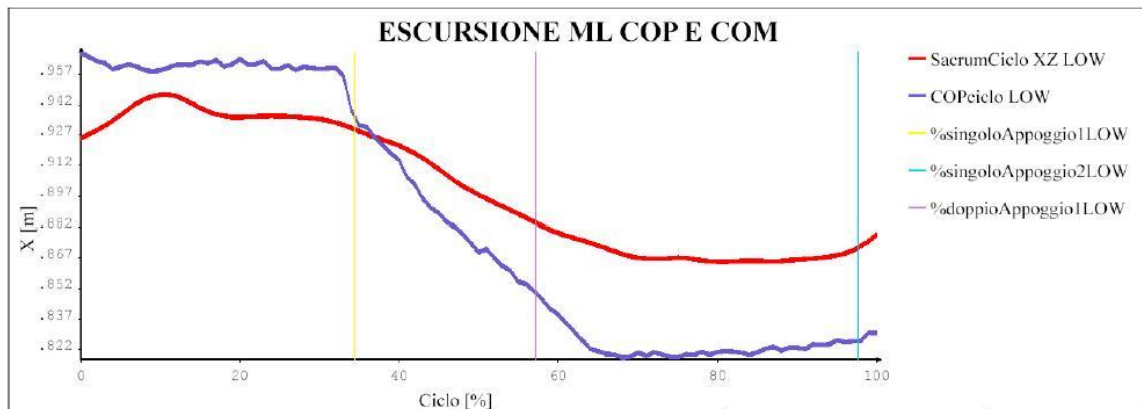
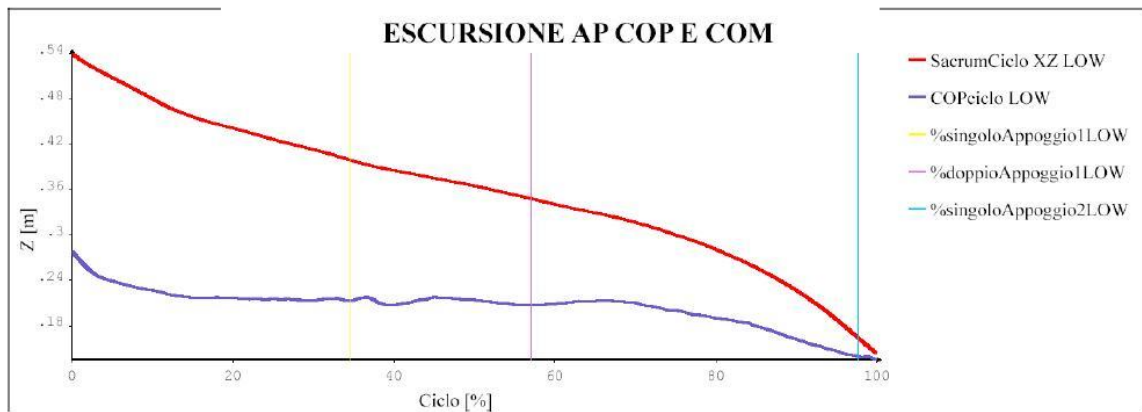
FLAT



%singoloAppoggio1FLAT []	0.315
%doppioAppoggio1FLAT []	0.356
%singoloAppoggio2FLAT []	0.918
SingoloAppoggio1FLAT [s]	0.383
DoppioAppoggio1FLAT [s]	0.05
SingoloAppoggio2FLAT [s]	0.783

SINGOLO APPOGGIO 1	M	SD
distanza cop-com ML	-.015	0.009
distanza cop-com AP	0.243	0.025
DOPPIO APPOGGIO 1		
distanza cop-com ML	-.018	0.003
distanza cop-com AP	0.184	0.007
SINGOLO APPOGGIO 2		
distanza cop-com ML	0.004	0.012
distanza cop-com AP	0.093	0.053

