

Università degli Studi di Padova



Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione

Corso di Laurea Magistrale in Bioingegneria

Effetti della malattia rara muscolo-scheletrica osteocondromi multipli sulla distribuzione della pressione plantare in una popolazione pediatrica e di giovani adulti

Laureanda

Sofia Bonomo

Matricola n. 2106963

Relatrice

Prof.ssa Zimi Sawacha

Università degli Studi di Padova

Correlatori

Ing. Paolo Caravaggi
Ing. Giulia Rogati

Istituto Ortopedico Rizzoli

Anno Accademico
2025/2026
Data di Laurea: 6 Luglio 2026

Abstract

Gli Osteocondromi Multipli (OM), o Esostosi Multiple Ereditarie, sono una rara patologia muscoloscheletrica autosomica dominante caratterizzata dalla formazione di multiple escrescenze osteocartilaginee che originano prevalentemente dalle regioni metafisarie delle ossa lunghe. La patologia presenta un'elevata variabilità fenotipica ed è associata principalmente a mutazioni dei geni EXT1 ed EXT2. Sebbene gli effetti clinici e morfologici degli OM siano ampiamente descritti in letteratura, il loro impatto funzionale sulla distribuzione dei carichi plantari, sulla deambulazione e sul controllo posturale è stato finora poco investigato mediante analisi strumentali.

Il presente lavoro di tesi si inserisce nel progetto MAMBO ("Misure di funzionalità e deformità dell'Apparato Muscoloscheletrico come Biomarkers per il trattamento di malattie Ortopediche") e ha l'obiettivo di valutare gli effetti degli OM sulla distribuzione della pressione plantare in condizioni statiche e dinamiche in una popolazione pediatrica e di giovani adulti.

Sono stati arruolati 20 soggetti affetti da OM (10 adulti e 10 minori) e 35 soggetti sani di controllo (17 adulti e 8 minori). La valutazione è stata effettuata mediante una pedana baropodometrica a sensori capacitivi durante prove statiche, a occhi aperti e chiusi, e durante il cammino a piedi nudi. Per il processamento dei dati dinamici è stato sviluppato un software dedicato in Matlab, in grado di eseguire l'importazione dei dati grezzi, l'allineamento e la rotazione delle mappe pressorie, l'interpolazione su una matrice di riferimento comune e il calcolo delle impronte plantari medie intra- e inter-soggetto. Sono stati analizzati parametri globali e regionali dell'appoggio plantare, tra cui pressione media, picco di pressione, area di contatto, Arch Index, Centre of Pressure Excursion Index (CPEI) e parametri stabilometrici. Inoltre, sono state applicate tecniche di Statistical Parametric Mapping unidimensionale (SPM1D) e bidimensionale (SPM2D) per valutare rispettivamente l'andamento temporale delle variabili di-

namiche durante la fase di appoggio e la distribuzione spaziale delle pressioni sull'intera impronta plantare.

I risultati mostrano che i principali parametri globali dell'appoggio plantare non presentano differenze statisticamente significative tra soggetti con OM e controlli. In particolare, pressione media totale, picco di pressione, Arch Index, velocità normalizzata, traiettoria del centro di pressione e CPEI risultano sostanzialmente comparabili tra i gruppi. Analogamente, l'analisi SPM1D non ha evidenziato differenze significative nell'andamento temporale della forza totale, della pressione media, del picco di pressione e dell'area di contatto durante la fase di appoggio del passo. Al contrario, le analisi regionali hanno evidenziato differenze localizzate nella pressione media del piede sinistro, in particolare a livello di avampiede e retropiede. Coerentemente, l'analisi SPM2D ha identificato aree statisticamente significative localizzate prevalentemente nella porzione anteriore del piede sinistro degli adulti con OM. In condizioni statiche, è stata osservata una maggiore sway area negli adulti con OM e una diversa distribuzione regionale dell'area di contatto plantare, caratterizzata da un maggiore coinvolgimento dell'avampiede e da un minore coinvolgimento del mesopiede.

Nel complesso, i risultati suggeriscono che gli OM non determinano una modificazione globale della dinamica del passo o del controllo posturale, ma siano associati a variazioni localizzate della distribuzione del carico plantare. Tali alterazioni sembrano interessare principalmente specifiche regioni anatomiche del piede e potrebbero essere correlate alle deformità morfologiche caratteristiche della patologia. Queste evidenze contribuiscono a una migliore comprensione delle manifestazioni funzionali degli OM e possono supportare la valutazione clinica, il monitoraggio dell'evoluzione della malattia e la definizione di strategie riabilitative personalizzate.

Indice

Abstract

1 Introduzione **1**
1.1 Osteocondromi Multipli 1
1.1.1 Origine e sintomatologia della malattia 1
1.1.2 Complicanze ed alterazioni 4
1.1.3 Trattamento e gestione 5
1.2 Anatomia e biomeccanica del piede 5
1.2.1 Descrizione della struttura anatomica e funzionale del piede 6
1.2.2 Archi Plantari 7
1.2.3 La caviglia: anatomia e ruolo biomeccanico nel cammino . 10
1.3 Gait Analysis 13
1.3.1 Introduzione all'analisi del movimento 14
1.3.2 Descrizione del ciclo del passo e delle fasi che lo compongono 15
1.4 Parametri cinematici 18
1.4.1 Dati sull'andatura 19
1.4.2 Forze di reazione al suolo 20
1.4.3 Curve di forza e traiettoria del carico plantare 21
1.5 Baropodometria 24
1.5.1 Pedane baropodometriche 24
1.5.2 Parametri di baropodometria 27
1.6 Obiettivo dello studio 29

2 Materiali e metodi **33**
2.1 Popolazione di studio 33
2.2 Strumentazione 36
2.3 Protocollo sperimentale 36
2.4 Analisi dei parametri baropodometrici del cammino 40

2.4.1 Importazione dei dati baropodometrici 41
2.4.2 Allineamento e normalizzazione delle impronte di pressione 43
2.4.3 Calcolo dei parametri di pressione 47
2.5 Analisi dei parametri stabilometrici 51
2.5.1 Importazione dei dati 51
2.5.2 Elaborazione dei dati stabilometrici 52
2.5.3 Calcolo dei parametri stabilometrici 52
2.6 Analisi statistica 56
2.6.1 Analisi dinamica 56
2.6.2 Analisi statistica dei parametri scalari in dinamica 57
2.6.3 Analasi statistica dei parametri stabilometrici 58
2.6.4 Analisi temporale delle variabili dinamiche mediante SPM1D 59
2.6.5 Analisi Spaziale delle mappe di pressione mediante SPM2D 61

3 Risultati **63**
3.1 Analisi baropodometrica nel cammino 63
3.1.1 *Peak pressure* 63
3.1.2 *Mean pressure* 65
3.1.3 *Normalized Speed* 68
3.1.4 *Arch index* 68
3.1.5 Andamento medio del COP 70
3.1.6 CPEI 73
3.2 Parametri stabilometrici 74
3.2.1 *Sway area* 74
3.2.2 Asimmetria medio-laterale dell'appoggio 76
3.2.3 Asimmetria antero-posteriore dell'appoggio 77
3.2.4 *Contact area* 79
3.3 Analisi temporale dei parametri baropodometrici nel cammmino mediante *Statistical Parametric Mapping 1D* (SPM1D) 83
3.3.1 *Total force body-weight normalized* 83
3.3.2 *Peak pressure* 87
3.3.3 *Mean pressure* 92
3.3.4 *Contact area* 96
3.4 Analisi spaziale delle mappe pressorie mediante *Statistical Parametric Mapping 2D* (SPM2D) 101
3.4.1 Picchi di pressione nella popolazione adulta 102

3.4.2 Picchi di pressione nella popolazione pediatrica 105

4 Discussione **109**
4.1 Discussione dei risultati 109
4.2 Analisi e discussione delle variabili scalari dinamiche 109
4.3 Analisi e discussione delle variabili stabilometriche 112
4.4 Analisi e discussione sull'andamento temporale delle variabili dinamiche: SPM1D 113
4.5 Analisi e discussione sulla distribuzione spaziale delle pressioni plantari: SPM2D 114
4.5.1 Aspetti morfologici del piede e risultati baropodometrici . 115

5 Conclusione **117**
5.1 Conclusioni 117
5.2 Limiti dello studio e sviluppi futuri 118

A APPENDICE **121**
A.1 Confronto tra i parametri calcolati in MATLAB e i valori esportati dal software Novel 121
A.1.1 Valutazione della corrispondenza per la Peak pressure . . 123
A.1.2 Valutazione della corrispondenza per la mean pressure . . 124
A.1.3 Valutazione della corrispondenza per l'Arch index 126
A.1.4 Valutazione della corrispondenza per la Contact area . . . 128
A.1.5 Valutazione della corrispondenza per la Contact time . . . 130
A.1.6 Valutazione della corrispondenza per il CPEI 132

Elenco delle figure

1.1 Esempi radiografici di osteocondromi multipli in differenti distretti anatomici: (a) gomito e avambraccio; (b) bacino e regione prossimale del femore; (c) entrambe le ginocchia, con formazioni esostotiche e alterazioni dei profili metafisari [21]. 3

1.2 Esempio di alterazioni morfologiche del piede osservate in uno dei soggetti con osteocondromi multipli. L'immagine mostrano modificazioni dell'avampiede e delle dita, tra cui deviazione dell'alluce, possibile valgismo del primo dito e disallineamento delle dita minori. 4

1.3 Descrizione anatomia del piede: vista laterale e mediale [33]. . . . 7

1.4 Rappresentazione visiva degli archi plantari [36]. 9

1.5 Legamenti laterali e mediali dell'articolazione della caviglia [5]. . 11

1.6 Diagramma che illustra i movimenti relativi del complesso articolare della caviglia [5]. 12

1.7 Diagramma che illustra i risultati tipici dell'analisi dell'andatura di cinque prove di cammino. a) rappresentazione della rotazione del complesso della caviglia nei piani sagittale, frontale e trasversale (rispettivamente da sinistra a destra); b) momenti della caviglia sul piano sagittale e c) potenza della caviglia sul piano sagittale. L'area ombreggiata su tutti i grafici rappresenta 1 deviazione standard [5]. 13

1.8 Terminologia di base che descrive il ciclo dellandatura [30]. 16

1.9 Forza verticale di reazione al terreno durante il cammino [11]. . . 20

1.10 Vettore di forza di reazione al suolo durante il cammino [27]. . . . 21

1.11 Andamento della componente verticale della Ground Reaction Force durante la fase di appoggio nel cammino fisiologico, caratterizzata da un doppio picco (loading response e push-off) [17]. 22
1.12 Il grafico riporta l'andamento della velocità del GRF durante la fase di appoggio nei diversi morfotipi plantari. Nel piede normale il trasferimento del carico avviene in modo progressivo e regolare. Nel piede piatto si osserva una velocità mediamente inferiore nella fase intermedia dell'appoggio, coerente con un maggiore coinvolgimento del mesopiede e una pronazione prolungata. Nel piede cavo, al contrario, si evidenzia un incremento marcato della velocità nella fase terminale della stance, indicativo di un trasferimento più rapido e rigido del carico verso l'avampiede [17]. 23
1.13 Sensore di pressione plantare del piede basato su piattaforma emed da Novel [32]. 25
1.14 Rappresentazione grafica del CPEI [14]. 28
1.15 Rappresentazione grafica dell'Arch Index [20]. 29

2.1 Pedana baropodometrica emed Novel 36
2.2 Configurazione sperimentale per l'acquisizione dei dati di cinematica mediante sensori inerziali Noraxon. I sensori IMU sono stati applicati bilateralmente sugli arti inferiori, sul dorso dei piedi ed a livello della pelvi e della settima vertebra cervicale. 38
2.3 Scanner 3D utilizzato per l'acquisizione della morfologia esterna del corpo intero, [2]. 39
2.4 Diagramma di flusso della metodologia di elaborazione delle impronte plantari, dall'importazione dei file all'ottenimento dell'impronta di pressione media. La procedura comprende l'estrazione dei singoli passi, la rotazione e l'allineamento spaziale delle impronte, l'interpolazione su una griglia comune e il calcolo della media dei quattro passi acquisiti per ciascun piede. L'output finale è rappresentato dall'impronta di pressione media del piede destro e sinistro, utilizzata per le successive analisi. 40

2.5 Diagramma di flusso della metodologia di elaborazione del COP, dall'importazione dei dati grezzi all'ottenimento della traiettoria media. La procedura comprende l'acquisizione delle coordinate del COP per ciascun passo, la pulizia e preparazione dei dati, la normalizzazione temporale delle traiettorie mediante ricampionamento a 101 punti, la normalizzazione spaziale tramite mappatura su un template comune e il calcolo della traiettoria media a partire dai quattro passi acquisiti per ciascun piede. L'output finale consiste nella sovrapposizione del COP medio all'impronta plantare media del piede destro e sinistro e nel calcolo delle principali metriche spaziali del COP, utilizzate per le successive analisi quantitative 41

2.6 Rappresentazione schematica della definizione della Base of Support (BOS) e della normalizzazione della sway area rispetto allarea di appoggio disponibile. 53

3.1 Confronto della *peak pressure* totale durante la prova dinamica nei gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*, per il piede sinistro (a sinistra) e destro (a destra). I valori di p e FDR si riferiscono ai confronti tra soggetti OM e controlli, separatamente per adulti e bambini. 64

3.2 Confronto della *mean pressure* totale durante la prova dinamica tra i gruppi analizzati (controlli adulti, adulti OM, controlli bambini, bambini OM), per il piede sinistro (a sinistra) e destro (a destra). I valori di p e FDR si riferiscono ai confronti tra soggetti OM e controlli, separatamente per adulti e bambini. 66

3.3 Confronto della *normalized speed* ($\frac{\text{m}}{\text{s}\cdot\text{height}}$) tra i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*, durante la prova dinamica. I valori di *p* e FDR riportati nel grafico si riferiscono ai confronti inter-gruppo tra OM e controlli, analizzati separatamente. 68

3.4 Confronto dell'*Arch Index* durante la prova dinamica tra i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM* per il piede sinistro (a sinistra) e destro (a destra). Le linee tratteggiate delimitano l'intervallo entro il quale i valori dell'*Arch Index* sono indicativi di un piede a normo-arco, [7]. I valori di p e FDR riportati nel grafico si riferiscono ai confronti inter-gruppo tra soggetti OM e controlli, separatamente per adulti e bambini. 69

3.5 Andamento medio del COP sovrapposto all'impronta pressoria media durante la prova dinamica tra i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM* per il piede sinistro (in alto) e destro (in basso). La mappa di colore rappresenta la distribuzione media della pressione plantare, espressa in kPa, mentre la linea sovrapposta indica il percorso medio del COP durante la fase di appoggio. Il punto verde rappresenta l'inizio della traiettoria, corrispondente alle prime fasi del contatto al suolo, mentre il punto rosso rappresenta la fine della traiettoria, corrispondente alla fase terminale dell'appoggio. 71

3.6 Andamento medio e variabilità del COP tra i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM* per il piede sinistro (in alto) e destro (in basso). La linea continua indica il percorso medio del COP durante la fase d'appoggio, mentre l'area ombreggiata in grigio delimita l'intervallo di una deviazione standard (±1 SD) sul piano latero-mediale. Il punto verde rappresenta l'inizio della traiettoria, corrispondente alle prime fasi del contatto al suolo, mentre il punto rosso rappresenta la fine della traiettoria, corrispondente alla fase terminale dell'appoggio. Le traiettorie sono espresse in percentuale e normalizzate rispetto alla lunghezza del piede per consentire il confronto diretto tra i gruppi. 72

3.7 Confronto del *Center of Pressure Excursion Index* (CPEI) tra i gruppi analizzati durante la prova dinamica tra i gruppi analizzati (controlli adulti, adulti OM, controlli bambini, bambini OM), per il piede sinistro (a sinistra) e destro (a destra). Le linee tratteggiate orizzontali delimitano l'intervallo di neutralità del CPEI; valori inferiori al limite inferiore sono associati a un piede over-pronato, mentre valori superiori al limite superiore sono associati a un piede supinato [12]. I valori di p e FDR riportati nel grafico si riferiscono ai confronti inter-gruppo tra soggetti OM e controlli, separatamente per adulti e bambini. 73
3.8 Confronto intra-gruppo della *sway area* normalizzata rispetto alla base di supporto tra le condizioni a occhi aperti e occhi chiusi. Il confronto è stato effettuato mediante test di Wilcoxon per valutare le differenze tra le due condizioni statiche all'interno dello stesso gruppo. 75
3.9 Confronto inter-gruppo della *sway area* normalizzata rispetto alla base di supporto nelle condizioni statiche. Il confronto è stato effettuato mediante test di Mann-Whitney tra i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*, separatamente per occhi aperti e occhi chiusi. 75
3.10 Confronto intra-gruppo dell'asimmetria laterale dell'appoggio nelle condizioni statiche, espressa in percentuale, tra la condizione a occhi aperti e quella a occhi chiusi. Il confronto è stato effettuato mediante test di Wilcoxon all'interno di ciascun gruppo. 76
3.11 Confronto inter-gruppo dell'asimmetria laterale dell'appoggio nelle condizioni statiche, espressa in percentuale. Il confronto è stato effettuato mediante test di Mann-Whitney tra i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*, separatamente per la condizione a occhi aperti e a occhi chiusi. 77
3.12 Confronto intra-gruppo dell'asimmetria antero-posteriore nelle condizioni statiche, espressa in percentuale, tra la condizione a occhi aperti e quella a occhi chiusi. Il confronto è stato effettuato mediante test di Wilcoxon all'interno di ciascun gruppo. La linea tratteggiata orizzontale indica il valore nullo di asimmetria. . . . 78

3.13 Confronto inter-gruppo dell'asimmetria antero-posteriore nelle condizioni statiche, espressa in percentuale. Il confronto è stato effettuato mediante test di Mann-Whitney tra i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*, separatamente per la condizione a occhi aperti e a occhi chiusi. 78
3.14 Confronto intra-gruppo tra le condizioni a occhi aperti e occhi chiusi della *contact area* statica normalizzata. Le analisi sono state condotte separatamente per il piede sinistro e per il piede destro mediante test di Wilcoxon. L'asse orizzontale riporta le due condizioni analizzate, mentre l'asse verticale rappresenta la *contact area* normalizzata. 80
3.15 Confronto inter-gruppo della *contact area* statica normalizzata tra soggetti OM e soggetti di controllo. Le analisi sono state condotte separatamente per il piede sinistro e per il piede destro mediante test di Mann–Whitney. L'asse orizzontale riporta i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*, mentre l'asse verticale rappresenta la *contact area* normalizzata. I risultati sono mostrati separatamente per le condizioni a occhi aperti e occhi chiusi. . . . 81
3.16 In alto, andamento medio della forza normalizzata, espressa come percentuale del *body weight* (%BW) durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult Control* (in blu) e *Adult OM*. In basso, i risultati della SPM1D. 84
3.17 In alto, andamento medio della forza normalizzata, espressa come percentuale del *body weight* (%BW) durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult Control* (in blu) e *Adult OM*. In basso, i risultati della SPM1D. 85
3.18 In alto, andamento medio della forza normalizzata, espressa come percentuale del *body weight* (%BW) durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child Control* (in blu) e *Child OM*. In basso, i risultati della SPM1D. 86
3.19 In alto, andamento medio della forza normalizzata, espressa come percentuale del *body weight* (%BW) durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child Control* (in blu) e *Child OM*. In basso, i risultati della SPM1D. 87

3.20 In alto, andamento medio della *peak pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D. 89
3.21 In alto, andamento medio della *peak pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D. 90
3.22 In alto, andamento medio della *peak pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child OM* e *Child Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D. 91
3.23 In alto, andamento medio della *peak pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child OM* e *Child Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D. 92
3.24 In alto, andamento medio della *mean pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D. 93
3.25 In alto, andamento medio della *mean pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D. 94
3.26 In alto, andamento medio della *mean pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child OM* e *Child Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D. 95
3.27 In alto, andamento medio della *mean pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child OM* e *Child Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D. 96
3.28 In alto, andamento medio della *Contact area* durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D. 98
3.29 In alto, andamento medio della *Contact area* durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D. 99
3.30 In alto, andamento medio della *Contact area* durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child OM* e *Child Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D. 100
3.31 In alto, andamento medio della *Contact area* durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child OM* e *Child Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D. 101

3.32 Mappe di colore della distribuzione dei picchi di pressione nel piede destro per la popolazione *Adult OM* (a) e *Adult Control* (b) e della differenza di pressione media tra i gruppi *(Adult OM - Adult Control)* (c). 102
3.33 Analisi SPM2D dei picchi di pressione plantare nel piede destro tra i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. A sinistra, la mappa dei valori *t (SPMt)*; a destra, le aree in cui il valore assoluto di t supera la soglia critica. 103
3.34 Mappe di colore della distribuzione dei picchi di pressione nel piede destro per la popolazione *Adult OM* (a) e *Adult Control* (b) e della differenza di pressione media tra i gruppi *(Adult OM - Adult Control)* (c). 104
3.35 Analisi SPM2D dei picchi di pressione plantare nel piede destro tra i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. A sinistra, la mappa dei valori *t (SPMt)*; a destra, le aree in cui il valore assoluto di t supera la soglia critica. 104
3.36 Mappe di colore della distribuzione dei picchi di pressione nel piede destro per la popolazione*Child OM* (a) e *Child Control* (b) e della differenza di pressione media tra i gruppi *(Adult OM - Adult Control)* (c). 105
3.37 Analisi SPM2D dei picchi di pressione plantare nel piede destro tra i gruppi *Child OM* e *Child Control*. A sinistra, la mappa dei valori *t (SPMt)*; a destra, le aree in cui il valore assoluto di t supera la soglia critica. 106
3.38 Mappe di colore della distribuzione dei picchi di pressione nel piede destro per la popolazione*Child OM* (a) e *Child Control* (b) e della differenza di pressione media tra i gruppi *(Adult OM - Adult Control)* (c). 107
3.39 Analisi SPM2D dei picchi di pressione plantare nel piede destro tra i gruppi *Child OM* e *Child Control*. A sinistra, la mappa dei valori *t (SPMt)*; a destra, le aree in cui il valore assoluto di t supera la soglia critica. 107

A.1 Confronto tra i valori di *peak pressure* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel mediante coefficiente di correlazione di Pearson. 123