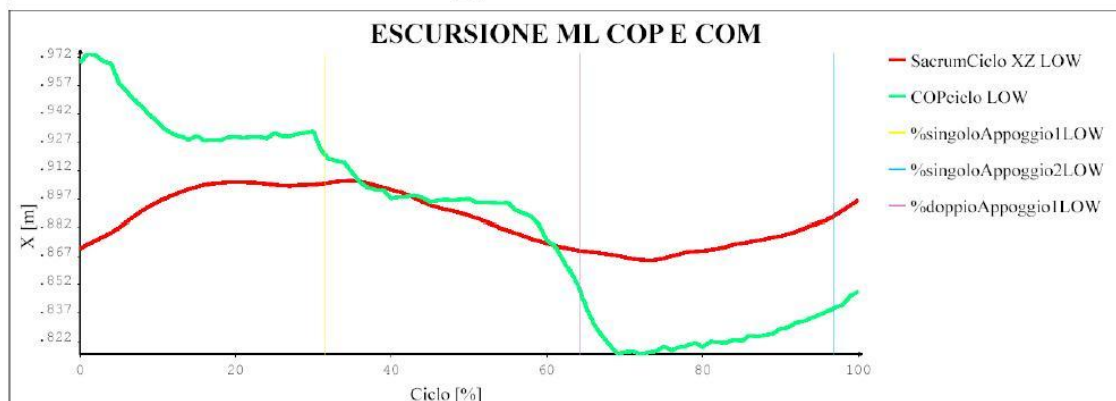
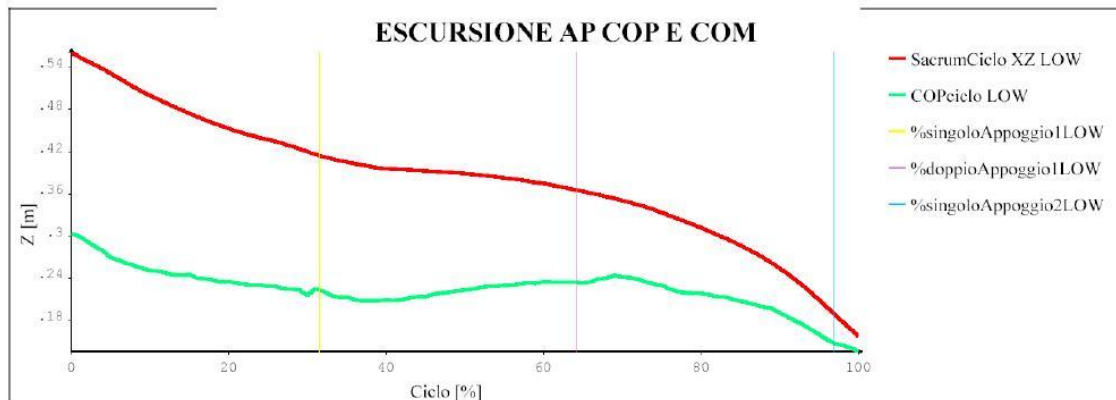
LOW



%singoloAppoggio1LOW []	0.345
%doppioAppoggio1LOW []	0.571
%singoloAppoggio2LOW []	0.976
SingoloAppoggio1LOW [s]	0.483
DoppioAppoggio1LOW [s]	0.317
SingoloAppoggio2LOW [s]	0.6

SINGOLO APPOGGIO 1	M	SD
distanza cop-com ML	-.022	0.008
distanza cop-com AP	0.232	0.027
DOPPIO APPOGGIO 1		
distanza cop-com ML	0.019	0.012
distanza cop-com AP	0.162	0.014
SINGOLO APPOGGIO 2		
distanza cop-com ML	0.047	0.004
distanza cop-com AP	0.087	0.034