A.2 Analisi di Bland–Altman per il confronto tra i valori di *peak pressure* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel. . 124
A.3 Confronto tra i valori di *mean pressure* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel mediante coefficiente di correlazione di Pearson. 125
A.4 Analisi di Bland–Altman per il confronto tra i valori di *mean pressure* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel. . 126
A.5 Confronto tra i valori di *arch index* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel mediante coefficiente di correlazione di Pearson. 127
A.6 Analisi di Bland–Altman per il confronto tra i valori di *arch index* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel. 128
A.7 Confronto tra i valori di *contact area* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel mediante coefficiente di correlazione di Pearson. 129
A.8 Analisi di Bland–Altman per il confronto tra i valori di *contact area* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel. 130
A.9 Confronto tra i valori di *contact time* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel mediante coefficiente di correlazione di Pearson. 131
A.10 Analisi di Bland–Altman per il confronto tra i valori di *contact time* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel. . . . 132
A.11 Confronto tra i valori di CPEI calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel mediante coefficiente di correlazione di Pearson. 133
A.12 Analisi di Bland–Altman per il confronto tra i valori di CPEI calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel. 134

Elenco delle tabelle

2.1 Caratteristiche anagrafiche e antropometriche dei soggetti con OM. 34
2.2 Caratteristiche anagrafiche e antropometriche dei soggetti di controllo inclusi nello studio. 35

3.1 Valori di *peak pressure* dinamica (mediana [Q1Q3], kPa) per avampiede, mesopiede e retropiede, separatamente per piede destro e sinistro, nei gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*. I valori di *p* si riferiscono ai confronti inter-gruppo tra OM e controlli mediante test di Mann-Whitney, eseguiti separatamente per adulti e bambini. 65
3.2 Valori di *mean pressure* dinamica (mediana [Q1Q3], kPa) per avampiede, mesopiede e retropiede, separatamente per piede destro e sinistro, nei gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*. I valori di *p* si riferiscono ai confronti inter-gruppo tra OM e controlli mediante test di Mann-Whitney, eseguiti separatamente per adulti e bambini. Differenze statisticamente significative sono evidenziate da una banda grigia 67
3.3 Distribuzione percentuale della *contact area* (mediana [Q1-Q3]) tra avampiede, mesopiede e retropiede, separatamente per piede destro e sinistro e per le condizioni a occhi aperti e chiusi, nei gruppi Adult Control, Adult OM, Child Control e Child OM. I valori di p si riferiscono ai confronti tra OM e controlli mediante test di Mann-Whitney. Differenze statisticamente significative sono evidenziate da una banda grigia. 82

1 Introduzione

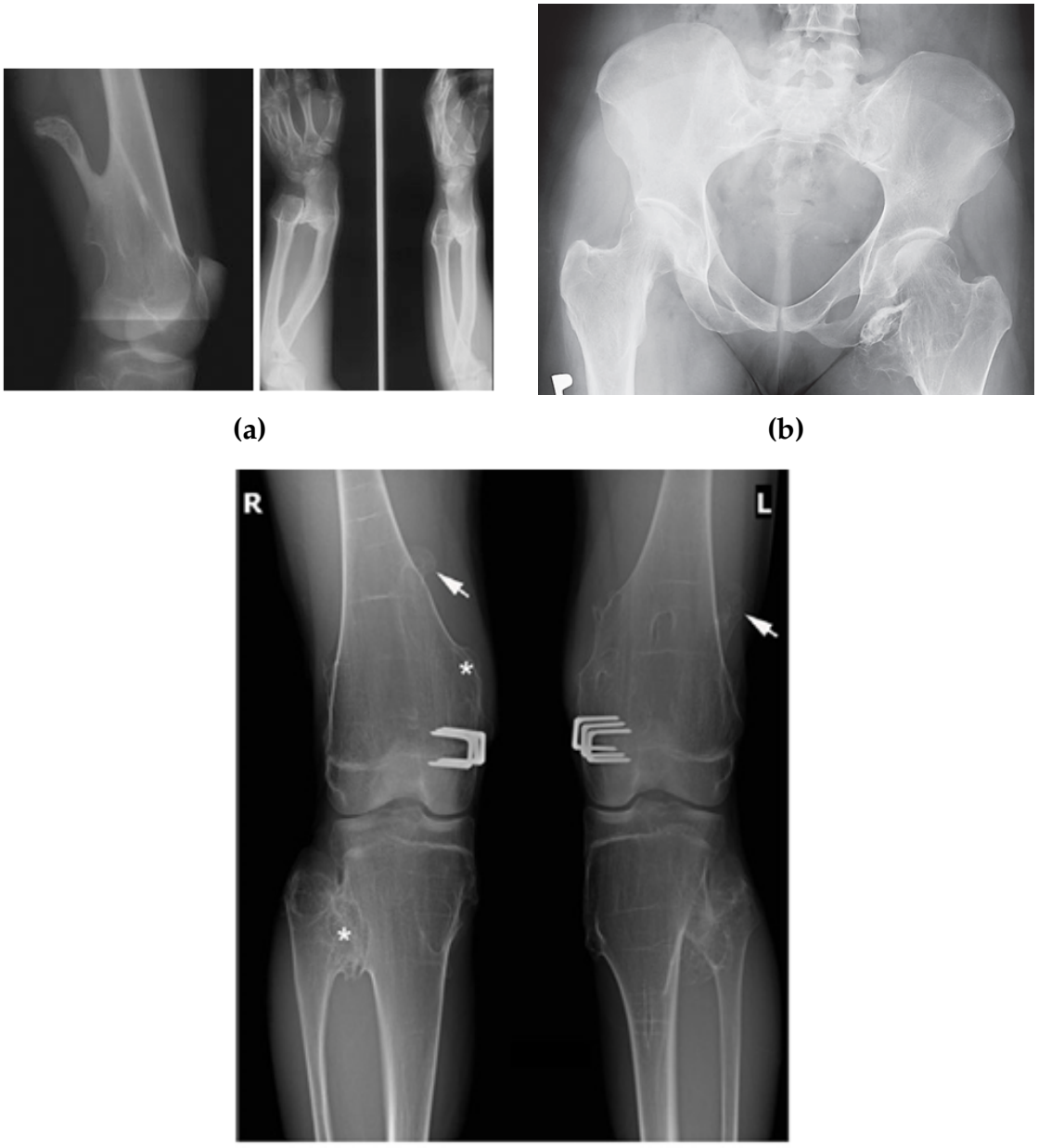
1.1 Osteocondromi Multipli

Gli osteocondromi multipli (OM), rappresentano una patologia rara caratterizzata dalla formazione di lesioni benigne osee benigne che interessa circa 1 persona ogni 50.000 individui, ovvero circa lo 0,002% della popolazione generale. Gli osteocondromi possono presentarsi sia come lesioni isolate sia come manifestazioni multiple associate a una forma ereditaria. Le forme isolate sono relativamente comuni, con una prevalenza che può raggiungere l'1–2% nella popolazione generale, mentre la forma ereditaria multipla è molto più rara e si manifesta tipicamente durante l'infanzia o l'adolescenza [35]. Nei sottoparagrafi che seguono, verranno esplorati l'origine e la sintomatologia della malattia, approfondendo le cause alla base della sua insorgenza, le conseguenze delle alterazioni scheletriche e, infine, le strategie di trattamento e gestione più efficaci per il controllo e la cura della condizione..

1.1.1 Origine e sintomatologia della malattia

L'osteocondroma multiplo è una malattia scheletrica rara caratterizzata da deformità di rimodellamento delle ossa dovute ad una proliferazione alterata di condrociti, che porta ad una crescita ossea anomala e allo sviluppo di masse esofitiche isolate o multiple in prossimità delle metafisi delle ossa lunghe. L'OM è dovuta ad una condizione ereditaria autosomica dominante causata principalmente da mutazioni in due geni: esostosina-1 (EXT1) ed esostosina-2 (EXT2),

presenti nel 70% dei pazienti, più frequentemente EXT1. La malattia è caratterizzata dalla presenza di osteocondromi multipli costituiti da due componenti, uno stelo osseo, in continuità con il midollo osseo dell'osso sottostante, e un sottile cappuccio cartilagineo sulla superficie, e si sviluppano e aumentano di numero e dimensioni durante l'infanzia fino alla chiusura delle cartilagini di accrescimento. Possono essere a base ampia (sessili) o peduncolati. La maggior parte dei pazienti presenta sei o più osteocondromi e la loro posizione può variare considerevolmente. Gli osteocondromi possono verificarsi in tutte le ossa sviluppate sulla base della cartilagine ialina, ma la localizzazione più frequente è attorno all'omero e al ginocchio, compresi il femore distale, la tibia prossimale, il perone e sono relativamente frequenti anche nell'area del tronco (ad esempio, bacino, colonna vertebrale e scapola), dove presentano analogamente una continuità centrale con il midollo osseo sottostante, mentre gli osteocondromi a livello delle ossa carpali e tarsali sono rari [35], Figura 1.1.



(a) **(b)**

(c)

Figura 1.1: Esempi radiografici di osteocondromi multipli in differenti distretti anatomici: (a) gomito e avambraccio; (b) bacino e regione prossimale del femore; (c) entrambe le ginocchia, con formazioni esostotiche e alterazioni dei profili metafisari [21].



Figura 1.2: Esempio di alterazioni morfologiche del piede osservate in uno dei soggetti con osteocondromi multipli. L'immagine mostrano modificazioni dell'avampiede e delle dita, tra cui deviazione dell'alluce, possibile valgismo del primo dito e disallineamento delle dita minori.

1.1.2 Complicanze ed alterazioni

Sebbene gli osteocondromi siano spesso asintomatici, essi possono andare incontro a numerose complicanze secondarie. Tra le complicanze più comuni rientrano la compressione di strutture adiacenti, quali nervi periferici, vasi sanguigni e tendini, che può determinare dolore, parestesie, deficit neurologici o alterazioni del flusso ematico, fino alla comparsa di trombosi, aneurismi o pseudoaneurismi. Altre complicanze frequenti includono fratture del peduncolo dell'osteocondroma, formazione di borse sierose (borsiti) e limitazioni funzionali dovute all'interferenza meccanica con i tessuti molli circostanti [35][4][23]. A livello scheletrico possono manifestarsi con deformità, disuguaglianza nella lunghezza degli arti, deviazioni assiali (genu valgum, coxa valga, valgismo della caviglia), displasie articolari e lussazioni o sublussazioni, con conseguente compromissione funzionale e qualità di vita ridotta. Una particolare attenzione clinica è rivolta alla trasformazione maligna, che rappresenta la complicanza più severa: essa consiste nella degenerazione dell'osteocondroma in condrosarcoma secondario, evento raro ma significativamente più frequente nelle MO rispetto alle forme solitarie. Il rischio di malignizzazione è stimato intorno all'1% negli osteocondromi isolati e può raggiungere il 10% nei pazienti con osteocondromi multipli. Segni clinici e radiologici suggestivi di trasformazione maligna

includono la comparsa di dolore ingravescente, la crescita della lesione dopo la maturità scheletrica, margini irregolari, calcificazioni disomogenee, erosione dell'osso adiacente e un aumento dello spessore della cuffia cartilaginea oltre i 2 cm nell'adulto o i 3 cm nel bambino [23] [9].

1.1.3 Trattamento e gestione

La gestione degli osteocondromi multipli è prevalentemente conservativa e si basa su un monitoraggio clinico e radiologico nel tempo, poiché una larga parte delle lesioni rimane asintomatica per tutta la vita del paziente [1] [26]. L'approccio terapeutico è quindi orientato alla sorveglianza, con particolare attenzione all'evoluzione dimensionale delle esostosi e alla comparsa di segni clinici o radiologici suggestivi di complicanze. Il trattamento chirurgico è riservato a casi selezionati, in presenza di dolore persistente, compressione neurovascolare, limitazione funzionale, deformità scheletriche significative o sospetto di trasformazione maligna [9] [1]. L'intervento consiste generalmente nell'escissione completa dell'osteocondroma, comprendente la rimozione della cuffia cartilaginea e del pericondrio, al fine di ridurre il rischio di recidiva locale [9]. Nei pazienti affetti da esostosi multiple ereditarie, la gestione risulta più complessa a causa della natura multifocale della patologia e del rischio aumentato di complicanze, rendendo necessario un follow-up strutturato e longitudinale [26]. In questo contesto, l'impiego di tecniche di imaging avanzato riveste un ruolo centrale sia nella pianificazione dell'intervento sia nel monitoraggio postoperatorio. Dal punto di vista ingegneristico, la gestione degli osteocondromi multipli rappresenta un ambito di interesse per lo sviluppo di metodologie di analisi quantitativa delle immagini, modelli geometrici e strumenti di supporto alla decisione, finalizzati a valutare l'evoluzione delle lesioni, stimare il rischio di complicanze e ottimizzare le strategie di sorveglianza [26]. Sebbene attualmente non siano disponibili terapie farmacologiche standardizzate, sono in corso studi sperimentali su approcci biologici mirati, che potrebbero in futuro affiancare la gestione tradizionale [4].

1.2 Anatomia e biomeccanica del piede

Il piede umano è una struttura complessa che gioca un ruolo fondamentale nella deambulazione e nel mantenimento della postura eretta. La sua anato-

mia e biomeccanica, compresa la funzione degli archi plantari e l'articolazione della caviglia, sono cruciali per la distribuzione delle pressioni plantari durante il passo. L'analisi della forma e della funzione di queste strutture consente di comprendere come le alterazioni anatomiche possano influenzare la distribuzione delle pressioni e, di conseguenza, la biomeccanica del cammino e della postura [33]. Questo paragrafo esplorerà l'anatomia del piede, il ruolo degli archi plantari e dell'articolazione della caviglia nel controllo del carico, nonché il loro impatto sulla misurazione delle pressioni plantari.

1.2.1 Descrizione della struttura anatomica e funzionale del piede

Il piede è una complessa struttura anatomica situata all'estremità distale della gamba. Esso ricopre un ruolo fondamentale nel sistema di controllo antigravitario, che consente il mantenimento statico della postura eretta e di spostarsi nello spazio. Dal punto di vista biomeccanico il piede è considerato un'unità funzionale in grado di sostenere l'intero peso corporeo ed agire come leva, consentendo al corpo di muoversi. E' costituito da innumerevoli articolazioni, strutture muscolari intrinseche del piede, inserzioni di muscoli aventi origine nella gamba, tendini e legamenti, ed è irrorato da un articolato sistema vascolare, Figura 1.3. Il risultato è un complesso anatomico capace di adattarsi al suolo ed assorbire gli stress meccanici durante il cammino e la corsa [10]. In esso possiamo distinguere diverse componenti anatomiche:

- tallone: costituito principalmente dal calcagno, rappresenta l'estremità posteriore del piede ed è coinvolto nella fase iniziale di contatto con il suolo durante la deambulazione.
- metatarso: costituito da cinque ossa metatarsali, rappresenta la porzione anteriore del piede. Insieme alle cinque dita, di grandezza decrescente dall'alluce, costituisce l'avampiede, struttura fondamentale nella fase di spinta del passo e nella progressione del corpo in avanti [33].

In condizioni di stazione eretta, nel piede è possibile distinguere due superfici principali:

- la superficie plantare: corrispondente alla porzione inferiore del piede, è deputata al contatto con il terreno e alla trasmissione delle forze di carico.
- la superficie dorsale: corrispondente alla porzione superiore del piede e ospita strutture tendinee e vascolari superficiali.

Lo scheletro del piede umano è generalmente costituito da 26 ossa; tale quantità può variare tra gli individui a causa della presenza di ossa sesamoidi incostanti o di ossa accessorie, considerate varianti anatomiche. Esse possono essere suddivise in tre gruppi principali: tarso, metatarso e falangi, che cooperano per garantire stabilità, adattamento al suolo e funzione biomeccanica durante la postura eretta e la deambulazione.

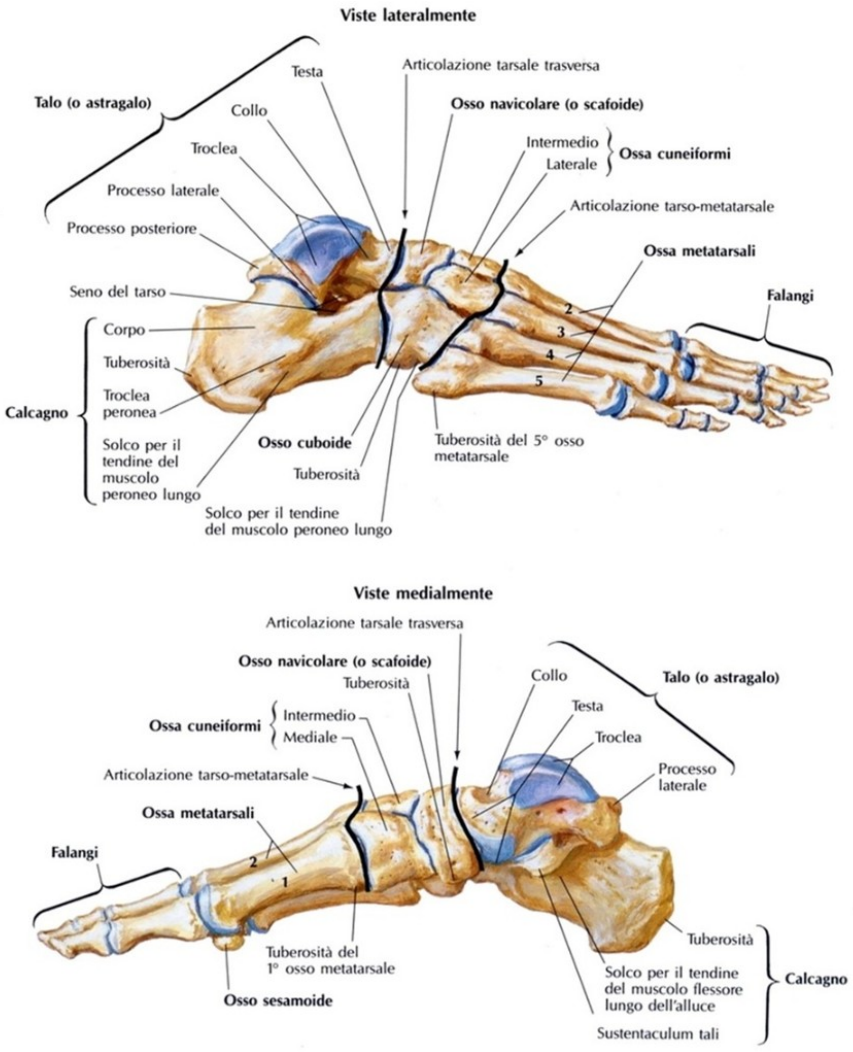


Figura 1.3: Descrizione anatomia del piede: vista laterale e mediale [33].

1.2.2 Archi Plantari

Il piede presenta una struttura multiarco in grado di sostenere, ammortizzare e distribuire il peso corporeo. Nella parte centrale della sua pianta, troviamo la volta plantare, costituita da tre archi e tre punti d'appoggio. Gli archi plan-

tari sono strutture formate, insieme a tendini e legamenti, dalle ossa del tarso e del metatarso e sono in grado di distribuire uniformemente la forza lungo la superficie plantare, Figura 1.4. Dal punto di vista anatomico e funzionale, si distinguono: arco longitudinale mediale, è il più flessibile e per questo svolge un ruolo essenziale nell'assorbimento degli urti durante il contatto iniziale con il suolo, consentendo al piede di adattarsi alle irregolarità della superficie di appoggio; arco longitudinale laterale, è più rigido rispetto a quello mediale e fornisce principalmente supporto statico, contribuendo alla stabilità del piede durante la stazione eretta e fungendo da base di appoggio durante le fasi di carico del passo; e infine, arco trasverso, che risulta essere determinante nella distribuzione del carico sull'avampiede, consentendo una ripartizione equilibrata delle pressioni tra i metatarsi e contribuendo alla stabilità dell'avampiede durante la fase propulsiva della deambulazione. Alterazioni dell'arco trasverso possono determinare sovraccarichi localizzati e aumenti di pressione a livello delle teste metatarsali [33]. Nel loro insieme, gli archi plantari permettono al piede di comportarsi come una struttura dinamica, capace di modificare la propria rigidità in funzione delle diverse fasi del passo: più flessibile durante l'assorbimento dell'impatto e progressivamente più rigida durante la fase propulsiva.

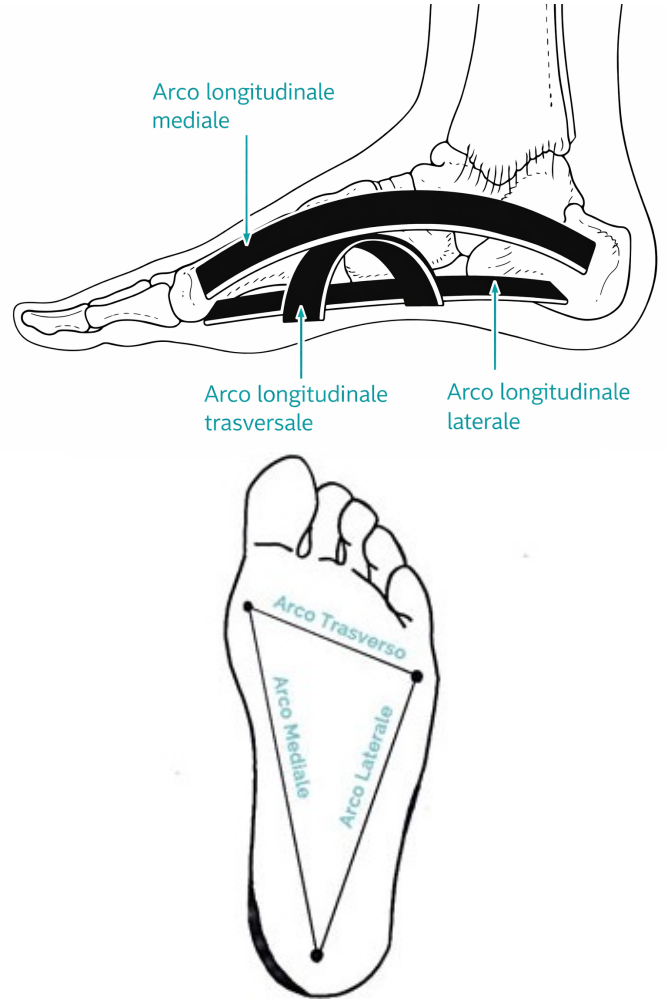


Figura 1.4: Rappresentazione visiva degli archi plantari [36].

Dunque, possiamo dire in base alla descrizione fatta sino a questo momento, che la forma degli archi plantari influenza direttamente la distribuzione del carico e delle pressioni plantari durante l'appoggio. In particolare, un arco longitudinale mediale ridotto è associato a un aumento dell'area di contatto del mesopiede e a una diversa ripartizione del carico tra retropiede e avampiede, mentre un arco più accentuato comporta una riduzione della superficie di appoggio e una maggiore concentrazione delle pressioni in specifiche regioni del piede. Analogamente, alterazioni dell'arco trasverso possono determinare sovraccarichi localizzati a livello dell'avampiede [16]. Queste differenze strutturali si riflettono non solo sull'area di contatto, ma anche sull'intensità e sulla distribuzione temporale delle pressioni durante l'appoggio e la deambulazione. Pertanto, la valutazione delle pressioni plantari rappresenta un approccio fun-

zionale particolarmente indicato per indagare le conseguenze biomeccaniche delle diverse conformazioni degli archi del piede[16] [22].