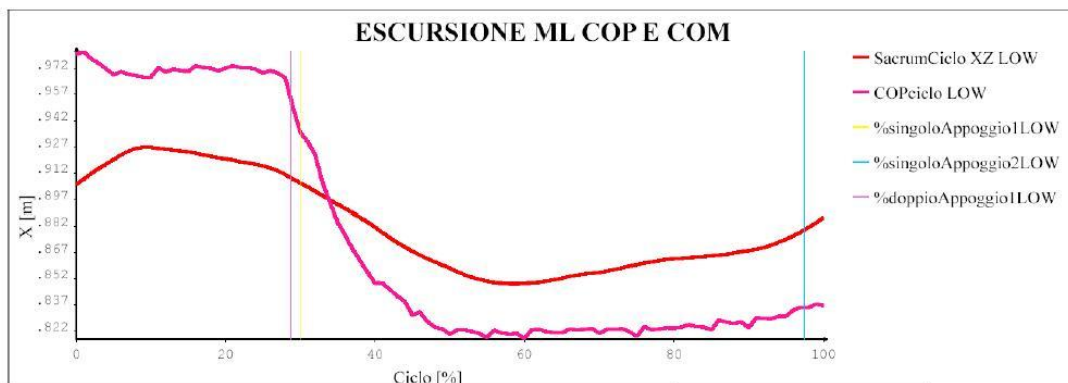
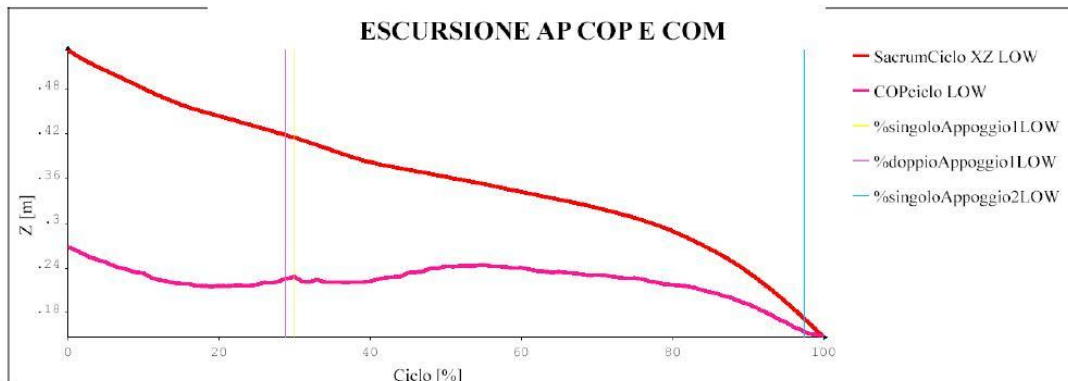
LOW



%singoloAppoggio1LOW []	0.316
%doppioAppoggio1LOW []	0.642
%singoloAppoggio2LOW []	0.968
SingoloAppoggio1LOW [s]	0.5
DoppioAppoggio1LOW [s]	0.517
SingoloAppoggio2LOW [s]	0.567

SINGOLO APPOGGIO 1	M	SD
distanza cop-com ML	-.041	0.027
distanza cop-com AP	0.23	0.022
DOPPIO APPOGGIO 1		
distanza cop-com ML	-.002	0.007
distanza cop-com AP	0.168	0.021
SINGOLO APPOGGIO 2		
distanza cop-com ML	0.05	0.006
distanza cop-com AP	0.083	0.029

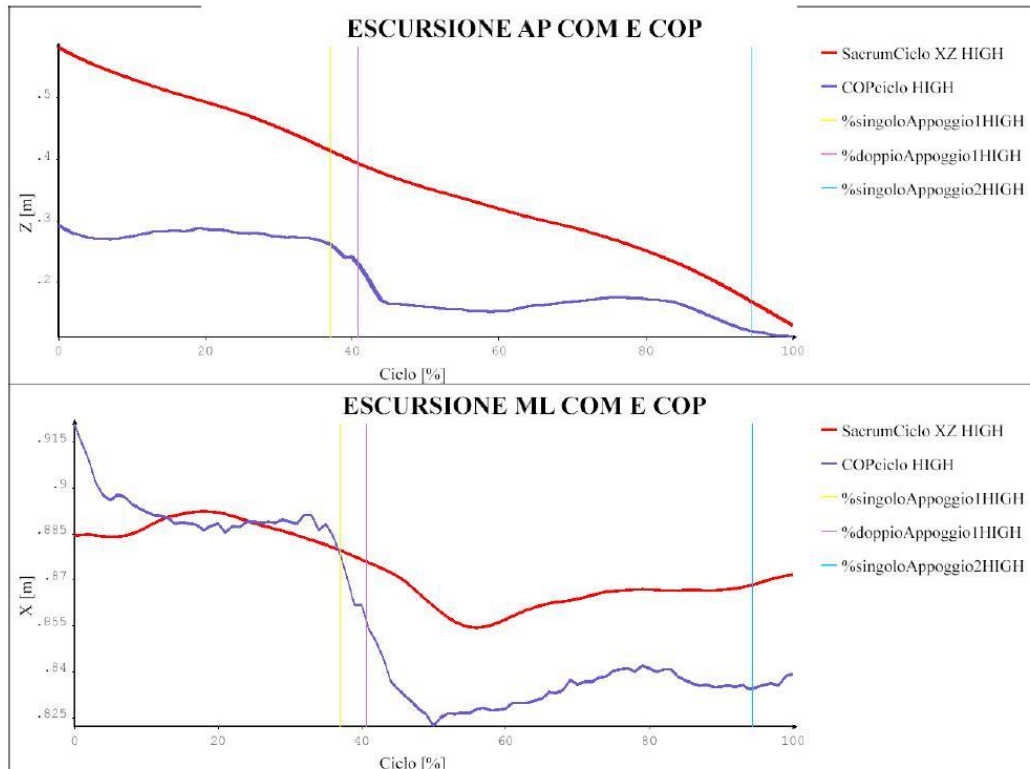
LOW



%singoloAppoggio1LOW []	0.3
%doppioAppoggio1LOW []	0.288
%singoloAppoggio2LOW []	0.975
SingoloAppoggio1LOW [s]	0.4
DoppioAppoggio1LOW [s]	-.017
SingoloAppoggio2LOW [s]	0.95

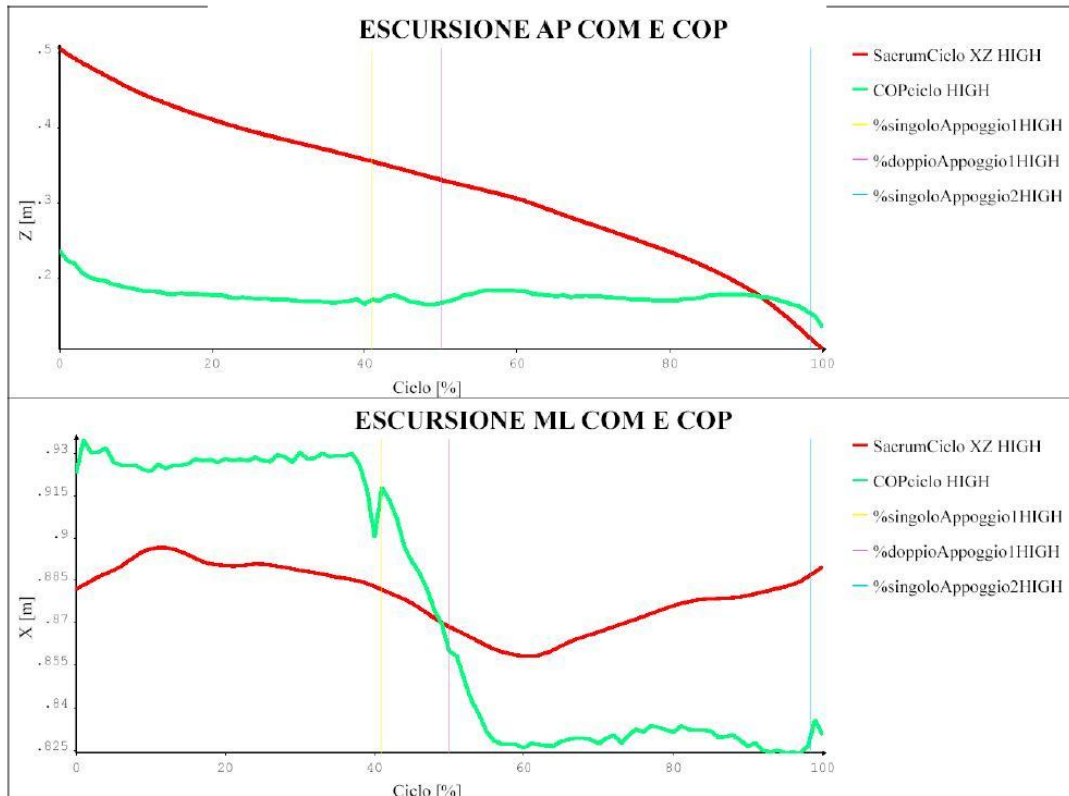
SINGOLO APPOGGIO 1	M	SD
distanza cop-com ML	-.05	0.009
distanza cop-com AP	0.234	0.022
DOPPIO APPOGGIO 1		
distanza cop-com ML		
distanza cop-com AP		
SINGOLO APPOGGIO 2		
distanza cop-com ML	0.032	0.018
distanza cop-com AP	0.099	0.049