1.2.3 La caviglia: anatomia e ruolo biomeccanico nel cammino

L'articolazione della caviglia riveste un ruolo fondamentale nella biomeccanica della deambulazione, in quanto rappresenta un elemento chiave nella trasmissione dei carichi dal corpo al piede e nella regolazione dell'interazione piede-suolo durante il ciclo del passo. Il complesso articolare della caviglia è costituito dalla porzione distale della tibia e dal piede, costituendo così il collegamento cinetico che consente all'arto inferiore di interagire con il terreno, requisito fondamentale per l'andatura e altre attività della vita quotidiana. Nonostante le elevate forze di compressione e taglio alle quali è sottoposta, la struttura ossea e legamentosa della caviglia le consente di funzionare con un elevato grado di stabilità. Dal punto di vista anatomico-funzionale, il complesso articolare della caviglia è costituito principalmente dall'articolazione talocrurale e dall'articolazione subtalare, che agiscono in modo coordinato per garantire stabilità, mobilità e adattamento alle superfici di appoggio [5], Figura 1.5.

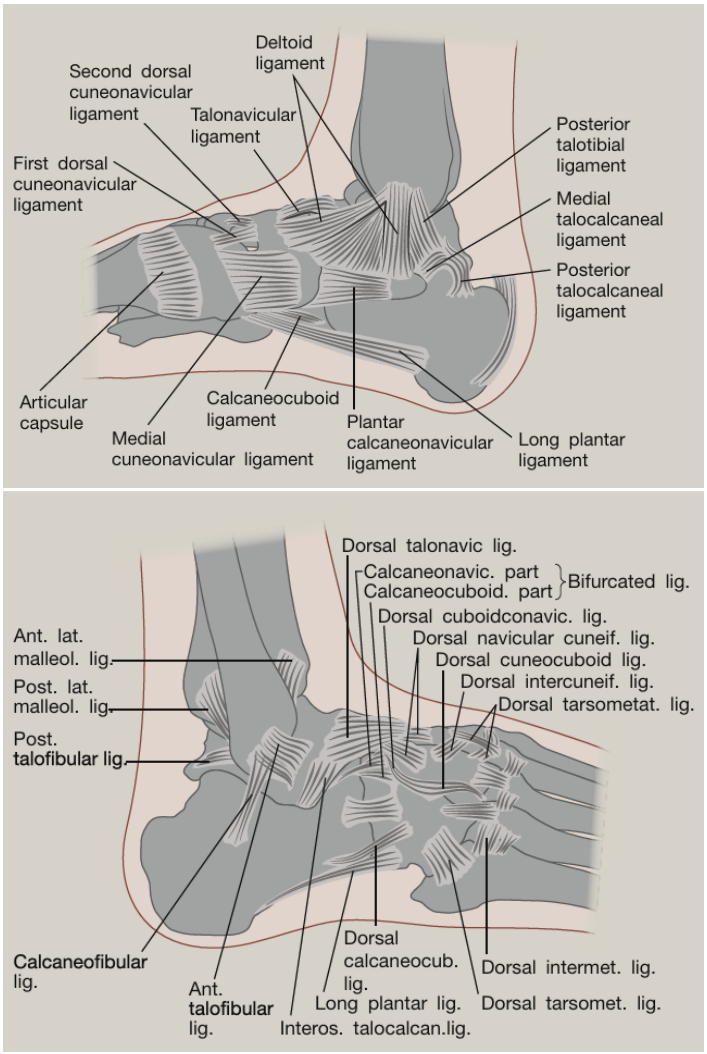


Figura 1.5: Legamenti laterali e mediali dell'articolazione della caviglia [5].

L'articolazione talocrurale, formata dall'incastro tra tibia, perone e astragalo, consente prevalentemente movimenti di dorsiflessione e plantarflessione, risultando essenziale per l'assorbimento dell'impatto iniziale al contatto del tallone e per la fase propulsiva del cammino. L'articolazione subtalare, invece, contribuisce ai movimenti di inversione ed eversione, 1.6, permettendo al piede di adattarsi alle irregolarità del terreno e di modulare la distribuzione del carico durante la fase di appoggio.

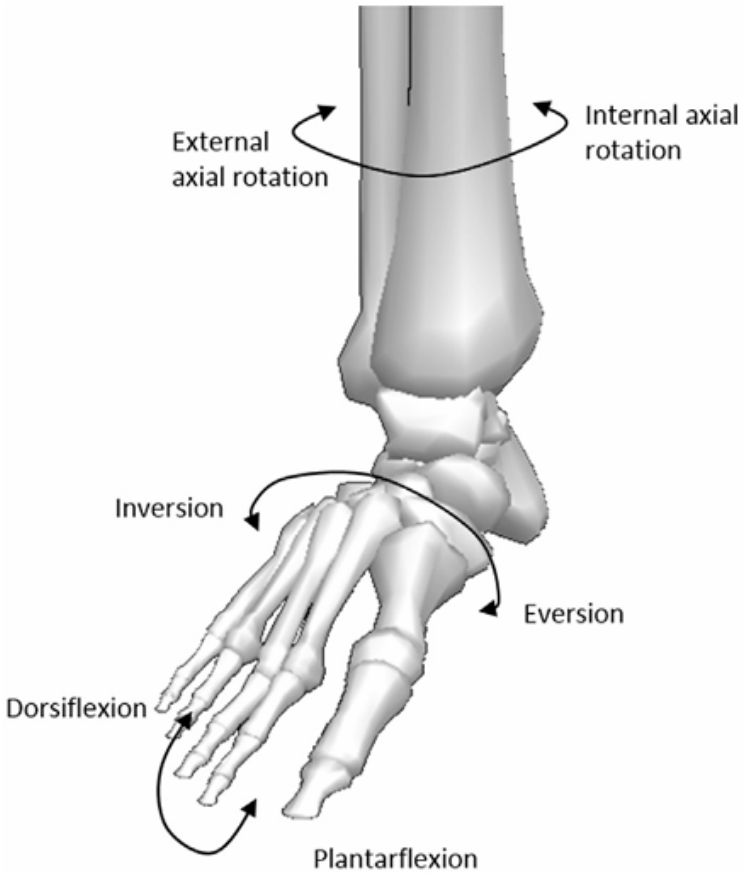


Figura 1.6: Diagramma che illustra i movimenti relativi del complesso articolare della caviglia [5].

Durante il ciclo del passo, la caviglia svolge una funzione dinamica che varia in relazione alle diverse fasi della deambulazione. Nella fase iniziale di appoggio, la dorsiflessione controllata contribuisce all'assorbimento delle forze di reazione al suolo, mentre nella fase terminale di appoggio la plantarflessione assume un ruolo determinante nella propulsione del corpo in avanti. La corretta funzionalità della caviglia è pertanto essenziale per garantire un cammino efficiente, stabile ed energeticamente vantaggioso [5].

Dal punto di vista cinetico, l'articolazione della caviglia è strettamente coinvolta nella generazione e modulazione dei momenti articolari e delle forze di reazione al suolo, influenzando in modo diretto il trasferimento del carico sul piede. Alterazioni della cinematica o della stabilità della caviglia possono determinare modifiche significative nella distribuzione delle pressioni plantari, con conseguenti strategie di compenso che si riflettono sull'appoggio e sulla

progressione del passo.

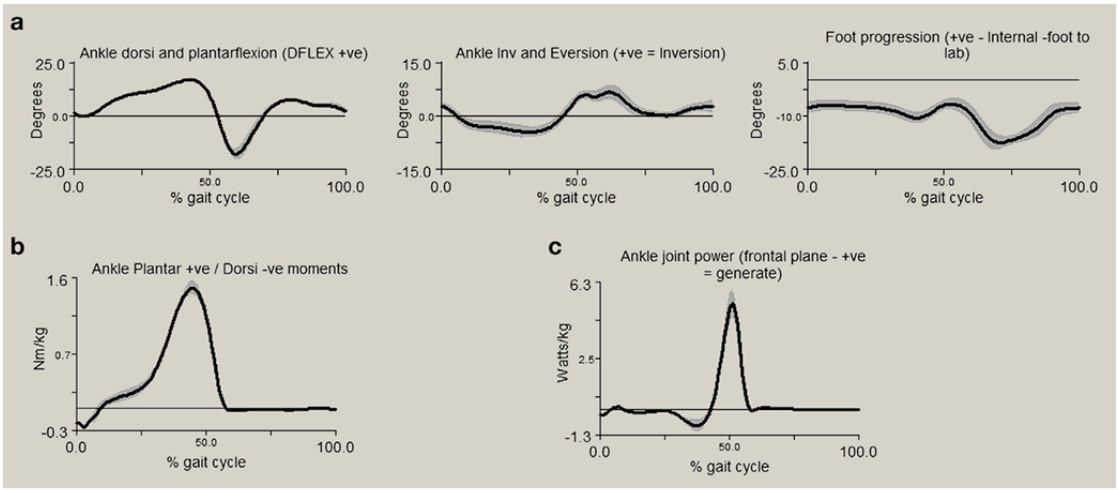


Figura 1.7: Diagramma che illustra i risultati tipici dell'analisi dell'andatura di cinque prove di cammino. a) rappresentazione della rotazione del complesso della caviglia nei piani sagittale, frontale e trasversale (rispettivamente da sinistra a destra); b) momenti della caviglia sul piano sagittale e c) potenza della caviglia sul piano sagittale. L'area ombreggiata su tutti i grafici rappresenta 1 deviazione standard [5].

L'analisi delle pressioni plantari assume particolare rilevanza per lo studio funzionale della caviglia. Le variazioni nei movimenti articolari e nel controllo neuromuscolare si traducono infatti in cambiamenti nella ripartizione del carico tra retropiede, mesopiede e avampiede, nonché nella traiettoria del centro di pressione (COP) durante la fase di appoggio. L'integrazione tra l'analisi biomeccanica dell'articolazione della caviglia e la baropodometria consente quindi di mettere in relazione il comportamento articolare con le modalità di carico plantare, offrendo una visione completa del ruolo funzionale della caviglia durante la postura eretta e il cammino.

1.3 Gait Analysis

L'analisi del passo (gait analysis) è una disciplina fondamentale per lo studio della biomeccanica della locomozione, che consente di esaminare i movimenti del corpo durante la deambulazione. Comprendere il ciclo del passo, che si compone di diverse fasi sequenziali, è essenziale per valutare l'efficienza e le eventuali alterazioni del movimento. Questo paragrafo esplorerà il concetto

di analisi del passo, descrivendo il ciclo del passo e come le forze di pressione plantare siano strettamente correlate alla fase di carico e spinta del piede, influenzando il movimento e l'equilibrio durante la locomozione.

1.3.1 Introduzione all'analisi del movimento

La gait analysis è una metodologia di valutazione quantitativa del cammino umano che consente di analizzare in modo oggettivo le caratteristiche biomeccaniche della deambulazione. Le variazioni nel pattern del cammino rappresentano indicatori fondamentali dello stato di salute e della progressione di numerose condizioni patologiche, tra cui disturbi neurologici, muscoloscheletrici, cardiovascolari e metabolici, oltre ai cambiamenti associati all'invecchiamento: risulta essere uno strumento utile grazie alla non invasività, alla ripetibilità in tempi brevi, al carattere quantitativo, al facile utilizzo, ai costi contenuti, alla tridimensionalità, e alla possibilità di analisi integrate e multifattoriali. La gait analysis si è rivelata negli ultimi anni uno strumento di notevole importanza in ambito medico, perché può fornire al clinico informazioni quantitative e dettagliate sulla deambulazione e sulla postura. Essa permette di valutare la qualità di un atto motorio e le alterazioni rispetto ad una situazione di normalità, dando così indicazioni sul livello di funzionalità e sulla evoluzione temporale della condizione di postura e qualità del movimento; inoltre, risulta essere utile per supportare diagnosi, monitorare l'evoluzione di una determinata patologia, valutare l'efficacia degli interventi terapeutici e riabilitativi ed infine di contribuire ad una medicina sempre più personalizzata [18] [15]. L'informazione che si ricerca attraverso l'analisi del movimento umano riguarda il movimento assoluto del centro di massa dell'intero corpo o di una sua porzione, il movimento assoluto dei segmenti ossei o segmenti corporei, il movimento relativo tra ossa adiacenti (cinematica articolare), le forze e le coppie scambiate con l'ambiente, i carichi risultanti trasmessi attraverso sezioni dei segmenti corporei o portate attraverso articolazioni (carichi intersegmentali), le forze e le coppie trasmesse alle strutture interne (ossa, legamenti, muscoli, tendini), le variazioni di energia dei segmenti corporei, il lavoro e la potenza muscolare. Da queste informazioni si ottengono delle grandezze specifiche che vengono successivamente analizzate con degli appositi modelli matematici morfo-funzionali di tessuti, organi, apparati o sistemi coinvolti nell'analisi [15]. Possiamo dire che l'esame di gait analysis si basa sull'acquisizione di diversi parametri fra cui: parametrici spazio-temporali

(velocità, lunghezza del passo, cadenza), parametri cinematici (movimento dei segmenti corporei) e parametri cinetici (forze di reazione al suolo, momenti articolari) [18]. Ciò avviene attraverso l'utilizzo di apparecchiature sofisticate integrate tra di loro, ed è effettuata presso Laboratori di Analisi del Movimento (Motion Analysis Labs). Tali strumentazioni comprendono:

- Sistemi optoelettronici, in grado di misurare le coordinate tridimensionali dei markers posizionati sui segmenti corporei, calcolando le loro traiettorie, grandezze angolari, velocità e accelerazioni.
- Piattaforme di forza, sistemi in grado di misurare il sistema di forze scambiate con il terreno. Conoscendo il sistema di forze scambiate col terreno e acquisita la cinematica, mediante i sistemi optoelettronici, è quindi possibile calcolare i momenti e le potenze alle diverse articolazioni.
- Elettromiografi: sistemi in grado di acquisire il segnale elettrico associato alla contrazione muscolare mediante elettrodi a superfice o ad ago.
- Baropodometria, è una sofisticata metodica di indagine, non invasiva, che consente di misurare la quantità e la distribuzione delle pressioni esercitate su ciascun punto d'appoggio del piede, mediante l'utilizzo di una matrice di sensori opportunamente configurati. A seconda del tipo di sensore utilizzato (pedane o solette) si hanno varie possibilità di misurare le diverse distribuzioni di pressione.
- Sistemi di ripresa video, che consentono di osservare un gesto motorio da un punto di vista qualitativo.

1.3.2 Descrizione del ciclo del passo e delle fasi che lo compongono

Il ciclo del passo rappresenta una serie ripetitiva di compiti che culminano nella deambulazione, Figura 1.8. Per convenzione, il ciclo del passo inizia nel momento in cui un arto inferiore tocca il suolo; l'arto rimane a contatto con il suolo per circa il 60% del ciclo del passo e questo periodo è chiamato fase di appoggio (stance) . La fase di oscillazione (swing) rappresenta il restante 40% e si riferisce al periodo in cui l'arto non tocca il suolo e avanza [30].

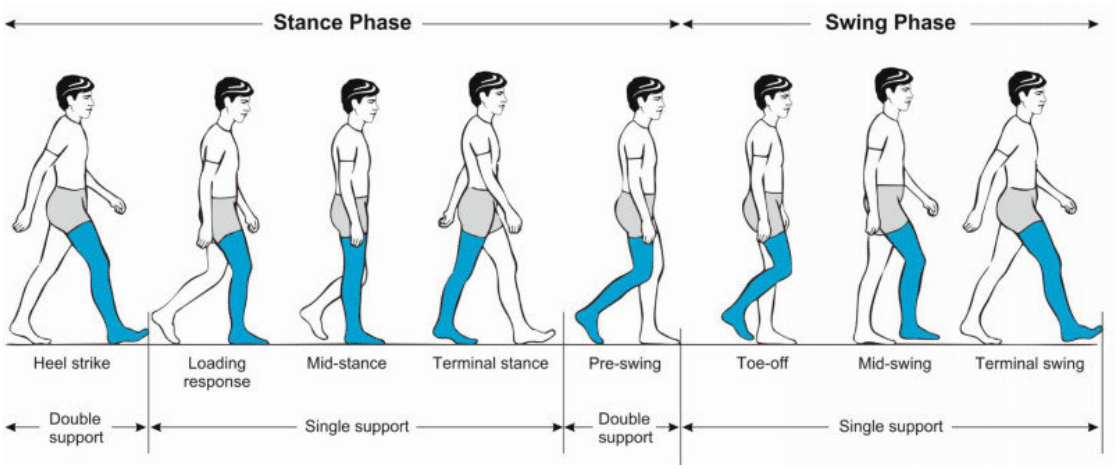


Figura 1.8: Terminologia di base che descrive il ciclo dellandatura [30].

La fase di appoggio è suddivisa in:

- Contatto iniziale (0-10%): Questa fase rappresenta il momento in cui il piede tocca il terreno (Heel Strike) e si ha lo stato di doppio appoggio. L'arto di riferimento viene disposto in modo tale che il tallone oscilli in avanti, per prepararsi al carico successivo. Mentre l'altro arto, definito controlaterale, è alla fine della fase d'appoggio e si prepara a staccarsi dal suolo.

- Risposta al carico (0-10%): la fase comincia con il contatto iniziale del suolo e termina quando l'altro arto inferiore non è ancora sollevato per l'inizio dell'oscillazione. Durante questa fase, il peso corporeo viene trasferito sull'arto anteriore, con il tallone che funge da perno, mentre il ginocchio è flesso per assorbire l'impatto. L'arto controlaterale si trova in fase di pre-oscillazione.

- Appoggio intermedio (10-30%): in questa fase il peso è interamente sostenuto dall'arto appoggiato, l'anca e il ginocchio risultano estesi. Il controlaterale si trova in oscillazione intermedia;

- Appoggio terminale (30-50%): il tallone della gamba appoggiata si alza e l'arto avanza sull'avampiede. Il ginocchio inizialmente esteso, si flette leggermente; mentre l'estensione dell'anca permette all'arto di avanzare. Il controlaterale si trova in oscillazione terminale.

- Avanzamento dell'arto o Preoscillazione (50-60%): l'ultima fase del periodo di appoggio inizia quando il contro-laterale tocca il terreno (inizio periodo di doppio appoggio). L'arto di riferimento aumenta sia la flessione della caviglia sia quella del ginocchio, mentre l'estensione dell'anca diminuisce. Questa fase termina con l'evento di stacco (Toe Off).

Nella deambulazione normale, il contatto iniziale avviene con l'impatto del tallone con il suolo. Il peso corporeo si trasferisce quindi sull'arto durante la risposta al carico. Per assorbire il carico, il quadricipite si contrae eccentricamente mentre il ginocchio si flette. Il retropiede si porta in valgo e il piede si sblocca per favorire l'assorbimento degli urti. Nell'appoggio intermedio e nell'appoggio terminale, la tibia ruota sopra la caviglia. La forza di reazione al suolo (GRF, un vettore esercitato dal suolo uguale e opposto alla forza che riceve dal piede) si sposta dalla parte posteriore del ginocchio alla parte anteriore ad esso, determinandone un'estensione passiva. Nel pre-oscillazione, il piede si sposta sopra l'avampiede e l'arto si scarica [30].

La fase di oscillazione è comunemente divisa:

- oscillazione iniziale (60-73%): questa fase ha inizio quando il piede si solleva dal suolo e si sposta in avanti, terminando quando l'arto oscillante raggiunge la posizione parallela all'arto controlaterale. Durante questa fase, il piede è sollevato, l'anca è in flessione e la flessione del ginocchio aumenta, mentre la caviglia si trova in una posizione di parziale dorsiflessione.

- oscillazione intermedia (73-87%): l'avanzamento dell'arto oscillante porta il peso del corpo in avanti per la flessione dell'anca. Il ginocchio può estendersi in risposta alla gravità, mentre la caviglia continua la dorsiflessione fino ad una posizione neutra.

- oscillazione terminale (87-100%): questa fase inizia quando la tibia è in posizione verticale e termina con il contatto del piede con il suolo. L'avanzamento dell'arto è completato, e la gamba si sposta in avanti lungo la coscia. Durante questa fase, il ginocchio è in estensione, l'anca mantiene una leggera flessione e la caviglia rimane dorsiflessa fino a raggiungere la posizione neutra.

Finora, la descrizione della deambulazione è stata condotta con riferimento a un singolo arto; tuttavia, il cammino rappresenta un movimento ciclico e coordinato che coinvolge entrambe le estremità inferiori. Durante la deambulazione,

almeno un piede è sempre in contatto con il suolo: si distinguono pertanto una fase di appoggio monopodalico, in cui un solo arto sostiene il peso corporeo, e una fase di appoggio bipodalico, in cui entrambi i piedi sono contemporaneamente a contatto con il terreno. Diversamente dalla deambulazione, nella corsa è presente una fase in cui entrambi i piedi sono sollevati da terra, definita fase di volo, che rappresenta una caratteristica distintiva rispetto al cammino. Dal punto di vista spazio-temporale, la lunghezza del passo è definita come la distanza percorsa tra il contatto iniziale di un arto e il contatto iniziale dell'arto controlaterale. La lunghezza della falcata (stride length) corrisponde invece alla distanza percorsa tra due contatti iniziali consecutivi dello stesso arto e rappresenta il completamento di un intero ciclo del passo[15]. Il cammino presenta quattro requisiti essenziali, quali:

- stabilità durante l'appoggio;
- assorbimento dell'impatto;
- progressione dell'energia;
- conservazione dell'energia.

In particolare, la stabilità durante l'appoggio deriva dalla stabilità del piede, dal continuo riallineamento dei segmenti corporei sulla base di appoggio e dal corretto allineamento del tronco. L'assorbimento dell'impatto è favorito dalla flessione plantare dell'articolazione tibio-tarsica, dalla flessione del ginocchio e dall'azione muscolare degli abduttori dell'anca. Infine alla progressione contribuiscono la caduta in avanti del corpo, il rotolamento del complesso tibio-tarsica-piede e l'oscillazione dell'arto contro-laterale.

1.4 Parametri cinematici

I parametri spazio-temporali del cammino sono essenziali per comprendere la dinamica del movimento umano e per analizzare l'efficienza del passo. Tra questi, i dati sull'andatura, le forze di reazione al terreno, le curve di forza e la traiettoria del carico plantare offrono informazioni cruciali sull'interazione del piede con la superficie. Questo paragrafo esplorerà questi parametri, analizzando come la pressione plantare e la distribuzione del carico durante il

cammino influenzino la meccanica del passo e l'equilibrio, fornendo dati fondamentali per la valutazione della funzionalità e per l'identificazione di alterazioni biomeccaniche.

1.4.1 Dati sull'andatura

I dati relativi all'andatura di maggiore interesse in ambito ortopedico possono essere ricondotti a quattro principali classi di parametri: parametri temporo-spaziali, cinematici, cinetici ed elettromiografici (EMG). L'analisi biomeccanica integrata del cammino prevede la combinazione di informazioni provenienti da tutte queste classi, consentendo una descrizione completa e approfondita dei modelli di movimento, Figura 1.9. Tra queste, i parametri temporo-spaziali rappresentano generalmente le variabili più intuitive e di immediata rilevanza clinica per il chirurgo ortopedico, in quanto forniscono una sintesi quantitativa dell'organizzazione del passo [32] [11]. Essi includono:

- Durata del passo (s): intervallo di tempo che intercorre tra il contatto del tallone con il suolo e l'appoggio successivo dello stesso piede.
- Durata del semipasso (s): intervallo di tempo che inizia con il contatto iniziale di un piede e termina con il contatto al suolo del piede controlaterale.
- Durata della fase di appoggio (s).
- Durata della fase di oscillazione (s).
- Lunghezza del passo (m): distanza tra due appoggi successivi dello stesso piede. Corrisponde alla somma della lunghezza del piede e della distanza coperta dalla gamba controlaterale durante l'oscillazione-
- Lunghezza del semipasso (m): distanza nel piano di progressione tra l'appoggio del tallone di un piede e l'appoggio del piede controlaterale.
- Cadenza (passi/min): numero di passi nell'unità di tempo.
- Velocità (cm/s): velocità di spostamento lineare lungo la linea di progressione del passo. Corrisponde al prodotto della lunghezza media del passo con la durata media del passo.

L'analisi di tali parametri consente di identificare alterazioni del pattern di deambulazione e di supportare la valutazione funzionale del paziente [30].

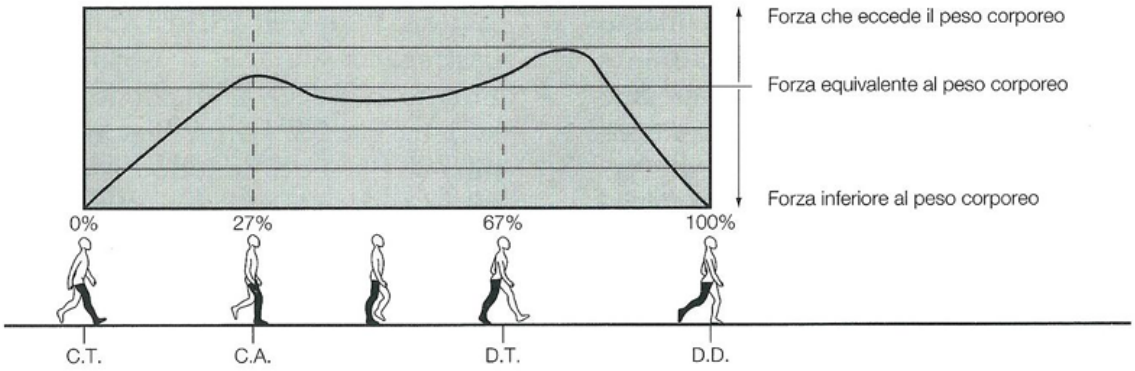


Figura 1.9: Forza verticale di reazione al terreno durante il cammino [11].

1.4.2 Forze di reazione al suolo

Tutti i movimenti dell'arto inferiore sotto carico producono forze di reazione contro il suolo, Figura 1.10. In particolare, per la terza legge della dinamica di Newton, il terreno risponde a queste sollecitazioni con forze uguali e contrarie. Queste forze si dividono in forze verticali e forze di taglio. La componente verticale della forza di reazione del terreno deriva dalla combinazione del peso del corpo e delle forze richieste per sollevare l'arto stesso. Questo valore è in stretto rapporto con il movimento del corpo sul piano sagittale e raggiunge la massima ampiezza alla fine del periodo di contatto e di nuovo durante la fase di propulsione. Alla fine del periodo di contatto il peso si trova distribuito lungo il primo metatarso e nel tallone e si registra il primo picco di forze quando comincia il passaggio del piede controlaterale sopra quello portante. Il sollevamento del piede sviluppa una forza di reazione del terreno che supera il peso totale del corpo. Successivamente a questo picco si ha una diminuzione della forza di reazione verticale a seguito dello spostamento del tronco in avanti. Il secondo picco si ha a metà della fase propulsiva, prima che il piede controlaterale tocchi il pavimento. Esso è dato dall'energia cinetica prodotta dall'abbassamento del tronco e dalla forza muscolare che solleva il tallone e fornisce una spinta al centro di massa del corpo durante la propulsione.

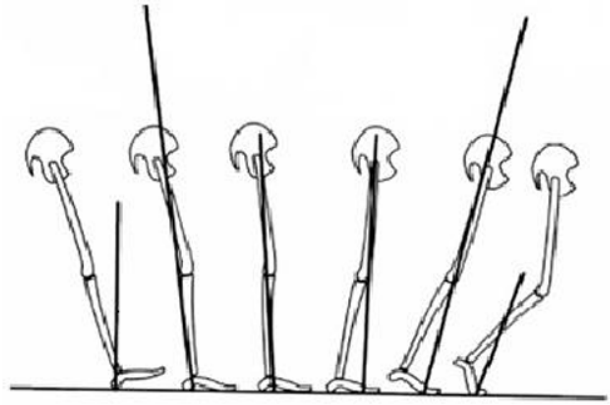


Figura 1.10: Vettore di forza di reazione al suolo durante il cammino [27].

La componente di taglio racchiude le forze parallele alla superficie di appoggio. Queste forze si dividono in forze di taglio lineari, con direzione parallela al verso di progressione del passo, e in forze di taglio laterali. Entrambe hanno valori più modesti rispetto alle forze verticali di reazione e durante la fase di appoggio presentano due picchi di intensità, uno durante il periodo di contatto e uno durante la propulsione. La prima è causata dall'arresto improvviso del movimento del piede dato dal contatto del tallone con il suolo. Il terreno impartisce una forza diretta posteriormente ai tessuti molli del calcagno e permette di procedere con il passo. Maggiore è lo spessore dei tessuti molli, maggiore è la capacità di distribuire e assorbire le forze di taglio posteriori. Per questo motivo ad una patologia caratterizzata dalla perdita estesa dei tessuti molli a livello del tallone, è associata un'andatura più lenta e passi più corti così da minimizzare le forze di taglio. Il secondo picco di forza si ha durante la spinta propulsiva che impartisce un'accelerazione lineare al centro di massa. Le forze di taglio laterali, invece, sono dovute al movimento laterale del tronco, ma sono così piccole da essere trascurate nell'analisi del passo [27].

1.4.3 Curve di forza e traiettoria del carico plantare

Durante il cammino, l'interazione tra piede e suolo può essere descritta attraverso due livelli complementari di analisi: l'andamento temporale della forza di reazione al suolo, Ground Reaction Force (GRF), e la traiettoria spaziale della trasmissione del carico plantare, comunemente definita curva di forza. La componente verticale della GRF, Figura 1.11 presenta, in condizioni fisiologiche, un andamento caratteristico a doppio picco durante la fase di appoggio

(stance phase). Il primo picco si verifica nella fase di accettazione del carico, in corrispondenza del contatto del retropiede con il suolo, mentre il secondo picco è associato alla fase propulsiva e alla spinta dellavampiede. Tra questi due massimi si osserva una riduzione della forza durante la mid-stance, quando il centro di massa si trova sopra il piede in appoggio [13] [17].

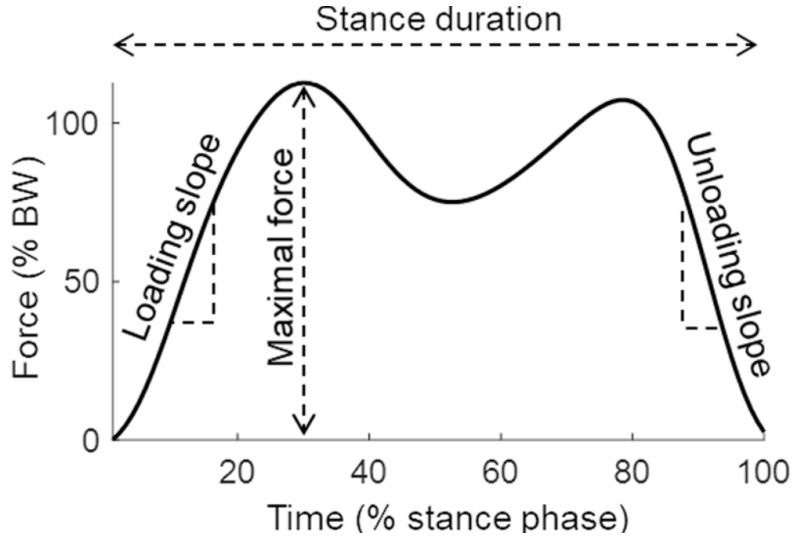


Figura 1.11: Andamento della componente verticale della Ground Reaction Force durante la fase di appoggio nel cammino fisiologico, caratterizzata da un doppio picco (loading response e push-off) [17].

Parallelamente all'analisi temporale della forza, è possibile descrivere il percorso del carico sulla superficie plantare mediante la curva di forza intesa come traiettoria del flusso pressorio. In un piede normale, il carico inizia nel retropiede al momento dell'heel strike, si sposta lateralmente nella fase iniziale di contatto e successivamente migra medialmente durante la mid-stance, terminando sull'alluce nella fase di push-off. Questo andamento riflette la sequenza funzionale di pronazione e successiva supinazione dell'articolazione sottoastragalica: la pronazione consente l'assorbimento dell'impatto e l'adattamento al suolo, mentre la supinazione finale conferisce rigidità al piede, favorendo una propulsione efficace [13]. Le alterazioni morfologiche dell'arco plantare determinano deviazioni significative sia nell'andamento della GRF sia nella traiettoria della curva di forza. Ad esempio, nel piede piatto (pes planus), la riduzione dell'arco longitudinale mediale e l'eccessiva pronazione comportano uno spostamento mediale precoce del carico, con maggiore coinvolgimento del mesopiede e delle teste metatarsali centrali. Dal punto di vista temporale, ciò può tradursi in una

distribuzione più uniforme del carico durante la mid-stance e in una riduzione dell'efficacia propulsiva, con possibile attenuazione del secondo picco della GRF. Al contrario, nel piede cavo (pes cavus), caratterizzato da un arco accentuato e da una limitata capacità di pronazione, il carico rimane prevalentemente concentrato lungo il margine laterale durante la fase intermedia dell'appoggio, con ridotta superficie di contatto e incremento delle pressioni localizzate su retropiede e avampiede. Questa configurazione comporta un trasferimento più rapido del carico verso l'avampiede e può determinare un aumento delle sollecitazioni meccaniche, sia in termini di picchi di forza sia di forze di taglio [17], Figura 1.12.

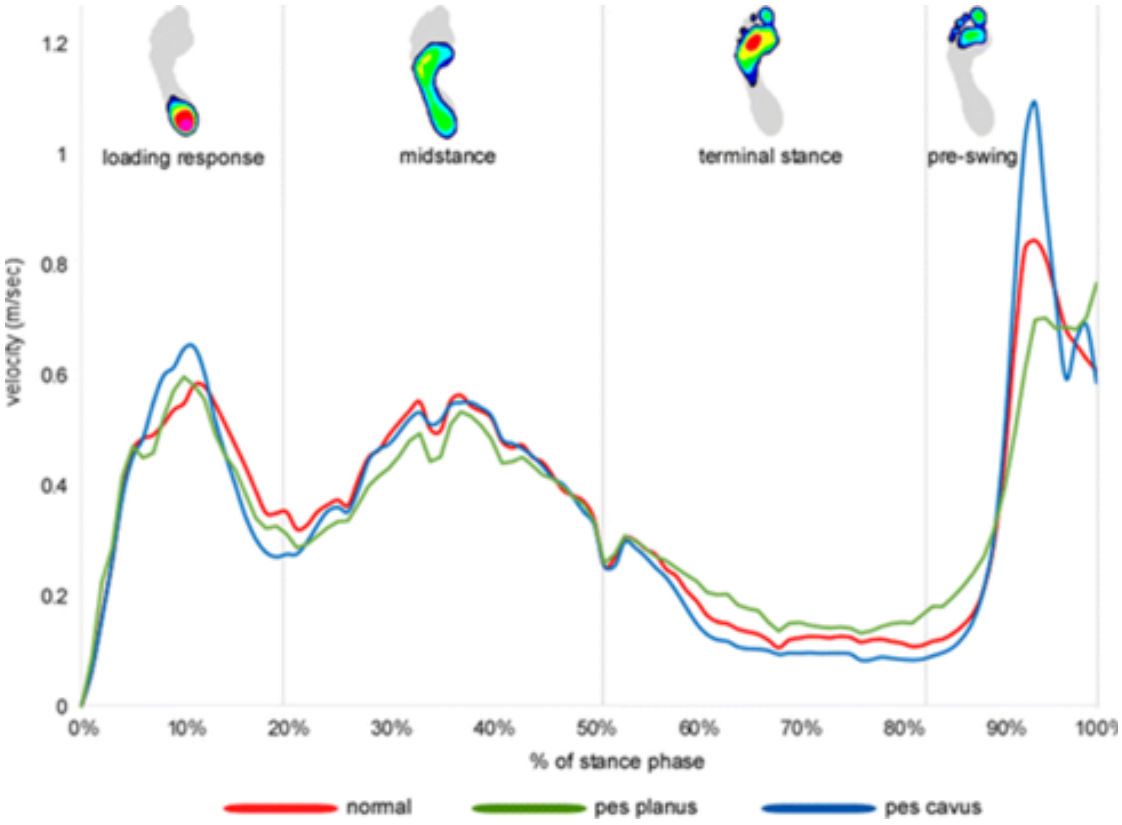


Figura 1.12: Il grafico riporta l'andamento della velocità del GRF durante la fase di appoggio nei diversi morfotipi plantari. Nel piede normale il trasferimento del carico avviene in modo progressivo e regolare. Nel piede piatto si osserva una velocità mediamente inferiore nella fase intermedia dell'appoggio, coerente con un maggiore coinvolgimento del mesopiede e una pronazione prolungata. Nel piede cavo, al contrario, si evidenzia un incremento marcato della velocità nella fase terminale della stance, indicativo di un trasferimento più rapido e rigido del carico verso l'avampiede [17].

I parametri cinematici e l'analisi delle forze di reazione al suolo consentono di descrivere rispettivamente l'organizzazione del passo e l'entità delle forze che caratterizzano l'interazione piede-suolo. Tuttavia, per comprendere in modo più approfondito come il carico venga effettivamente distribuito sulla superficie plantare durante la fase di appoggio, è necessario ricorrere a strumenti di misura in grado di fornire un'informazione spazialmente dettagliata. Le piattaforme di forza permettono di quantificare le componenti tridimensionali della Ground Reaction Force e di determinare il punto risultante di applicazione della forza stessa; esse forniscono quindi una misura globale del carico applicato. Tuttavia, tali dispositivi non consentono di analizzare la distribuzione locale delle pressioni sotto le diverse regioni del piede. Per questo motivo, nella valutazione biomeccanica del cammino, si affiancano alle piattaforme di forza sistemi dedicati alla rilevazione delle pressioni plantari, che costituiscono la base dell'analisi baropodometrica.

1.5 Baropodometria

Definizione

La baropodometria si configura come una metodologia strumentale non invasiva in grado di misurare la distribuzione della pressione plantare sul piano di appoggio, sia in condizioni statiche sia dinamiche. La pressione plantare del piede è il campo di pressione che agisce tra il piede e la superficie di appoggio durante le attività locomotorie quotidiane. Le informazioni derivate da tali misurazioni della pressione sono importanti nella ricerca sull'andatura e la postura per la diagnosi di problemi agli arti inferiori, la progettazione di calzature, la biomeccanica sportiva, la prevenzione degli infortuni e altre applicazioni. Pertanto, l'integrazione tra lo studio degli archi plantari e l'analisi baropodometrica permette di collegare aspetti anatomici e funzionali, offrendo una valutazione completa del comportamento del piede durante la postura eretta e il cammino [32] [5].

1.5.1 Pedane baropodometriche

I sistemi di misurazione della pressione plantare sono dispositivi progettati per rilevare la pressione locale esercitata dal piede sul piano di appoggio, de-

finita come il rapporto tra la forza applicata e l'area di contatto, Figura 1.13. A differenza delle piattaforme di forza, questi sistemi permettono di ottenere una mappatura bidimensionale delle pressioni plantari, fornendo informazioni dettagliate sulla distribuzione spaziale e temporale del carico. I sistemi di pressione plantare si basano su matrici di sensori disposti in modo regolare, in cui ciascun elemento sensibile registra la pressione esercitata in un'area specifica della superficie di contatto. Dal punto di vista tecnologico, i sensori utilizzati nelle pedane baropodometriche possono essere di diversa natura, tra cui sensori resistivi, capacitivi, piezoelettrici o ottici, ciascuno caratterizzato da specifiche proprietà in termini di risoluzione spaziale, sensibilità e risposta dinamica. Le pedane baropodometriche integrano tali sensori all'interno di una superficie rigida e piana, consentendo l'acquisizione simultanea di un elevato numero di punti di misura. Questo permette di calcolare parametri quantitativi quali area di contatto, pressione massima, pressione media, ripartizione percentuale del carico tra retropiede, mesopiede e avampiede, nonché la traiettoria del Centro di Pressione derivata dalla distribuzione pressoria. Possono essere utilizzate sia in condizioni statiche, per l'analisi dell'appoggio in stazione eretta, sia in condizioni dinamiche, per lo studio del cammino e delle fasi del passo. In ambito dinamico, la possibilità di acquisire dati con elevata frequenza temporale consente di analizzare l'evoluzione delle pressioni durante il ciclo del passo e di individuare variazioni nella sequenza di carico tra retropiede e avampiede [32] [11].



Figura 1.13: Sensore di pressione plantare del piede basato su piattaforma emed da Novel [32].

Rispetto ai sistemi indossabili, le pedane offrono una maggiore accuratezza spaziale e una migliore riproducibilità delle misure, sebbene il loro utilizzo sia generalmente limitato a contesti di laboratorio e richieda una standardizzazione delle condizioni di acquisizione. Grazie a queste caratteristiche, le pedane baropodometriche rappresentano uno strumento particolarmente indicato per l'analisi biomeccanica dell'appoggio plantare e per lo studio delle asimmetrie di carico e delle alterazioni regionali della pressione, risultando di particolare interesse nell'ambito della valutazione clinica e sperimentale di soggetti con patologie muscolo-scheletriche. Le pedane si distinguono in due tipologie in base al tipo di elemento sensibile sfruttato: pedane resistive e pedane piezoelettriche. Le prime funzionano attraverso i trasduttori estensimetrici, sensori in grado di convertire una variazione di lunghezza in un segnale elettrico secondo la legge:

$$R = \frac{\rho\, l}{A}\ [\Omega] \tag{1.1}$$

(R: resistenza, ρ: resistività, l: lunghezza, A: area)

La configurazione maggiormente comune per le pedane resistive è data da quattro estensimetri collegati a ponte di Wheatstone, i quali sottoposti a una forza reagiscono a coppia allungandosi o contraendosi, generando in tal modo una tensione di uscita.

Le pedane piezoelettriche adoperano invece dei cristalli piezoelettrici nei quali la carica elettrica varia, ogni qualvolta essi subiscano delle sollecitazioni meccaniche, secondo la legge:

$$d = \frac{Q}{F}\ [\mathrm{C/N}] \tag{1.2}$$

(d: deformazione, Q: quantità di carica, F: forza).

Questa tipologia di pedana viene maggiormente utilizzata per misurazioni dinamiche ad alta frequenza (gesti atletici esplosivi come un salto) in quanto a carico statico non misurano una variazione di carica elettrica. Affinché le pedane di forza forniscano dati precisi è necessario che il soggetto appoggi il piede al centro della superficie, in maniera del tutto naturale; le misurazioni devono inoltre avvenire in un luogo chiuso come il laboratorio [32].