HIGH



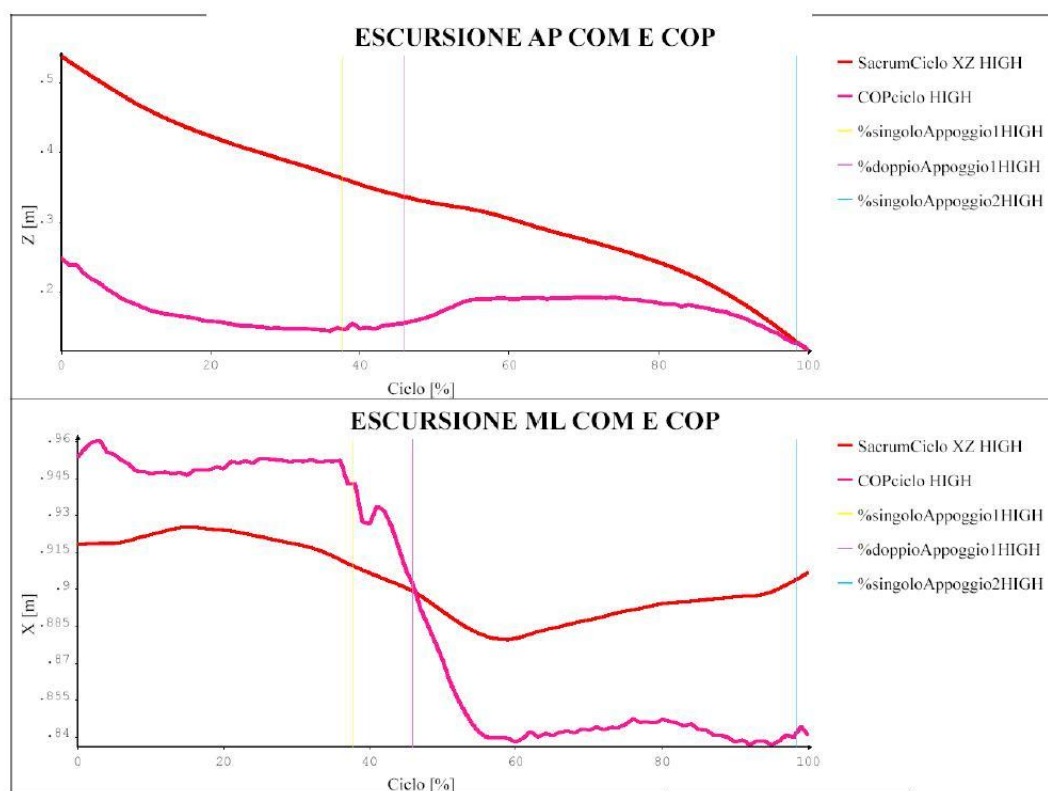
%singoloAppoggio1HIGH []	0.37	
%doppioAppoggio1HIGH []	0.407	
%singoloAppoggio2HIGH []	0.944	
SingoloAppoggio1HIGH [s]	0.333	
DoppioAppoggio1HIGH [s]	0.033	
SingoloAppoggio2HIGH [s]	0.533	
SINGOLO APPOGGIO 1	M	SD
distanza cop-com ML	-.004	0.011
distanza cop-com AP	0.218	0.045
DOPPIO APPOGGIO 1		
distanza cop-com ML	0.013	0.008
distanza cop-com AP	0.158	0.006
SINGOLO APPOGGIO 2		
distanza cop-com ML	0.032	0.004
distanza cop-com AP	0.118	0.058

HIGH



%singoloAppoggio1HIGH []		0.409
%doppioAppoggio1HIGH []		0.5
%singoloAppoggio2HIGH []		0.985
SingoloAppoggio1HIGH [s]		0.45
DoppioAppoggio1HIGH [s]		0.1
SingoloAppoggio2HIGH [s]		0.55
SINGOLO APPOGGIO 1		
distanza cop-com ML	M	SD
distanza cop-com AP	-0.036	0.006
distanza cop-com AP	0.236	0.028
DOPPIO APPOGGIO 1		
distanza cop-com ML	-0.013	0.014
distanza cop-com AP	0.173	0.006
SINGOLO APPOGGIO 2		
distanza cop-com ML	0.043	0.013
distanza cop-com AP	0.07	0.058

HIGH



%singoloAppoggio1HIGH []	0.377	
%doppioAppoggio1HIGH []	0.459	
%singoloAppoggio2HIGH []	0.984	
SingoloAppoggio1HIGH [s]	0.383	
DoppioAppoggio1HIGH [s]	0.083	
SingoloAppoggio2HIGH [s]	0.55	
SINGOLO APPOGGIO 1	M	SD
distanza cop-com ML	-.03	0.006
distanza cop-com AP	0.265	0.022
DOPPIO APPOGGIO 1		
distanza cop-com ML	-.019	0.013
distanza cop-com AP	0.198	0.011
SINGOLO APPOGGIO 2		
distanza cop-com ML	0.045	0.015
distanza cop-com AP	0.078	0.051