1.5.2 Parametri di baropodometria

I parametri ricavabili dalla pedana baropodometrica tramite software dedicati sono molteplici: tra questi rientrano i picchi massimi di pressione, cioè i valori massimi registrati da ciascun sensore (espressi in kPa), la cui distribuzione nello spazio permette di ricostruire l'impronta plantare e di ottenere informazioni di rilevanza clinica sulla morfologia del piede [17]. In letteratura diversi studi evidenziano differenze tra i picchi di pressione in condizioni statiche e dinamiche e mostrano come la distribuzione pressoria cambi in presenza di specifiche patologie; in particolare, in statica un piede normale tende a distribuire maggiormente il peso sul tallone, dove si registra un picco massimo di pressione circa 2,6 volte superiore rispetto a quello localizzato sotto il secondo e terzo metatarso, mentre durante il cammino il picco massimo non si presenta nel tallone ma sotto la seconda testa metatarsale, seguita dalla terza testa metatarsale e dall'alluce [6] [31]. Questa variazione è attribuibile all'aumento della pressione sull'avampiede nella fase di propulsione del passo, necessario a favorire l'avanzamento dell'arto controlaterale. Oltre ai picchi massimi, si considera anche la pressione media, definita come la media delle pressioni registrate da ogni sensore in un intervallo di tempo definito, rappresentabile tramite una mappa spaziale e riferibile sia a una singola fase del passo sia al movimento complessivo. Se si mettono in relazione i dati di pressione con il tempo e li si rappresenta su un piano cartesiano, si ottengono curve di grande interesse, come la curva pressione-tempo, che descrive l'andamento dei valori massimi di pressione nel tempo, e la curva di forza, che mostra l'evoluzione temporale del valore istantaneo della componente verticale della reazione vincolare del terreno. Il vettore di questa forza è dato dalla somma, a ogni istante, dei picchi di pressione rilevati dai sensori moltiplicati per l'area del sensore. Entrambe le curve presentano tipicamente due massimi separati da un minimo: in un piede normale, tali massimi sono legati all'aumento della forza durante la fase di contatto e durante l'ultima fase di propulsione. Calcolando l'integrale di queste curve si ricavano rispettivamente il PTI (Pressure-Time Integral) e il FTI (Force-Time Integral); è stato osservato che il PTI tende a essere maggiore nei piedi cavi rispetto ai soggetti normali, probabilmente per l'aumento dei picchi di pressione in avampiede e retropiede. Un ulteriore indicatore è il COP, che rappresenta il punto di applicazione del vettore della forza di reazione al suolo ed è calcolato come media pesata della forza esercitata su ciascun sensore a

ogni istante; riportando il COP istante per istante sulle coordinate della pedana si ottiene la traiettoria del centro di pressione, la cui forma varia in funzione della tipologia di piede. Per descrivere in modo sistematico questa escursione si utilizza il CPEI (Centre of Pressure Excursion Index), mostrato in Figura 1.14, definito come la distanza tra la linea che unisce il punto iniziale e finale del COP e il punto del COP localizzato nell'avampiede, a un terzo della lunghezza totale del piede, successivamente normalizzata dividendo per la larghezza del piede nello stesso punto:

$$CPEI = \frac{BC}{AD} \tag{1.3}$$

(BC: distanza tra la linea di costruzione e il punto del COP in avampiede; AD: larghezza del piede nel punto considerato)

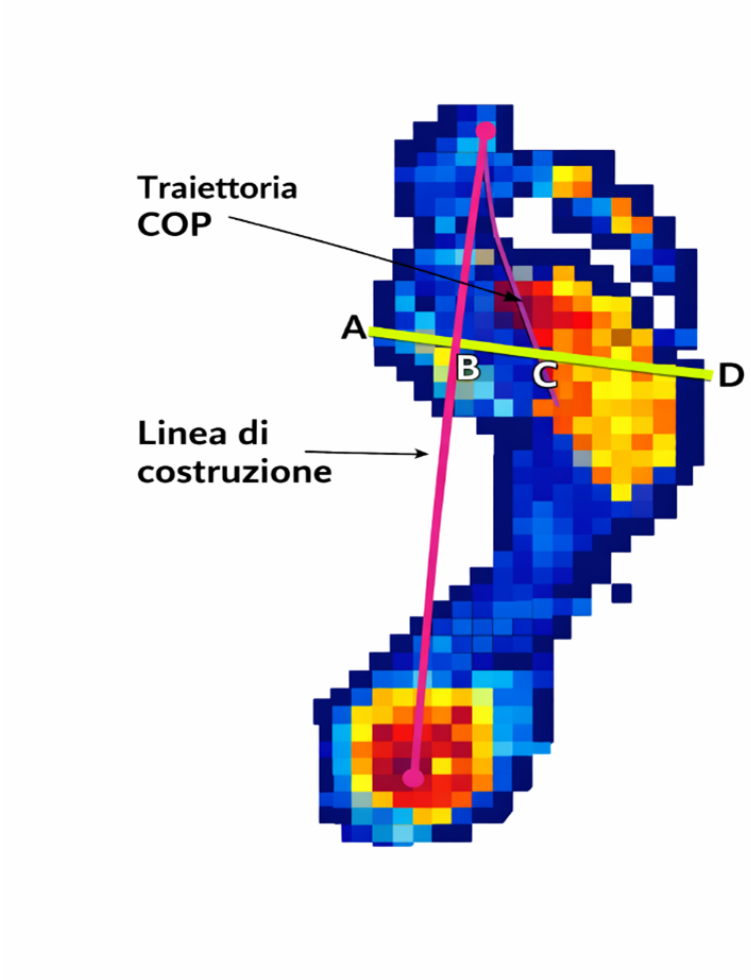


Figura 1.14: Rappresentazione grafica del CPEI [14].

Moltiplicando il valore per 100 si ottiene il CPEI percentuale. In generale, l'escursione del centro di pressione, così come la curva di forza, tende a spostarsi più lateralmente nei piedi cavi e più medialmente nei piedi piatti: tale spostamento determina variazioni del CPEI, che può assumere valori molto diversi (fino a circa 0,30 nei casi di cavismo estremo e valori negativi nelle forme più gravi di piattismo), rendendolo un parametro fondamentale per la corretta valutazione della tipologia del piede [14].

Un ulteriore parametro utile è l'Arch Index (AI), Figura 1.15, un indice planimetrico che esprime la relazione tra la porzione mediale del piede e l'intera impronta plantare, risultando un indicatore efficace dell'altezza dell'arco e quindi rilevante per la classificazione delle diverse tipologie di piede.

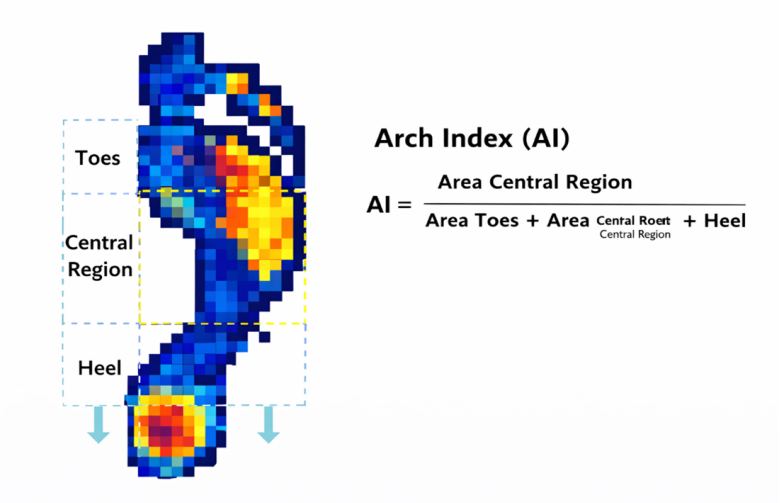


Figura 1.15: Rappresentazione grafica dell'Arch Index [20].

Nell'analisi baropodometrica l'impronta plantare, ricavata dai valori di pressione media registrati da ciascun sensore, consente infatti di identificare le aree del piede che entrano in contatto con il suolo durante il cammino. Operativamente, l'AI si ottiene dividendo la lunghezza del piede (escludendo le dita) in tre sezioni e calcolando il rapporto tra l'area complessiva della regione centrale e la somma delle aree delle tre regioni considerate [20].

1.6 Obiettivo dello studio

Gli Osteocondromi Multipli rappresentano una rara patologia scheletrica a trasmissione autosomica dominante, caratterizzata dalla formazione di multi-

ple escrescenze ossee sessili o peduncolate, localizzate prevalentemente nelle regioni metafisarie delle ossa lunghe. La presenza di tali lesioni può determinare deformità scheletriche e alterazioni funzionali e posturali del sistema muscoloscheletrico, con possibili ripercussioni sull'appoggio plantare e sulla distribuzione del carico durante il cammino e la stazione eretta. Sebbene le alterazioni morfologiche rappresentino uno degli aspetti principali della patologia, la loro relazione con la funzione plantare rimane ancora poco approfondita. In particolare, la valutazione baropodometrica può fornire informazioni quantitative utili per comprendere come il carico venga distribuito tra le diverse regioni del piede e se i soggetti con OM presentino strategie di appoggio differenti rispetto ai soggetti sani. In questo contesto si inserisce lo studio pilota MAMBO (**M**isure di funzionalità e deformità dell'**A**pparato **M**uscolo-scheletrico come **B**iomarkers per il trattamento di malattie **O**rtopediche). Il progetto è finanziato dal Piano Nazionale Complementare PNC "Iniziative di ricerca per tecnologie e percorsi innovativi in ambito sanitario e assistenziale", nell'ambito del PNRR, ed è inserito all'interno di DARE - Digital lifelong prevention. Lo studio MAMBO ha l'obiettivo di caratterizzare le principali alterazioni funzionali, morfologiche e posturali associate agli OM in una popolazione pediatrica e di giovani adulti. Inoltre, il progetto si propone di valutare protocolli sperimentali semplificati rispetto a tecnologie considerate gold standard, al fine di supportare il monitoraggio dei pazienti sul territorio, e di analizzare la qualità della vita e la percezione dell'equilibrio attraverso questionari dedicati. La presente tesi, svolta presso il Laboratorio di Analisi del Movimento e Valutazione Funzionale delle Protesi dell'Istituto Ortopedico Rizzoli, contribuisce alla componente di caratterizzazione funzionale del progetto. L'obiettivo principale è valutare l'appoggio plantare in condizioni dinamiche e statiche, confrontando soggetti con OM e soggetti di controllo, separatamente per popolazione adulta e pediatrica. Nella prova dinamica, relativa alla fase di appoggio durante il cammino, sono state analizzate la distribuzione spaziale delle pressioni mediante SPM2D, l'evoluzione temporale delle principali variabili mediante SPM1D e alcune metriche scalari e regionali. Nella prova statica, invece, sono stati considerati parametri stabilometrici e di distribuzione dell'appoggio, in condizioni a occhi aperti e a occhi chiusi. Attraverso questo approccio, lo studio si propone di verificare se le eventuali alterazioni dell'appoggio nei soggetti con OM si manifestino come modificazioni globali oppure come differenze localizzate in specifiche regioni plantari. Tale analisi può contribuire a una migliore comprensione del

rapporto tra morfologia del piede, distribuzione del carico e funzione locomotoria, fornendo una base quantitativa utile per futuri studi di monitoraggio e approfondimento clinico.

2

Materiali e metodi

Il presente studio si propone di fornire una caratterizzazione funzionale degli OM ed è stato condotto presso il Laboratorio di Analisi del Movimento e Valutazione Funzionale Protesi dell'Istituto Ortopedico Rizzoli, in collaborazione con il Dipartimento di Malattie Rare Scheletriche. In questo capitolo viene fornita una descrizione dettagliata della popolazione in esame, comprensiva delle caratteristiche dei partecipanti e dei criteri di inclusione adottati, nonché un'illustrazione dei materiali e delle metodologie impiegate per la valutazione della performance funzionale.

2.1 Popolazione di studio

Le popolazioni oggetto dello studio sono due: una popolazione di individui affetti da OM e una popolazione di controlli sani di pari età. La popolazione OM è stata selezionata a partire dagli individui presi in carico dal CeMaRS, Centro Malattie Rare Scheletriche dell'Istituto, e tramite l'Associazione Conto Alla Rovescia (ACAR). I soggetti sani sono stati invece reclutati attraverso i canali social e/o il sito web dell'Istituto e, quando possibile, includendo parenti sani dei soggetti con OM. Questi ultimi sono stati inclusi solo previa valutazione clinica e indagine molecolare, finalizzate ad accertare l'assenza della variante genetica causativa.

Ai fini dell'analisi dei dati di pressione plantare acquisiti mediante pedana baropodometrica, le popolazioni sono state suddivise in due sotto-categorie in base all'età. Sono stati classificati come adulti tutti i soggetti con età superiore a

14 anni, soglia oltre la quale il piede può essere considerato maturo dal punto di vista dello sviluppo. Sono stati invece classificati come bambini tutti i soggetti con età inferiore o uguale a 14 anni, fascia d'etàin cui il piede è ancora in fase di crescita.

Sono stati reclutati 20 soggetti affetti OM, di cui 10 minori e 10 adulti e 25 soggetti sani seconda, di cui 17 adulti e 8 minori.

Per ciascun soggetto sono state registrate le principali caratteristiche antropometriche, quali età, peso, altezza, dichiarata al momento dell'acquisizione, e indice di massa corporea, o Body Mass Index (BMI). Sia per i soggetti OM sia per i soggetti di controllo, un valore di BMI superiore a $30\,kg/m^2$ è stato considerato criterio di esclusione, al fine di garantire una maggiore omogeneità della popolazione in studio.

I dati antropometrici relativi ai soggetti inclusi nello studio sono riportati nelle Tabelle 2.1 e 2.2.

Tabella 2.1: Caratteristiche anagrafiche e antropometriche dei soggetti con OM.

ID soggetto	**Età (anni)**	**BMI (kg/m^2)**
mambo_01	8,2	25,1
mambo_03	14,0	21,4
mambo_04	20,0	15,9
mambo_05	10,9	15,1
mambo_07	16,5	19,4
mambo_08	25,5	25,5
mambo_09	18,6	18,5
mambo_10	26,9	28,3
mambo_12	13,1	18,1
mambo_14	19,4	22,3
mambo_15	21,3	21,2
mambo_16	17,3	22,5
mambo_18	22,3	25,2
mambo_19	9,7	17,6
mambo_20	11,0	15,6
mambo_27	27,3	25,2
mambo_28	16,0	20,3
mambo_32	15,3	24,8

ID soggetto	Età (anni)	BMI (kg/m^2)
mambo_34	13,4	19,3
mambo_36	10,7	20,1
Media ± DS	**16,9 ± 5,7**	**21,1 ± 3,7**

Tabella 2.2: Caratteristiche anagrafiche e antropometriche dei soggetti di controllo inclusi nello studio.

ID soggetto	Età (anni)	BMI (kg/m^2)
mambo_02	26,2	29,4
mambo_06	14,5	20,5
mambo_11	10,0	20,9
mambo_13	15,0	19,8
mambo_17	26,1	27,7
mambo_21	27,0	25,1
mambo_22	24,6	22,4
mambo_23	29,9	21,9
mambo_24	26,4	21,6
mambo_25	24,4	18,9
mambo_26	24,2	23,9
mambo_29	29,6	23,6
mambo_30	9,5	20,8
mambo_31	9,5	21,6
mambo_33	38,7	28,1
mambo_35	25,0	21,9
mambo_37	11,9	18,3
mambo_38	15,4	21,1
mambo_39	26,8	23,2
mambo_40	21,1	23,6
mambo_41	28,9	19,9
mambo_42	27,1	26,6
mambo_43	8,0	17,6
mambo_44	12,3	17,5
mambo_45	11,7	14,6
Media ± DS	**21,0 ± 8,4**	**22,0 ± 3,5**

2.2 Strumentazione

Le acquisizioni baropodometriche sono state effettuate mediante pedana di pressione *emed XL* (Novel GmbH, Monaco, Germania), un sistema basato su sensori capacitivi calibrati, progettato per la misurazione della distribuzione delle pressioni plantari in condizioni statiche e dinamiche.

La piattaforma presenta dimensioni pari a $1529 \times 504 \times 21$ mm, con un'area sensorizzata di 1440×440 mm, ed è costituita da una matrice di 25344 sensori. La risoluzione spaziale è pari a 4 sensori/cm^2, consentendo una rappresentazione dettagliata dell'interfaccia piede–suolo [25].

Il sistema acquisisce i dati con una frequenza di campionamento pari a 100 Hz, adeguata all'analisi della distribuzione pressoria durante il ciclo del passo. Il range di pressione misurabile è compreso tra 10 e 1270 kPa, con un'accuratezza di circa ±5% del valore misurato. Le caratteristiche tecniche della pedana consentono di derivare parametri baropodometrici di interesse clinico e funzionale, tra cui la distribuzione del carico plantare, la pressione massima, l'area di contatto e la traiettoria del centro di pressione (COP).



Figura 2.1: Pedana baropodometrica emed Novel

2.3 Protocollo sperimentale

Il protocollo sperimentale ha previsto l'acquisizione di dati baropodometrici mediante pedana di pressione integrata nell'ambiente di laboratorio. Le acqui-

sizioni sono state gestite mediante il software Novel Database Pro M, associato alla pedana di pressione utilizzata per lo studio. Per ciascun partecipante è stata predisposta una scheda individuale all'interno del database, contenente i principali dati anagrafici e antropometrici richiesti dal sistema, quali nome, cognome, data di nascita, altezza e peso corporeo. A tali informazioni veniva associato un codice identificativo univoco, al fine di garantire la corretta attribuzione delle misurazioni al soggetto corrispondente. Le prove dinamiche sono state acquisite utilizzando la modalità dedicata all'analisi del cammino. Dopo l'avvio della registrazione e il segnale acustico del sistema, al soggetto veniva richiesto di camminare a piedi scalzi lungo il percorso prestabilito, mantenendo una velocità confortevole e spontaneamente scelta. L'acquisizione proseguiva fino al raggiungimento di un numero sufficiente di appoggi validi, necessario per consentire la successiva elaborazione dei parametri dinamici. Durante il passaggio sulla pedana sono state acquisite le mappe pressorie plantari, dalle quali sono stati successivamente estratti parametri relativi all'area di contatto, ai valori di pressione e alla distribuzione del carico durante la fase di appoggio. Queste informazioni hanno permesso di descrivere quantitativamente le modalità di contatto piede-suolo e le eventuali alterazioni del pattern di carico durante la deambulazione. Al termine della prova, le misurazioni venivano automaticamente associate alla scheda individuale del partecipante all'interno del database. Per le prove statiche è stata utilizzata la modalità stabilometrica del software. Prima di ciascuna acquisizione è stata eseguita la procedura di azzeramento della pedana, necessaria per definire il riferimento iniziale del sistema di misura. Successivamente, al soggetto veniva richiesto di mantenere la stazione eretta bipodalica sulla pedana per una durata di $10,\mathrm{s}$. La prova è stata ripetuta in due condizioni: una prima acquisizione a occhi aperti e una seconda acquisizione a occhi chiusi. Tale procedura ha consentito di ottenere parametri stabilometrici utili alla valutazione della stabilità posturale e dell'equilibrio, permettendo di analizzare il comportamento del centro di pressione, sia in presenza sia in assenza dell'informazione visiva. Le acquisizioni statiche e dinamiche sono state quindi organizzate all'interno del database del software e associate al relativo soggetto, consentendo la successiva esportazione dei dati e l'elaborazione dei parametri baropodometrici di interesse. I dati baropodometrici così ottenuti hanno quindi consentito di integrare la valutazione funzionale con informazioni quantitative relative all'appoggio plantare, alla stabilità posturale e alle possibili modificazioni del cammino nei soggetti analizzati. Oltre

alla valutazione baropodometrica, il protocollo completo dello studio prevede l'impiego di ulteriori strumenti per l'analisi del movimento e della morfologia corporea. In particolare, è stata eseguita una radiografia biplanare in posizione eretta (EOS) e una scansione 3D con scanner manuale. I sensori inerziali, o Inertial Measurement Units (IMU), sono stati utilizzati per la registrazione del movimento dei segmenti corporei e per la valutazione di parametri cinematici, come le escursioni articolari, e spazio-temporali, come la velocità del cammino. In Figura 2.2 viene riportata la configurazione sperimentale per l'acquisizione dei dati.

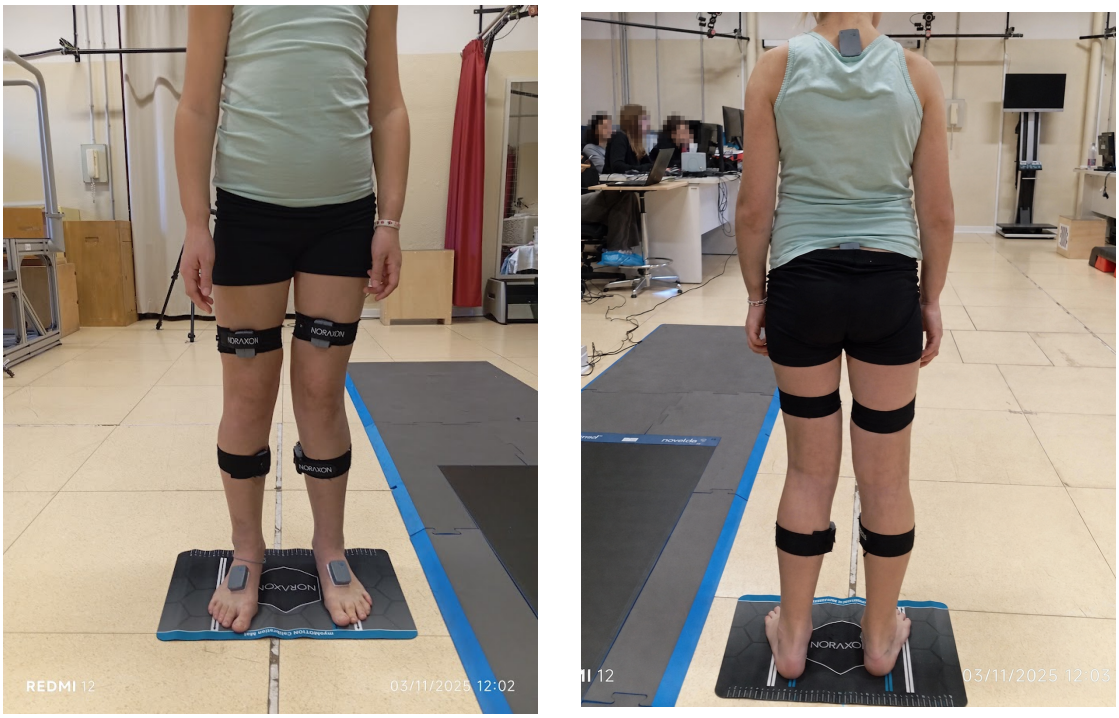


Figura 2.2: Configurazione sperimentale per l'acquisizione dei dati di cinematica mediante sensori inerziali Noraxon. I sensori IMU sono stati applicati bilateralmente sugli arti inferiori, sul dorso dei piedi ed a livello della pelvi e della settima vertebra cervicale.

Lo scanner 3D Beyond Shape è stato impiegato per l'acquisizione della morfologia esterna del corpo e per l'estrazione di parametri antropometrici utili alla descrizione di eventuali alterazioni o deformità scheletriche. La Figura 2.3 mostra lo scanner corporeo utilizzato per l'acquisizione dei dati.



Figura 2.3: Scanner 3D utilizzato per l'acquisizione della morfologia esterna del corpo intero, [2].

Nei soggetti affetti da OM sono stati inoltre somministrati questionari per la valutazione della qualità della vita e della percezione del senso di equilibrio, rispettivamente l'EQ-5D e l'Activities-specific Balance Confidence Scale (ABC Scale). Attraverso l'integrazione di dati funzionali-morfologici, il progetto MAMBO si propone di esplorare le relazioni tra pattern di movimento, distribuzione delle pressioni plantari, caratteristiche anatomiche e outcome riportati dai soggetti con OM, contribuendo a una comprensione più completa dell'impatto funzionale degli OM.

2.4 Analisi dei parametri baropodometrici del cammino



Figura 2.4: Diagramma di flusso della metodologia di elaborazione delle impronte plantari, dall'importazione dei file all'ottenimento dell'impronta di pressione media. La procedura comprende l'estrazione dei singoli passi, la rotazione e l'allineamento spaziale delle impronte, l'interpolazione su una griglia comune e il calcolo della media dei quattro passi acquisiti per ciascun piede. L'output finale è rappresentato dall'impronta di pressione media del piede destro e sinistro, utilizzata per le successive analisi.

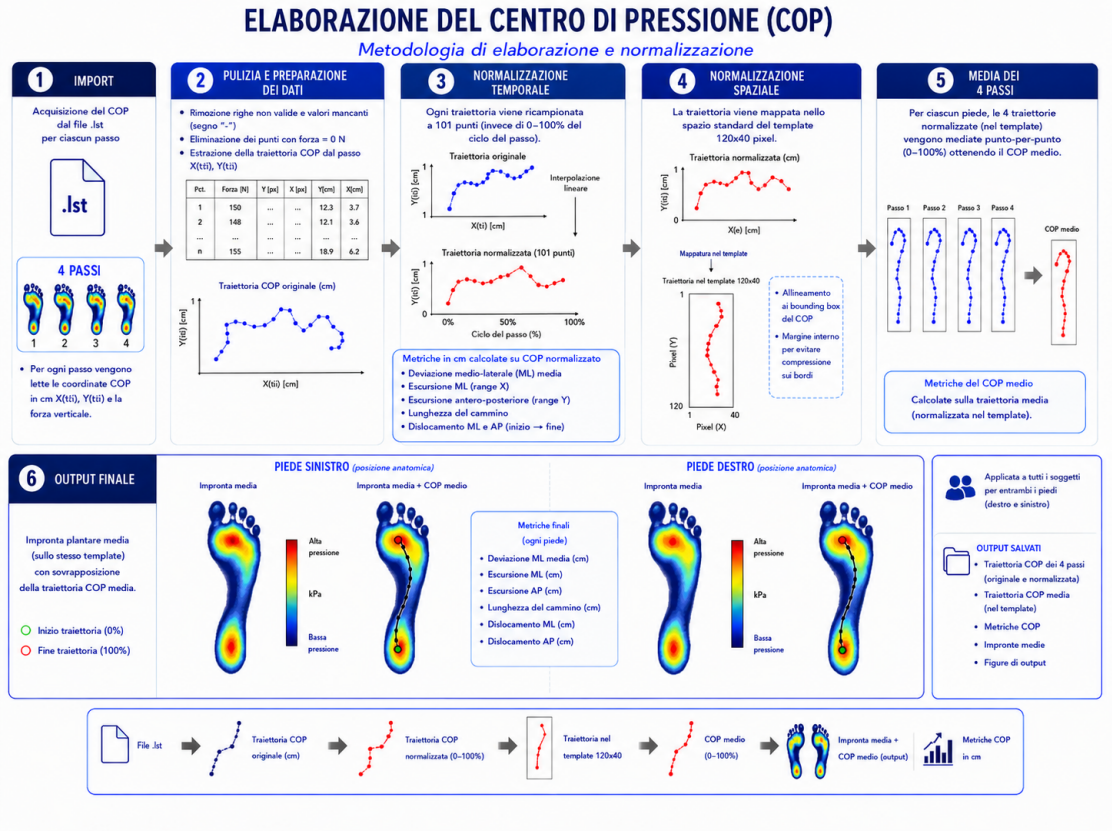


Figura 2.5: Diagramma di flusso della metodologia di elaborazione del COP, dall'importazione dei dati grezzi all'ottenimento della traiettoria media. La procedura comprende l'acquisizione delle coordinate del COP per ciascun passo, la pulizia e preparazione dei dati, la normalizzazione temporale delle traiettorie mediante ricampionamento a 101 punti, la normalizzazione spaziale tramite mappatura su un template comune e il calcolo della traiettoria media a partire dai quattro passi acquisiti per ciascun piede. L'output finale consiste nella sovrapposizione del COP medio all'impronta plantare media del piede destro e sinistro e nel calcolo delle principali metriche spaziali del COP, utilizzate per le successive analisi quantitative

2.4.1 Importazione dei dati baropodometrici

Al termine delle acquisizioni, i dati registrati mediante la pedana baropodometrica *emed* sono stati esportati dal software Novel Database Pro M e salvati in formato `.lst`. Tale formato contiene le informazioni di pressione rilevate durante le prove statiche e dinamiche. I file esportati sono stati successivamente organizzati all'interno di una cartella dedicata e rinominati secondo una convenzione standardizzata, al fine di rendere immediatamente identificabili il soggetto, la tipologia di prova, il lato acquisito e la categoria di appartenenza.

Per le acquisizioni dinamiche, i file sono stati identificati mediante le sigle `RF` e `LF`, rispettivamente riferite al piede destro (*Right Foot*) e al piede sinistro (*Left Foot*), seguite dal numero progressivo del passo acquisito. Per ciascun soggetto sono stati selezionati e salvati quattro passi per piede. Ciascun file `.lst` contiene una sequenza di frame temporali relativi al contatto del piede con la pedana. Ogni frame corrisponde a una matrice di pressione, nella quale righe e colonne rappresentano la disposizione spaziale dei sensori della pedana, mentre i valori numerici indicano la pressione registrata da ciascun sensore, espressa in kPa. Di conseguenza, ogni passo acquisito può essere rappresentato come una struttura tridimensionale di dimensioni $n \times m \times q$, dove n indica il numero di righe della matrice sensoriale, m il numero di colonne e q il numero di frame temporali che descrivono l'evoluzione del passo nel tempo. Nella porzione finale del file sono inoltre riportate informazioni aggiuntive relative alla prova, tra cui la forza verticale risultante, espressa in N, e le coordinate del centro di pressione, espresse in cm. Tali informazioni permettono di descrivere l'evoluzione del carico plantare e lo spostamento del punto di applicazione risultante delle pressioni durante la fase di appoggio. I file così organizzati sono stati successivamente importati in ambiente MATLAB R2023b, dove è stata eseguita la lettura delle matrici di pressione e delle informazioni associate. Questa fase ha permesso di strutturare i dati in un formato idoneo alle successive procedure di pre-processing, estrazione delle metriche e analisi statistica. Successivamente all'esportazione dal software Novel Database Pro M, i file in formato `.lst` sono stati organizzati in una cartella dedicata e importati in MATLAB per le successive procedure di elaborazione. La fase di importazione ha previsto la lettura automatizzata dei file e l'identificazione della struttura interna dei dati, con particolare riferimento all'individuazione dell'inizio e della fine dei frame temporali relativi a ciascun passo. Ogni frame è stato quindi estratto e memorizzato all'interno di una matrice tridimensionale $P(i, j, t)$, in cui i e j rappresentano rispettivamente le coordinate spaziali dei sensori della pedana, mentre t indica il frame temporale. Tale struttura consente di descrivere l'evoluzione spazio-temporale della distribuzione pressoria durante l'intera fase di appoggio.

2.4.2 Allineamento e normalizzazione delle impronte di pressione

Una volta costruita la matrice tridimensionale $P(i, j, t)$, ottenuta a partire dalla lettura dei file `.lst`, è stata eseguita una procedura di pre-processing finalizzata alla selezione della porzione temporale utile del passo, alla costruzione delle mappe di pressione rappresentative e alla normalizzazione spaziale delle impronte plantari. In primo luogo, sono stati rimossi i frame precedenti al contatto iniziale del piede con la pedana e quelli successivi al distacco, nei quali non era presente alcuna informazione pressoria significativa. Si è ottenuta così nuova matrice, contenente esclusivamente i frame relativi alla fase di appoggio. Questa operazione ha permesso di isolare la porzione temporale utile dell'acquisizione, riducendo la presenza di dati non informativi nelle successive fasi di analisi. A partire da questa matrice, è stata costruita una mappa media delle pressioni plantari. Tale mappa è stata ottenuta calcolando, per ciascun sensore della pedana, il valore massimo di pressione registrato nell'arco di tutti i frame del passo. In questo modo è stata generata una matrice bidimensionale rappresentativa dell'impronta plantare media misurata durante l'appoggio. Questa matrice costituisce una sintesi spaziale della distribuzione pressoria e consente di descrivere la forma generale dell'area di contatto del piede con la pedana. Al fine di ottenere una rappresentazione più affidabile dell'impronta plantare e ridurre l'influenza di eventuali artefatti, la mappa di pressione plantare è stata convertita in una maschera binaria. In particolare, a partire dalla matrice pressoria bidimensionale ricostruita dai sensori della pedana, sono state identificate come appartenenti all'impronta le celle con valori di pressione superiori alla soglia selezionata, mentre le restanti celle sono state escluse dall'analisi. Tale procedura ha permesso di distinguere le aree effettivamente coinvolte nel contatto plantare dalle porzioni della mappa non riconducibili all'appoggio del piede, consentendo una successiva estrazione delle metriche geometriche e pressorie in modo più robusto. Una fase successiva dell'elaborazione ha riguardato l'allineamento spaziale delle impronte. Poiché ciascun passo può essere acquisito con un orientamento differente rispetto al sistema di riferimento della pedana, si è reso necessario standardizzare la posizione e l'orientamento del piede, al fine di rendere confrontabili le diverse acquisizioni. Tale procedura è stata eseguita in due passaggi. In primo luogo, è stata applicata una Principal Component Analysis (PCA) alla maschera del piede, con l'obiettivo di identificare l'asse

principale della distribuzione spaziale dei punti appartenenti all'impronta. Tale asse è stato assunto come approssimazione della direzione longitudinale, o anteroposteriore, del piede e utilizzato per effettuare una prima rotazione globale, finalizzata ad allineare le impronte rispetto all'asse verticale comune. Successivamente, è stata effettuata una correzione più fine dell'orientamento, basata sull'identificazione automatica di due punti anatomici di riferimento: il centro del tallone e il punto medio dell'avampiede. Tali punti sono stati ricavati a partire dalla maschera binaria dell'impronta, già ottenuta dalla mappa pressoria e preliminarmente allineata tramite PCA. In particolare, il centro del tallone è stato stimato considerando la porzione posteriore dell'impronta, corrispondente alle righe più distali della maschera lungo l'asse longitudinale del piede. All'interno di questa regione sono stati selezionati i pixel appartenenti all'area di contatto e il punto centrale è stato calcolato come valore medio delle loro coordinate trasversali. In modo analogo, il punto medio dell'avampiede è stato individuato considerando la porzione anteriore dell'impronta, in corrispondenza della regione metatarsale, e calcolando il centro medio dei pixel attivi in tale area. A partire da questi due punti è stato quindi definito un vettore orientato dal tallone verso l'avampiede. L'inclinazione di tale vettore rispetto all'asse verticale della matrice è stata utilizzata per stimare una rotazione correttiva residua, necessaria a rifinire l'allineamento ottenuto mediante PCA. Questa seconda correzione, di tipo *heel-to-toe*, ha permesso di orientare l'impronta secondo una direzione anatomica più coerente, riducendo eventuali errori residui dovuti alla sola rotazione globale.. A partire da questi due punti è stato definito un vettore orientato dal tallone verso l'avampiede, utilizzato per correggere eventuali residui di disallineamento non completamente compensati dalla rotazione ottenuta tramite PCA. Questa seconda rotazione ha permesso di perfezionare l'orientamento anatomico dell'impronta, garantendo una maggiore coerenza tra le diverse acquisizioni. L'angolo di rotazione finale è stato ottenuto come combinazione della rotazione globale stimata tramite PCA e della successiva correzione heel-to-toe. Una volta determinato tale angolo, la medesima trasformazione spaziale è stata applicata a tutti i frame temporali del passo. Questa scelta ha consentito di preservare la coerenza dell'intera sequenza pressoria nel tempo, evitando alterazioni relative tra i frame e garantendo che l'evoluzione dinamica della pressione plantare fosse analizzata all'interno di un sistema di riferimento comune e anatomicamente consistente. Per ciascun passo acquisito è stata quindi calcolata una *Peak Pressure map*, ottenuta considerando, per ogni sensore della pedana, il valore massimo

di pressione registrato durante l'intera fase di appoggio. In termini formali, per ogni punto della matrice (x, y), la pressione di picco è stata definita come:

$$PP(x, y) = \max_t p(x, y, t)$$

dove $p(x, y, t)$ rappresenta il valore di pressione misurato dal sensore di coordinate (x, y) al frame temporale t. La mappa risultante descrive quindi la distribuzione massima delle pressioni plantari raggiunte durante il singolo passo.

Per ogni soggetto sono stati considerati quattro passi relativi al piede destro e quattro passi relativi al piede sinistro. Per ciascun passo è stata calcolata la corrispondente *Peak Pressure map*; successivamente, le mappe ottenute sono state ridimensionate al fine di garantire una coerenza dimensionale tra le diverse acquisizioni. Le mappe appartenenti allo stesso piede sono state quindi aggregate mediante il calcolo della media, ottenendo un'impronta rappresentativa del piede destro, indicata come PP_{right}, e un'impronta rappresentativa del piede sinistro, indicata come PP_{left}, per ciascun soggetto. Ciascuna impronta è stata successivamente normalizzata spazialmente. A partire dal bounding box del piede, l'impronta è stata centrata e ridimensionata su una griglia comune di dimensioni 120×40 pixel. Tale scelta garantisce che tutte le impronte siano rappresentate su uno stesso template, preservando un rapporto lunghezzalarghezza di circa 3:1, coerente con la morfologia generale del piede umano. Al termine di questa procedura, tutte le impronte risultano quindi allineate, specchiate e normalizzate, rendendo possibile unanalisi pixel-wise della distribuzione di pressione. Le impronte normalizzate sono state successivamente suddivise in base alla popolazione di appartenenza, distinguendo soggetti adulti e soggetti pediatrici secondo la codifica presente nel nome dei file. In particolare, i soggetti adulti sono stati identificati mediante le sigle ca e pa, mentre i soggetti pediatrici mediante le sigle cb e pb. Per ciascun gruppo è stata calcolata una distribuzione media delle pressioni, ottenuta pixel per pixel come media delle impronte incluse nello stack corrispondente:

$$Template(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} PP_i(x, y)$$

dove $PP_i(x, y)$ rappresenta il valore di pressione del soggetto i nella posizione (x, y), mentre N indica il numero di soggetti appartenenti al gruppo considerato.

Estata così ottenuta una distribuzione media delle pressioni plantari per ciascun gruppo in esame: adulti con OM, adulti sani, bambini con OM e bambini sani.

Oltre alla mappa di distribuzione media delle, è stata calcolata anche una mappa di variabilità, espressa come deviazione standard della pressione plantare in ciascun punto della griglia normalizzata. Per ogni pixel (x, y), la deviazione standard è stata calcolata come:

$$SD(x, y) = \text{std}\left(PP_i(x, y)\right)$$

Questa mappa descrive quanto i valori di pressione variano tra i soggetti appartenenti allo stesso gruppo. L'analisi della variabilità consente quindi di individuare le regioni del piede in cui la distribuzione pressoria risulta più consistente tra gli individui e quelle in cui, al contrario, si osserva una maggiore eterogeneità. Oltre alle mappe di pressione plantare, è stata analizzata la traiettoria del Centro di Pressione (*COP*), al fine di descrivere l'evoluzione del carico durante la fase di appoggio. Questo parametro rappresenta, istante per istante, il punto di applicazione risultante delle pressioni esercitate dal piede sulla pedana e fornisce informazioni sulla dinamica del contatto piede–suolo. Le informazioni sono state estratte dai file `.lst` esportati dal sistema Novel. Per ciascun frame sono stati acquisiti l'indice temporale del campione, la forza totale espressa in N e le coordinate spaziali del centro di pressione, espresse in cm. Durante la lettura dei dati sono stati mantenuti esclusivamente i campioni numerici validi, escludendo righe vuote, intestazioni ripetute, valori mancanti o non interpretabili e righe incomplete. Le coordinate sono state considerate nel sistema di riferimento del piede, indicate come X_{ft} e Y_{ft}, così da poter analizzare il percorso rispetto alla geometria del singolo appoggio. Poiché i passi acquisiti potevano presentare durate differenti e, di conseguenza, un diverso numero di frame, le traiettorie sono state sottoposte a normalizzazione temporale. Ciascun percorso è stato quindi ricampionato mediante interpolazione lineare su 101 punti equidistanti, rappresentativi dell'intera fase di appoggio, dallo 0% al 100% dello *stance*. Tale procedura ha permesso di confrontare acquisizioni relative a passi e soggetti diversi all'interno di una base temporale comune. Le traiettorie normalizzate sono state analizzate separatamente per piede destro e piede sinistro. Per ciascun soggetto, i diversi passi disponibili sono stati sovrapposti graficamente, al fine di verificare qualitativamente la coerenza del percorso. Per poter confrontare la traiettoria media del COP tra i diversi gruppi,

le traiettorie individuali sono state successivamente mediate a livello di gruppo, distinguendo tra controlli e OM separatamente per popolazione adulta e pediatrica. La traiettoria media così ottenuta è stata sovrapposta all'impronta pressoria media del corrispondente gruppo.

2.4.3 Calcolo dei parametri di pressione

A partire dalle mappe pressorie dinamiche precedentemente pre-processate, sono stati estratti i principali parametri baropodometrici descrittivi dell'appoggio plantare, della distribuzione del carico e della morfologia dell'impronta. L'analisi è stata condotta separatamente per piede destro e piede sinistro, mantenendo distinta la lateralità in tutte le successive fasi di elaborazione statistica. Per ciascun passo è stata considerata la Maximum Pressure Picture (MPP), ottenuta calcolando, per ogni sensore, il valore massimo di pressione registrato durante l'intera fase di appoggio:

$$MPP(x, y) = \max_{t \in T} P(x, y, t)$$

dove $P(x, y, t)$ rappresenta la pressione registrata nel punto (x, y) al frame temporale t. La MPP è stata utilizzata come rappresentazione sintetica dell'impronta dinamica, poiché consente di individuare le regioni plantari effettivamente coinvolte nel contatto durante il passo.

L'impronta plantare è stata quindi segmentata applicando una soglia di pressione, in modo da distinguere i sensori attivi, appartenenti all'area di contatto del piede, dai sensori non caricati. Sulla base della maschera binaria così ottenuta è stata calcolata l'area di contatto, definita come:

$$A_{contact} = N_{active} \cdot A_{sensor}$$

dove N_{active} rappresenta il numero di sensori appartenenti alla maschera dell'impronta e A_{sensor} l'area associata a ciascun sensore. La dimensione di ciascun sensore è pari a $0.5 \times 0.5\,\text{cm}$, corrispondente ad un'area di $0.25\,\text{cm}^2$. Al fine di ridurre l'influenza delle differenti dimensioni antropometriche tra i soggetti, l'area di contatto è stata normalizzata rispetto a un'area di riferimento del piede, stimata come prodotto tra lunghezza e larghezza dello stesso:

$$A_{ref} = FL \cdot FW$$

dove FL rappresenta la lunghezza del piede e FW la larghezza del piede. L'area di contatto normalizzata è stata quindi calcolata come:

$$A_{contact,norm} = \frac{A_{contact}}{A_{ref}} = \frac{A_{contact}}{FL \cdot FW}$$

ottenendo un indice adimensionale utile per il confronto tra soggetti con dimensioni del piede differenti [3].

A partire dalla MPP sono stati calcolati anche i principali parametri pressori. La pressione di picco è stata definita come il massimo valore di pressione presente nell'impronta:

$$P_{peak} = \max(MPP)$$

mentre la pressione media è stata calcolata come la media dei valori di pressione massima considerando esclusivamente i sensori appartenenti all'area di contatto:

$$P_{mean} = \frac{1}{N_{active}} \sum_{(x,y) \in A_{contact}} MPP(x, y)$$

In questo modo, il calcolo della pressione media non è influenzato dai sensori non attivi, ma descrive esclusivamente la distribuzione pressoria nelle regioni effettivamente caricate.

Per descrivere la distribuzione del carico lungo il piede, l'impronta è stata suddivisa in tre regioni anatomiche lungo l'asse longitudinale: avampiede, mesopiede e retropiede. Per ciascuna regione sono stati calcolati parametri pressori e geometrici regionali, tra cui la pressione di picco, la pressione media e l'area di contatto. Tale suddivisione ha permesso di valutare eventuali differenze nella distribuzione del carico tra le diverse porzioni plantari.

L'Arch Index (AI), Figura 1.15 è stato calcolato a partire dalla maschera binaria dell'impronta plantare, [7]. Prima del calcolo dell'indice, è stata esclusa la porzione più anteriore dell'impronta, corrispondente alla regione delle dita. Tale esclusione non è stata effettuata mediante un taglio fisso, ma identificando il punto di transizione tra dita e avampiede attraverso il profilo di larghezza dell'impronta lungo l'asse longitudinale del piede. In particolare, la regione delle dita è stata considerata come la porzione iniziale più stretta e irregolare, mentre l'inizio dell'avampiede è stato individuato nel punto in cui la larghezza dell'impronta raggiungeva una quota stabile della larghezza massima.

Dopo l'esclusione delle dita, l'impronta residua è stata suddivisa in tre regioni di uguale lunghezza: avampiede, mesopiede e retropiede. L'Arch Index è stato quindi definito come il rapporto tra l'area di contatto del mesopiede e l'area totale dell'impronta considerata, escluse le dita:

$$AI = \frac{A_{midfoot}}{A_{forefoot} + A_{midfoot} + A_{hindfoot}}$$

dove $A_{forefoot}$, $A_{midfoot}$ e $A_{hindfoot}$ rappresentano rispettivamente le aree di contatto di avampiede, mesopiede e retropiede.

Inoltre, sono stati considerati parametri temporali e cinematici associati al passo, tra cui il contact time e la mean velocity. Il contact time rappresenta la durata della fase di contatto del piede con la pedana ed è stato espresso in millisecondi. Può essere definito come:

$$T_{contact} = \frac{N_{frames}}{f_s}$$

oppure, in millisecondi:

$$T_{contact,ms} = \frac{N_{frames}}{f_s} \cdot 1000$$

dove N_{frames} è il numero di frame in cui il piede risulta in contatto con la pedana e f_s è la frequenza di campionamento del sistema. Per quanto riguarda la velocità media del passo , è stata normalizzata rispetto all'altezza del soggetto, al fine di rendere il parametro più confrontabile tra individui con caratteristiche antropometriche differenti. Tutti i parametri estratti sono stati infine organizzati in una tabella strutturata, nella quale ogni riga rappresenta uno specifico soggetto e uno specifico lato. La tabella include il codice del soggetto, il gruppo di appartenenza, la lateralità e i parametri baropodometrici dinamici calcolati dalle mappe di pressione plantare. Tale organizzazione ha permesso di ottenere un dataset omogeneo e riproducibile, utilizzabile nelle successive fasi di analisi statistica e confronto tra gruppi.

Ulteriori parametri dinamici sono stati ricavati dalle traiettorie del centro di pressione estratte durante le prove di cammino. Anche in questo caso, per ciascun soggetto, l'analisi è stata condotta separatamente per il piede destro e per il piede sinistro, considerando i passi disponibili per ciascun lato. A partire dalle coordinate normalizzate sono stati calcolati indici descrittivi dell'evoluzione spazio-temporale dell'appoggio plantare. Tra gli indici dinamici è stata

calcolata la lunghezza complessiva della traiettoria del centro di pressione, ottenuta come somma delle distanze euclidee tra punti consecutivi delle coordinate normalizzate:

$$L_{\text{COP}} = \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + \left(y_{i+1} - y_i\right)^2} \tag{2.1}$$

Sono stati inoltre stimati gli spostamenti netti lungo le due direzioni principali, calcolati come differenza tra la posizione finale e quella iniziale della traiettoria:

$$\begin{aligned} \Delta x &= x_{\text{end}} - x_{\text{start}} \\ \Delta y &= y_{\text{end}} - y_{\text{start}} \end{aligned} \tag{2.2}$$

Tali parametri descrivono rispettivamente l'escursione complessiva in direzione medio-laterale e longitudinale durante la fase di appoggio. Infine, è stata calcolata la deviazione laterale media, utilizzata per quantificare l'andamento medio della traiettoria rispetto alla direzione di avanzamento del passo.

Un ulteriore parametro derivato dalla traiettoria dinamica del centro di pressione è il *Center of Pressure Excursion Index* (CPEI), Figura 1.14, utilizzato per quantificare lo scostamento laterale della traiettoria rispetto alla direzione complessiva di avanzamento del passo. Il calcolo è stato effettuato considerando, per ciascun soggetto e per ciascun lato, la traiettoria normalizzata, la lunghezza del piede e la larghezza del terzo anteriore del piede, indicata come FW.

Il livello anatomico di riferimento è stato individuato in corrispondenza del terzo distale del piede. A tale livello, è stata valutata la posizione medio-laterale reale della traiettoria e confrontata con una linea di riferimento costruita congiungendo il primo punto della traiettoria, localizzato nella regione del tallone, con l'ultimo punto, localizzato verso l'avampiede.

La *Center of Pressure Excursion* (CPE) è stata quindi definita come la differenza tra la coordinata medio-laterale del centro di pressione e quella della linea di riferimento allo stesso livello longitudinale:

$$CPE = x_{\text{COP}}(y_{\text{target}}) - x_{\text{ref}}(y_{\text{target}}) \tag{2.3}$$

dove $x_{\text{COP}}(y_{\text{target}})$ rappresenta la coordinata medio-laterale della traiettoria reale al livello di riferimento, mentre $x_{\text{ref}}(y_{\text{target}})$ indica la coordinata corrispondente sulla linea di riferimento. Poiché l'interpretazione della coordinata x_{ft}

dipende dal lato analizzato, il segno della deviazione è stato gestito separatamente per piede destro e sinistro, al fine di mantenere una lettura coerente del parametro tra le due lateralità.

Il CPEI è stato infine ottenuto normalizzando la deviazione laterale rispetto alla larghezza del piede al terzo anteriore:

$$CPEI = \frac{CPE}{FW} \times 100 \tag{2.4}$$

Il valore risultante, espresso in percentuale, descrive l'entità dello scostamento laterale della traiettoria rispetto alla larghezza dell'avampiede.

2.5 Analisi dei parametri stabilometrici

2.5.1 Importazione dei dati

Per l'analisi statica sono state considerate le acquisizioni stabilometriche effettuate in condizioni di stazione eretta bipodalica. Anche in questo caso, i dati registrati mediante la pedana baropodometrica emed sono stati esportati dal software Novel Database Pro M e salvati in formato .lst in una cartella apposita. Per le acquisizioni statiche, è tata adottata una codifica specifica per la condizione sperimentale. In particolare, i file sono stati identificati mediante la sigla SA per la prova statica a occhi aperti e SC per la prova statica a occhi chiusi. Tale organizzazione ha consentito di distinguere in modo sistematico le diverse condizioni sperimentali e di mantenere una corrispondenza univoca tra ciascun file, il soggetto esaminato e la prova eseguita. Successivamente all'esportazione dal software Novel Database Pro M, i file in formato `.lst` sono stati organizzati in una cartella dedicata e importati in MATLAB per le successive procedure di elaborazione. La fase di importazione ha previsto la lettura automatizzata dei file e l'identificazione della struttura interna dei dati, con particolare riferimento alla distinzione delle due prove stabilometriche acquisite per ciascun soggetto e alla corretta associazione di ciascuna prova alla rispettiva condizione sperimentale. A partire dai file statici esportati dal sistema Novel, sono state estratte sia le informazioni relative alla traiettoria del Centro di Pressione, registrata durante il mantenimento della postura eretta, sia le mappe di pressione plantare statiche. Per ciascun campione temporale sono state considerate le coordinate spaziali, espresse in centimetri, insieme alle informazioni relative alla distribuzione del

carico plantare. L'analisi si è concentrata sulle coordinate riferite al sistema del piede, indicate come X_{ft} e Y_{ft}, in quanto più adatte a descrivere lo spostamento del centro di pressione rispetto alla geometria dell'appoggio plantare. A partire da tali coordinate sono stati ricavati parametri stabilometrici descrittivi dell'oscillazione posturale, tra cui la posizione media e l'area di oscillazione.

2.5.2 Elaborazione dei dati stabilometrici

L'elaborazione dei dati è stata articolata in diverse fasi, con l'obiettivo di trasformare i file esportati dal sistema Novel in tabelle strutturate e utilizzabili per le successive analisi quantitative e statistiche. In particolare, sono stati distinti i dati relativi alle prove dinamiche, utilizzati per l'estrazione dei parametri baropodometrici e della traiettoria dinamica del COP, e i dati relativi alle prove statiche, impiegati per la valutazione del controllo posturale in condizioni di stazione eretta. Le procedure sviluppate hanno permesso di mantenere separati piede destro e piede sinistro, distinguere i diversi gruppi sperimentali e organizzare i parametri estratti in tabelle dedicate.

2.5.3 Calcolo dei parametri stabilometrici

Le acquisizioni statiche sono state utilizzate per estrarre i principali parametri stabilometrici e baropodometrici in condizioni di stazione eretta. Le prove sono state analizzate separatamente nelle due condizioni sperimentali, identificate rispettivamente dai suffissi `SA.lst` e `SC.lst`, mantenendo l'associazione con il soggetto e il gruppo di appartenenza.

La valutazione dell'oscillazione posturale è stata condotta sulle coordinate X_{ft} e Y_{ft}, espresse in centimetri nel sistema di riferimento del piede. Da queste informazioni sono stati ricavati gli indici descrittivi della stabilità posturale e della distribuzione del carico plantare.

La *sway area* è stata utilizzata come indice della dispersione spaziale della traiettoria del centro di pressione durante la stazione eretta. Le coordinate X_{ft} e Y_{ft} sono state centrate rispetto alla loro posizione media e successivamente impiegate per il calcolo della matrice di covarianza C, rappresentativa della variabilità del segnale nelle due direzioni spaziali. L'area di oscillazione è stata stimata come:

$$A_{sway} = \pi\sqrt{\det(C)} \tag{2.5}$$

dove C indica la matrice di covarianza delle coordinate del centro di pressione. Essendo le coordinate espresse in centimetri, l'area risultante è espressa in cm^2.

Oltre alla sway area assoluta, è stata calcolata anche una sway area normalizzata rispetto alla base di supporto, o Base of Support (BOS), al fine di esprimere l'oscillazione posturale in relazione all'area effettivamente disponibile per il mantenimento dell'equilibrio. La sway area normalizzata è stata definita come:

$$A_{sway,norm} = \frac{A_{sway}}{BOS} \cdot 100$$

dove BOS rappresenta la base di supporto, espressa in cm^2.

La base di supporto è stata determinata a partire dalla distribuzione pressoria registrata durante la prova statica, considerando le regioni plantari effettivamente a contatto con la pedana baropodometrica. In particolare, sono stati identificati i punti di contatto relativi al piede destro e al piede sinistro e, a partire da questi, è stato costruito il poligono di appoggio delimitato dai punti più esterni della superficie di contatto. L'area racchiusa da tale poligono è stata utilizzata come stima della base di supporto.

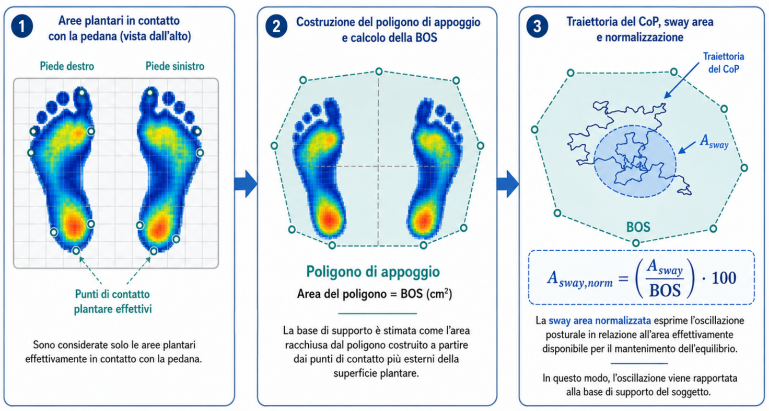


Figura 2.6: Rappresentazione schematica della definizione della Base of Support (BOS) e della normalizzazione della sway area rispetto allarea di appoggio disponibile.

Questo parametro consente di descrivere l'estensione dello spazio di appoggio disponibile durante il mantenimento della postura eretta. Una base di supporto più ampia può riflettere una maggiore superficie di contatto e una strategia posturale orientata alla stabilizzazione, mentre una base di supporto più ridotta può indicare un appoggio più concentrato o meno distribuito tra i

due piedi [8]. Pertanto, tale misura rappresenta un indicatore utile per caratterizzare la modalità di appoggio statico e per confrontare eventuali differenze tra soggetti o gruppi sperimentali.

Per descrivere la distribuzione del carico in condizioni di stazione eretta, è stata analizzata la mappa di pressione statica acquisita durante ciascuna prova.

Le impronte plantari sono state separate distinguendo le regioni attive corrispondenti al piede sinistro e al piede destro. Per ciascun lato, il carico è stato calcolato come somma dei valori pressori appartenenti alla rispettiva maschera plantare. I carichi così ottenuti sono stati successivamente espressi in percentuale rispetto al carico complessivo esercitato da entrambi i piedi:

$$Load_{left} = \frac{F_{left}}{F_{left} + F_{right}} \cdot 100$$

$$Load_{right} = \frac{F_{right}}{F_{left} + F_{right}} \cdot 100$$

dove F_{left} e F_{right} rappresentano rispettivamente la somma dei valori pressori registrati sotto il piede sinistro e sotto il piede destro.

A partire da tali percentuali è stato calcolato un indice di asimmetria mediolaterale del carico, definito come:

$$A_{LR} = \frac{Load_{right} - Load_{left}}{Load_{right} + Load_{left}} \cdot 100$$

Il segno dell'indice è stato mantenuto al fine di preservare l'informazione relativa alla direzione dell'asimmetria: valori positivi indicano una prevalenza del carico verso il lato destro, mentre valori negativi indicano una prevalenza del carico verso il lato sinistro.

È stata inoltre analizzata la distribuzione antero-posteriore del carico, al fine di valutare la ripartizione del peso corporeo tra la porzione anteriore e quella posteriore dell'appoggio plantare. Per ciascun piede, la maschera dell'impronta è stata suddivisa lungo l'asse longitudinale in due regioni, corrispondenti rispettivamente all'avampiede e al retropiede, tenendo conto dell'orientamento anatomico dell'impronta.

Il carico anteriore e il carico posteriore sono stati calcolati sommando i contributi pressori delle corrispondenti regioni di entrambi i piedi. I valori ottenuti sono stati quindi espressi in percentuale rispetto al carico totale:

$$Load_{fore} = \frac{F_{fore}}{F_{total}} \cdot 100$$

$$Load_{rear} = \frac{F_{rear}}{F_{total}} \cdot 100$$

dove F_{fore} rappresenta la somma dei valori pressori registrati nelle regioni anteriori dell'appoggio, F_{rear} la somma dei valori pressori registrati nelle regioni posteriori e F_{total} il carico complessivo esercitato da entrambi i piedi.

A partire da tali percentuali è stato calcolato un indice di asimmetria antero-posteriore del carico, definito come:

$$A_{AP} = \frac{Load_{fore} - Load_{rear}}{Load_{fore} + Load_{rear}} \cdot 100$$

Anche in questo caso, il segno dell'indice è stato mantenuto al fine di preservare l'informazione relativa alla direzione dello sbilanciamento. Valori positivi indicano una maggiore distribuzione del carico verso l'avampiede, mentre valori negativi indicano una prevalenza del carico verso il retropiede.

Infine, sono state calcolate le aree di contatto statiche del piede destro e del piede sinistro. In maniera analoga a quanto fatto per l'estrazione dei dati dinamici, l'area di contatto è stata calcolata separatamente per ciascun piede come:

$$A_{contact} = N_{active} \cdot A_{sensor}$$

Anche per le acquisizioni statiche, l'area di contatto totale è stata normalizzata rispetto all'area di riferimento del piede, al fine di ridurre l'influenza delle differenze antropometriche tra i soggetti.

Oltre all'area di contatto complessiva del piede destro e del piede sinistro, ciascuna impronta plantare è stata suddivisa lungo l'asse longitudinale in tre regioni anatomiche: avampiede, mesopiede e retropiede. Le aree regionali sono state espresse come percentuale dell'area di contatto totale del rispettivo piede:

$$A_{r,\%} = \frac{A_r}{A_{contact}} \cdot 100$$

dove A_r rappresenta l'area di contatto della regione plantare considerata e $A_{contact}$ indica l'area di contatto totale dello stesso piede.

$$A_{forefoot,\%} = \frac{A_{forefoot}}{A_{contact}} \cdot 100$$

$$A_{midfoot,\%} = \frac{A_{midfoot}}{A_{contact}} \cdot 100$$

$$A_{hindfoot,\%} = \frac{A_{hindfoot}}{A_{contact}} \cdot 100$$

In questo modo, mentre l'area di contatto totale fornisce una misura globale dell'estensione della superficie di appoggio, le percentuali regionali consentono di descrivere come tale superficie sia distribuita tra avampiede, mesopiede e retropiede.

2.6 Analisi statistica

2.6.1 Analisi dinamica

Nello studio sono stati esaminati quattro gruppi (adulti OM, adulti sani, bambini OM e bambini sani) con l'obiettivo di indagare differenze nella distribuzione della pressione plantare e nei parametri derivati dal passo. Per la complessità dei dati raccolti sono state adottate tecniche differenti, selezionate in base alla natura del segnale e alle ipotesi di confronto:

- **Analisi dei parametri riassuntivi**. Dal segnale dinamico sono stati estratti indici scalari (come picco di pressione, pressione media, area di contatto, e indici del COP). Questi, insieme alle misure statiche (es. percentuali di carico), sono stati analizzati con test non parametrici in ragione della distribuzione non gaussiana e delle dimensioni campionarie limitate. Per confronti tra gruppi indipendenti è stato impiegato il test di Mann-Whitney U; per confronti accoppiati è stato utilizzato il test di Wilcoxon. In tutte le verifiche è stata fissata $\alpha = 0{,}05$.

- **Analisi temporale: Statistical Parametric Mapping 1D**. Per le variabili dinamiche (curve di pressione, COP e indici derivati), i dati sono stati normalizzati allo stance e campionati in 101 punti. Le curve mediate per

soggetto sono state confrontate mediante SPM1D non parametrico (t-test a due campioni, $\alpha = 0{,}05$, 10.000 permutazioni), sempre stratificando per età, condizione e lato. Questa tecnica identifica le fasi del passo (in percentuale di stance) in cui le serie temporali differiscono significativamente tra i gruppi

- **Analisi spaziale: Statistical Parametric Mapping 2D**. Per ogni confronto (OM vs sano), separatamente per adulti e bambini e per lato, è stato applicato il t-test non parametrico a due campioni implementato in spm1d (inferenza SPM2D, $\alpha = 0{,}05$, 10.000 permutazioni). Il metodo consente di valutare punto per punto l'intera distribuzione pressoria, permettendo di localizzare le regioni della pianta in cui la pressione differisce tra gruppi. .

2.6.2 Analisi statistica dei parametri scalari in dinamica

L'analisi delle metriche scalari dinamiche è stata condotta con l'obiettivo di sintetizzare le caratteristiche del passo attraverso un insieme di indici numerici e di confrontare in modo sistematico i gruppi sperimentali. Per ciascun soggetto erano disponibili quattro passi per ciascun piede; da ogni passo sono state estratte le principali metriche baropodometriche dinamiche, successivamente aggregate e utilizzate per l'analisi statistica.

I soggetti sono stati assegnati a uno dei quattro gruppi sperimentali sulla base del codice identificativo: adulti con OM, adulti sani, bambini con OM e bambini sani. Per ciascuna metrica sono stati eseguiti confronti separati tra adulti sani e adulti con OM e tra bambini sani e bambini con OM. Considerata la numerosità relativamente ridotta dei campioni e la possibile assenza di normalità nella distribuzione delle metriche, i confronti tra gruppi indipendenti sono stati effettuati mediante il test U di Mann-Whitney, implementato in MATLAB tramite la funzione `ranksum`. Tale test non parametrico consente di valutare la presenza di differenze tra due gruppi indipendenti senza assumere una distribuzione normale dei dati.

Per ogni confronto sono state calcolate statistiche descrittive, tra cui mediana, intervallo interquartile, media e deviazione standard, insieme alla differenza tra le mediane dei gruppi, espressa come mediana OM meno mediana dei controlli. È stato inoltre riportato il valore di p associato al test statistico.

Poiché l'analisi prevedeva un numero elevato di confronti, dovuto alla valutazione di più metriche nelle diverse combinazioni di fascia d'età e lato, è stata

applicata una correzione per il tasso di false scoperte, o False Discovery Rate (FDR), secondo il metodo di Benjamini–Hochberg. Tale procedura consente di limitare il rischio di falsi positivi associato alla molteplicità dei test, mantenendo al tempo stesso una sensibilità adeguata nell'individuazione di possibili differenze tra gruppi. I risultati sono stati quindi interpretati distinguendo tra differenze statisticamente robuste, caratterizzate da $p < 0{,}05$ e $FDR < 0{,}05$, differenze nominalmente significative, con $p < 0{,}05$ ma $FDR > 0{,}05$, e risultati non significativi, con $p > 0{,}05$.

Infine, come sarà mostrato nel Capitolo **??**, i risultati sono stati organizzati in tabelle riassuntive e rappresentati mediante boxplot con sovrapposizione dei punti individuali. Questa modalità di visualizzazione consente di descrivere sia la distribuzione complessiva dei dati sia la variabilità inter-soggetto. Quando disponibili e rilevanti per l'interpretazione clinica, sono state inoltre riportate linee di riferimento relative a intervalli di normalità descritti in letteratura, come nel caso dell'Arch Index e del CPEI.

2.6.3 Analasi statistica dei parametri stabilometrici

Le valutazioni statiche del controllo posturale sono state analizzate mediante uno script dedicato, sviluppato per distinguere tra confronti inter-gruppo e confronti intra-soggetto. Le variabili considerate includevano l'area di oscillazione del centro di pressione, la posizione media del COP, la distribuzione del carico tra avampiede e retropiede, gli indici di asimmetria laterale e antero-posteriore, e le aree di contatto plantare totali e regionali.

Per l'analisi statistica dei parametri statici è stato adottato un approccio non parametrico, distinguendo tra confronti inter-gruppo e confronti intra-soggetto. I confronti tra soggetti sani e soggetti con OM sono stati condotti separatamente per adulti e bambini, nelle condizioni a occhi aperti e a occhi chiusi. Poiché tali confronti riguardavano gruppi indipendenti, è stato applicato il test U di Mann–Whitney, come descritto in precedenza.

Per valutare l'effetto della condizione visiva sul controllo posturale, sono stati invece confrontati i valori ottenuti a occhi aperti e a occhi chiusi all'interno degli stessi soggetti. In questo caso è stato utilizzato il test di Wilcoxon per dati appaiati, una procedura non parametrica indicata per confrontare due misure dipendenti quando non si assume la normalità della distribuzione delle differenze. La variazione mediana è stata calcolata come differenza tra la condizione

a occhi chiusi e quella a occhi aperti.

Per ciascuna variabile sono state riportate statistiche descrittive, tra cui mediana, intervallo interquartile, media e deviazione standard. Nei confronti intergruppo, la differenza tra le mediane è stata espressa come valore del gruppo OM meno valore del gruppo sano, così da mantenere coerente l'interpretazione della direzione delle differenze osservate.

I valori di significatività sono stati infine corretti per confronti multipli mediante procedura di Benjamini–Hochberg, secondo quanto già descritto. Questa impostazione ha permesso di valutare sia le differenze posturali associate alla presenza di OM sia le variazioni determinate dalla rimozione dell'informazione visiva.

2.6.4 Analisi temporale delle variabili dinamiche mediante SPM1D

La Statistical Parametric Mapping monodimensionale (SPM1D) estende l'approccio statistico tradizionale all'analisi di segnali continui definiti lungo un dominio temporale o spaziale, come ad esempio una curva pressoria normalizzata nel tempo. A differenza delle analisi scalari, che richiedono la riduzione del segnale a uno o più valori riassuntivi, la SPM consente di confrontare l'intera traiettoria, preservando l'informazione relativa all'andamento del segnale lungo tutto il dominio considerato [28, 29]. In ambito biomeccanico, tale approccio risulta particolarmente indicato per l'analisi di curve temporali registrate e normalizzate, poiché permette di valutare le differenze tra gruppi tenendo conto della continuità del segnale e del problema dei confronti multipli lungo la curva [29].

Dal punto di vista metodologico, l'analisi SPM1D prevede due fasi principali. La prima fase consiste nel calcolo della mappa statistica, o *test statistic continuum*. Per ciascuna ipotesi di confronto, la statistica di test viene calcolata punto per punto lungo l'intera curva normalizzata, ottenendo un continuum di valori statistici indicato come SPM$\{t\}$. Tale curva descrive l'andamento della statistica t lungo tutti i punti del dominio temporale. L'obiettivo non è quindi eseguire una serie di test indipendenti in corrispondenza di ciascun punto della curva, ma costruire un'unica mappa statistica continua sulla quale viene successivamente effettuata l'inferenza [28, 29].

La seconda fase riguarda l'inferenza statistica. Dopo il calcolo della SPM$\{t\}$, viene definita una soglia critica t^*, finalizzata al controllo dell'errore di I tipo

sull'intero dominio della curva. Nel caso delle procedure parametriche, tale soglia è stimata mediante la teoria dei campi aleatori, mentre nelle procedure non parametriche viene stimata empiricamente tramite permutazioni [28, 24]. L'ipotesi nulla viene rigettata nelle porzioni della curva in cui la SPM$\{t\}$ supera, in valore assoluto, la soglia critica. Le regioni sovra-soglia sono identificate come cluster significativi e, per ciascun cluster, viene calcolata una p-value che esprime la probabilità di osservare, sotto l'ipotesi nulla, un cluster di estensione uguale o superiore a quello rilevato.

Nel presente studio, la SPM1D è stata utilizzata per analizzare l'evoluzione temporale delle variabili pressorie durante la fase di appoggio. Ogni sequenza dinamica, relativa al piede destro e al piede sinistro, è stata interpolata su 101 campioni equidistanti tra 0% e 100% della fase di appoggio, al fine di rendere confrontabili le diverse fasi del passo tra soggetti. Per evitare di considerare i singoli passi come osservazioni indipendenti, le quattro sequenze disponibili per ciascun piede sono state mediate all'interno di ogni soggetto, ottenendo una curva rappresentativa individuale.

Le curve così ottenute sono state organizzate in matrici di dimensione $J \times Q$, dove J rappresenta il numero di soggetti e $Q = 101$ il numero di punti temporali della curva. Per ciascuna combinazione di fascia d'età, adulti e bambini, e lato, piede destro e piede sinistro, sono stati costruiti due gruppi indipendenti: soggetti con OM e controlli. I confronti sono stati eseguiti mediante il t test non parametrico a due campioni implementato nel toolbox `spm1d` tramite la funzione `spm1d.stats.nonparam.ttest2`. L'analisi è stata condotta fissando il livello di significatività a $\alpha = 0{,}05$, utilizzando un test bilaterale e 10 000 permutazioni per stimare empiricamente la distribuzione nulla della statistica di test [24, 34].

Questa procedura restituisce la curva SPM$\{t\}$ e la relativa soglia critica. Gli intervalli percentuali dello stance in cui |SPM$\{t\}$| supera tale soglia sono stati interpretati come le fasi del passo in cui i due gruppi presentano differenze statisticamente significative. Poiché il confronto è stato implementato come controlli rispetto a OM, valori positivi della statistica t indicano valori maggiori nel gruppo di controllo, mentre valori negativi indicano valori maggiori nel gruppo patologico.

Infine, per facilitare l'interpretazione dei risultati, sono state calcolate le curve medie dei gruppi e le rispettive deviazioni standard, rappresentate graficamente come bande media ± SD. L'inferenza statistica, comprendente la curva SPM$\{t\}$, la soglia critica e le p-value dei cluster significativi, è stata riportata

in figure separate, così da distinguere la visualizzazione descrittiva dell'andamento temporale delle variabili dall'interpretazione statistica delle differenze tra gruppi.

2.6.5 Analisi Spaziale delle mappe di pressione mediante SPM2D

La Statistical Parametric Mapping bidimensionale (SPM2D) rappresenta un'estensione dell'approccio SPM all'analisi di dati organizzati in matrici spaziali. Tale metodologia consente di confrontare intere mappe di valori, preservando la distribuzione spaziale del segnale e controllando, al tempo stesso, l'errore di I tipo associato alla molteplicità dei confronti effettuati sui diversi punti della mappa.

In ambito biomeccanico, la *Statistical Parametric Mapping* (SPM) è stata applicata all'analisi statistica di segnali continui mediante il toolbox `spm1d`, sviluppato per il trattamento di dati biomeccanici monodimensionali [29, 28].

Nel presente lavoro, tale approccio è stato esteso all'analisi di mappe bidimensionali di pressione plantare, implementando la procedura SPM2D in MATLAB e adattandola al confronto statistico delle distribuzioni pressorie. Come indicato nella documentazione del toolbox, l'analisi 2D è disponibile in forma non parametrica e richiede che le mappe siano preventivamente registrate e allineate su un sistema di riferimento comune [34]. A differenza dell'analisi SPM monodimensionale, nel caso bidimensionale il toolbox fornisce una soglia critica della statistica di test, ma non una p-value associata ai cluster sovra-soglia.

L'obiettivo dell'analisi è valutare se, sotto l'ipotesi nulla, un campo spazialmente correlato possa generare casualmente una mappa della statistica di test il cui valore massimo superi la soglia critica. L'ipotesi nulla viene rigettata nelle regioni della mappa in cui il valore della statistica supera tale soglia.

Nel presente studio, l'analisi SPM2D è stata applicata alle mappe di peak pressure ottenute a partire dai passi medi. Dopo una fase di registrazione e allineamento delle impronte su una griglia comune di dimensioni 120×40 sensori, sono state calcolate le mappe medie del piede destro e del piede sinistro per ciascun soggetto.

Successivamente, ciascuna mappa bidimensionale è stata trasformata in un vettore, escludendo i nodi privi di variabilità, e i dati sono stati organizzati in matrici del tipo osservazioni $\times$ nodi. I soggetti sono stati quindi suddivisi in quattro gruppi sperimentali: adulti con OM, adulti sani, bambini con OM e

bambini sani. I confronti statistici sono stati condotti separatamente per il piede destro e per il piede sinistro, confrontando, per ciascuna fascia d'età, il gruppo OM con il corrispondente gruppo di controllo.

Per ogni confronto è stato applicato il test t non parametrico per campioni indipendenti, implementato mediante la funzione `spm1d.stats.nonparam.ttest2`. L'analisi è stata condotta con livello di significatività pari a $\alpha = 0{,}05$, test bilaterale e 10 000 permutazioni, al fine di stimare empiricamente la distribuzione nulla della statistica di test.

Il valore t ottenuto in corrispondenza di ciascun nodo è stato successivamente rimappato sulla griglia bidimensionale originaria. Tale procedura ha permesso di ottenere una mappa Raw SPM, rappresentativa dell'intensità e della direzione delle differenze tra gruppi, e una mappa di Inference, nella quale sono stati mantenuti esclusivamente i nodi in cui il valore assoluto della statistica t supera la soglia critica. Valori positivi della statistica indicano pressioni maggiori nel gruppo patologico, mentre valori negativi indicano pressioni maggiori nel gruppo di controllo.

3 Risultati

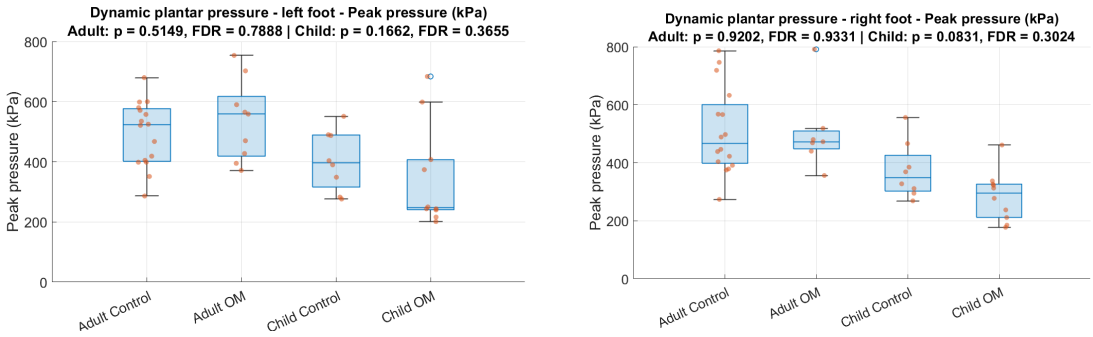
In questo capitolo vengono presentati i risultati dell'analisi baropodometrica condotta sui soggetti OM e sui rispettivi gruppi di controllo. La trattazione è organizzata a partire dai parametri scalari e regionali dell'appoggio dinamico, seguiti dai risultati stabilometrici relativi alla condizione statica. Successivamente vengono riportate le analisi SPM1D, per la valutazione dell'andamento temporale delle principali variabili durante lo stance, e le analisi SPM2D, finalizzate allo studio della distribuzione spaziale delle pressioni plantari sull'intera impronta.

3.1 Analisi baropodometrica nel cammino

In questa sezione sono riportati i risultati dell'analisi statistica condotta sui parametri dinamici dell'appoggio plantare. Come descritto nella Sezione 2.6, i confronti tra gruppi indipendenti sono stati valutati mediante test di Mann–Whitney.

3.1.1 *Peak pressure*

Le Figure 3.1 mostra il confronto tra i quattro gruppi considerati per la *peak pressure* totale dinamica, analizzata separatamente per piede sinistro e piede destro. L'asse verticale riporta i valori di *peak pressure*, espressi in kPa, mentre l'asse orizzontale rappresenta i gruppi analizzati.



Piede sinistro *Piede destro*

Figura 3.1: Confronto della *peak pressure* totale durante la prova dinamica nei gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*, per il piede sinistro (a sinistra) e destro (a destra). I valori di p e FDR si riferiscono ai confronti tra soggetti OM e controlli, separatamente per adulti e bambini.

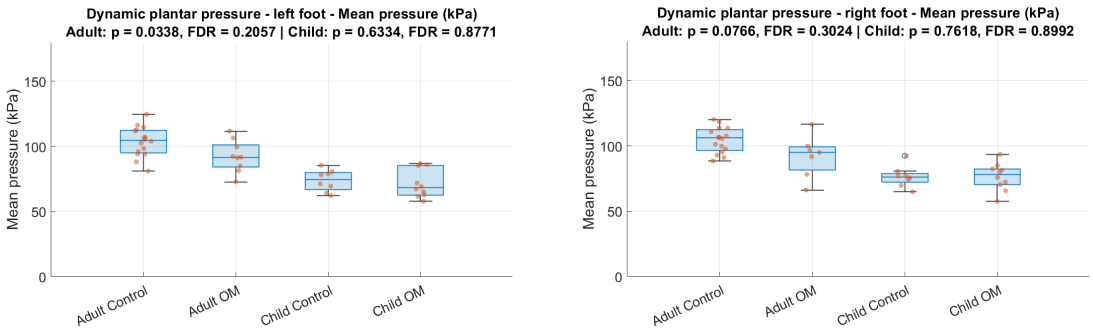
La Tabella 3.1 riporta i valori di *peak pressure* dinamica calcolati nelle tre regioni plantari, avampiede, mesopiede e retropiede, separatamente per piede destro e piede sinistro.

Tabella 3.1: Valori di *peak pressure* dinamica (mediana [Q1Q3], kPa) per avampiede, mesopiede e retropiede, separatamente per piede destro e sinistro, nei gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*. I valori di p si riferiscono ai confronti inter-gruppo tra OM e controlli mediante test di Mann-Whitney, eseguiti separatamente per adulti e bambini.

Regione	**Adult Control**	**Adult OM**	p	**Child Control**	**Child OM**	p
Piede destro						
Avampiede	467.5 [397.5–600.0]	476.2 [440.0–791.2]	0.510	324.4 [293.1–368.8]	244.4 [193.8–305.0]	0.052
Mesopiede	135.6 [85.6–160.0]	126.9 [71.2–173.8]	0.979	101.2 [82.5–118.8]	113.8 [72.5–173.8]	0.474
Retropiede	303.1 [266.9–338.8]	312.5 [261.2–370.0]	0.979	243.1 [236.9–261.9]	226.9 [180.0–243.8]	0.152
Piede sinistro						
Avampiede	510.0 [401.9–564.4]	557.5 [427.5–665.0]	0.304	396.9 [302.5–469.4]	246.9 [225.0–407.5]	0.203
Mesopiede	136.2 [94.4–196.9]	78.8 [57.5–153.8]	0.087	68.1 [59.4–110.0]	71.9 [60.0–112.5]	0.915
Retropiede	318.8 [278.8–344.4]	287.5 [253.8–347.5]	0.544	257.5 [236.2–303.1]	227.5 [200.0–251.2]	0.069

3.1.2 *Mean pressure*

La Figura 3.2 mostra il confronto tra i quattro gruppi considerati per la *mean pressure* totale dinamica, analizzata separatamente per piede sinistro e piede destro. L'asse verticale riporta i valori di *mean pressure*, espressi in kPa, mentre l'asse orizzontale rappresenta i gruppi analizzati.



Piede sinistro Piede destro

Figura 3.2: Confronto della *mean pressure* totale durante la prova dinamica tra i gruppi analizzati (controlli adulti, adulti OM, controlli bambini, bambini OM), per il piede sinistro (a sinistra) e destro (a destra). I valori di p e FDR si riferiscono ai confronti tra soggetti OM e controlli, separatamente per adulti e bambini.

La Tabella 3.2 riporta i valori di *mean pressure* dinamica nelle tre regioni plantari, separatamente per lato. Nel confronto relativo all'avampiede, la differenza tra gruppo OM e gruppo di controllo risulta significativa con $p = 0.011$, mentre nel retropiede il confronto risulta significativo con $p = 0.048$.

Tabella 3.2: Valori di *mean pressure* dinamica (mediana [Q1Q3], kPa) per avampiede, mesopiede e retropiede, separatamente per piede destro e sinistro, nei gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*. I valori di p si riferiscono ai confronti inter-gruppo tra OM e controlli mediante test di Mann-Whitney, eseguiti separatamente per adulti e bambini. Differenze statisticamente significative sono evidenziate da una banda grigia

Regione	**Adult Control**	**Adult OM**	p	**Child Control**	**Child OM**	p
Piede destro						
Avampiede	108.3 [98.8–112.4]	97.9 [86.6–104.8]	0.108	72.8 [69.6–83.8]	75.1 [64.8–80.2]	0.573
Mesopiede	45.0 [35.8–55.0]	41.1 [28.4–51.3]	0.414	36.8 [34.4–43.1]	40.1 [33.7–63.7]	0.360
Retropiede	137.9 [126.1–147.1]	126.4 [94.9–135.1]	0.069	103.4 [98.5–114.2]	101.0 [93.2–111.3]	0.515
Piede sinistro						
Avampiede	106.3 [96.6–110.2]	91.2 [85.3–96.5]	**0.011**	74.4 [67.4–82.5]	69.3 [61.1–75.5]	0.408
Mesopiede	45.7 [35.2–52.8]	35.4 [27.3–47.8]	0.236	30.9 [27.9–41.4]	33.3 [26.6–43.2]	0.965
Retropiede	141.6 [121.3–153.5]	114.7 [105.5–136.4]	**0.048**	103.3 [91.4–109.4]	100.0 [85.6–110.3]	0.829

3.1.3 *Normalized Speed*

La Figura 3.3 mostra il confronto tra i quattro gruppi considerati per la *normalized speed*.I valori di velocità e relativa deviazione standard sono stati estratti dai report generati dal software NORAXON, a partire da acquisizioni IMU, e successivamente normalizzati rispetto allaltezza del soggetto. L'asse orizzontale riporta i quattro gruppi analizzati, mentre l'asse verticale rappresenta la velocità media normalizzata, espressa in $\frac{\text{m}}{\text{s}\cdot\text{height}}$. L'analisi non evidenzia differenze statisticamente significative tra soggetti OM e controlli, né nella popolazione adulta né in quella pediatrica. Nel confronto tra adulti, il gruppo *Adult OM* presenta valori mediamente simili a quelli del gruppo *Adult Control* (p = 0.4768, FDR = 0.7503). Analogamente, nei bambini non emergono differenze significative tra *Child OM* e *Child Control* (p = 0.6760, FDR = 0.2562).

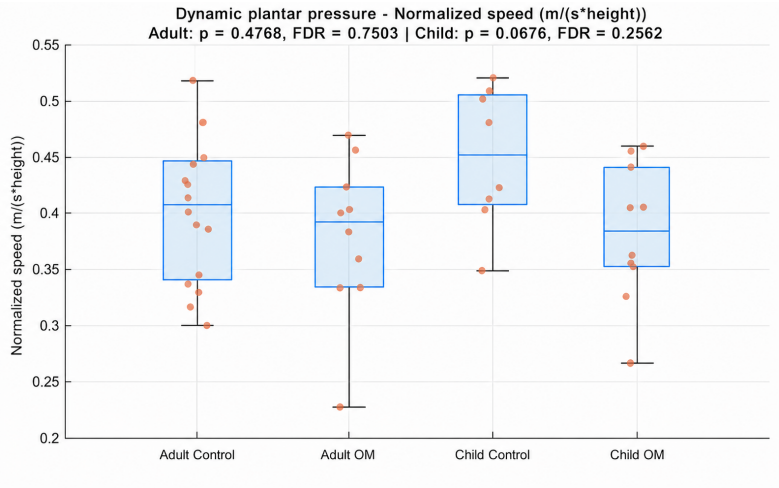
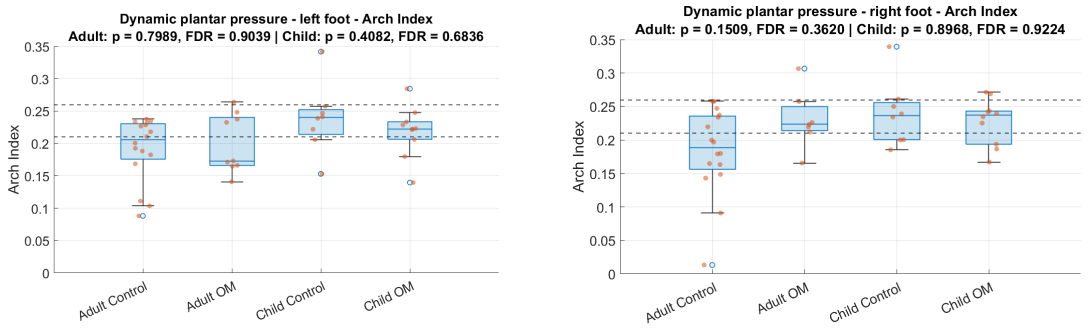


Figura 3.3: Confronto della *normalized speed* ($\frac{\text{m}}{\text{s}\cdot\text{height}}$) tra i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*, durante la prova dinamica. I valori di p e FDR riportati nel grafico si riferiscono ai confronti inter-gruppo tra OM e controlli, analizzati separatamente.

3.1.4 *Arch index*

La Figura 3.4 mostra il confronto dell'*Arch Index* tra i quattro gruppi considerati, separatamente per piede destro e piede sinistro. L'asse orizzontale riporta i gruppi analizzati, mentre l'asse verticale rappresenta il valore di *Arch Index*. Le linee tratteggiate delimitano l'intervallo entro il quale i valori dell'*Arch Index* sono indicativi di un piede a normo-arco, [7]. In particolare, valori inferiori a 0.21 sono associati a un arco plantare elevato, indicativo di un piede cavo, valori



Piede sinistro

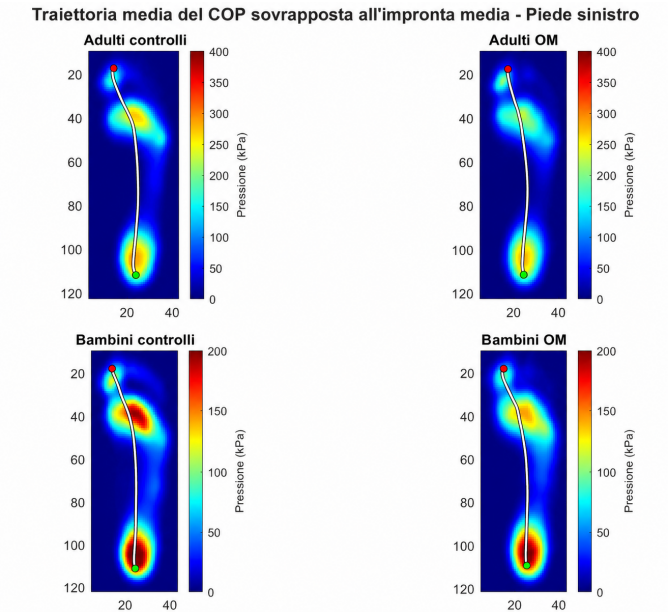
Piede destro

Figura 3.4: Confronto dell'*Arch Index* durante la prova dinamica tra i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM* per il piede sinistro (a sinistra) e destro (a destra). Le linee tratteggiate delimitano l'intervallo entro il quale i valori dell'*Arch Index* sono indicativi di un piede a normo-arco, [7]. I valori di p e FDR riportati nel grafico si riferiscono ai confronti inter-gruppo tra soggetti OM e controlli, separatamente per adulti e bambini.

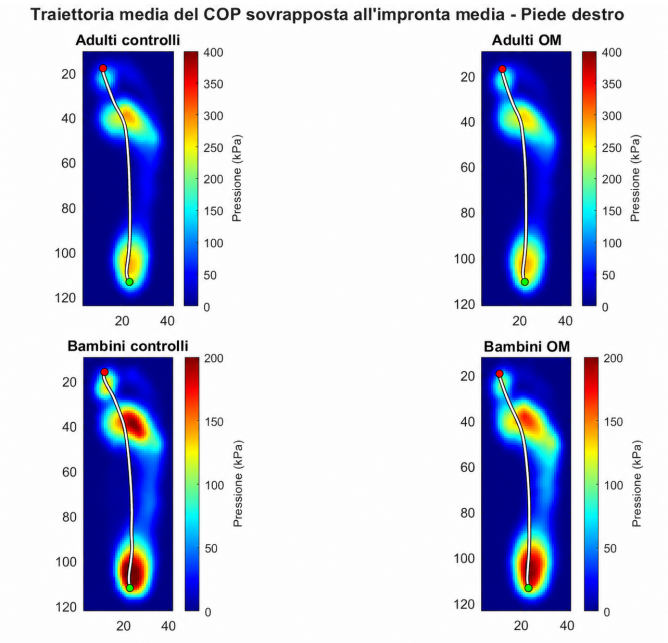
compresi tra 0.21 e 0.26 a un normo-arco, e valori superiori a 0.26 a un arco plantare, indicativo di un piatto. Nel piede destro, il gruppo *Adult OM* mostra valori tendenzialmente più elevati rispetto al gruppo *Adult Control*, con un valore di $p = 0.0668$; tuttavia, dopo correzione FDR, tale differenza non risulta statisticamente significativa (FDR = 0.2650). Anche nei bambini non emergono differenze significative per il piede destro ($p = 0.5726$, FDR = 0.7967). Nel piede sinistro, le distribuzioni dei gruppi adulti risultano ampiamente sovrapposte ($p = 0.4447$, FDR = 0.7360), mentre nei bambini si osserva una lieve differenza descrittiva tra *Child Control* e *Child OM*, che tuttavia non raggiunge la significatività statistica ($p = 0.2743$, FDR = 0.5486).

3.1.5 Andamento medio del COP

Le Figure 3.5 mostra il confronto tra i quattro gruppi considerati per l'andamento medio del COP, analizzato separatamente per piede destro e piede sinistro. La mappa di colore riporta l'impronta pressoria media, espressa in kPa, mentre la linea bianca sovrapposta rappresenta il percorso medio del COP durante la fase di appoggio. L'analisi mostra un andamento complessivamente coerente tra tutti i gruppi analizzati, con una traiettoria prevalentemente localizzata nella porzione mediale del piede. In tutti i casi, il percorso si sviluppa lungo la progressione fisiologica dal retropiede verso l'avampiede. Nel confronto tra *Adult control* vs *Adult OM* le traiettorie medie risultano altamente sovrapponibili. Nel gruppo OM si evidenzia una lieve tendenza a una posizione più centrale del COP nelle regioni del retropiede e mesopiede, pur mantenendo un pattern generale invariato. Per quanto riguarda il confronto fra i *Child Control* vs *Child OM*, si osserva nei soggetti OM una modesta deviazione laterale in corrispondenza dell'avampiede, senza alterazioni evidenti della direzione complessiva del percorso. Nel complesso, le traiettorie medie non evidenziano variazioni marcate tra i gruppi analizzati, sia per il piede destro che per il piede sinistro.

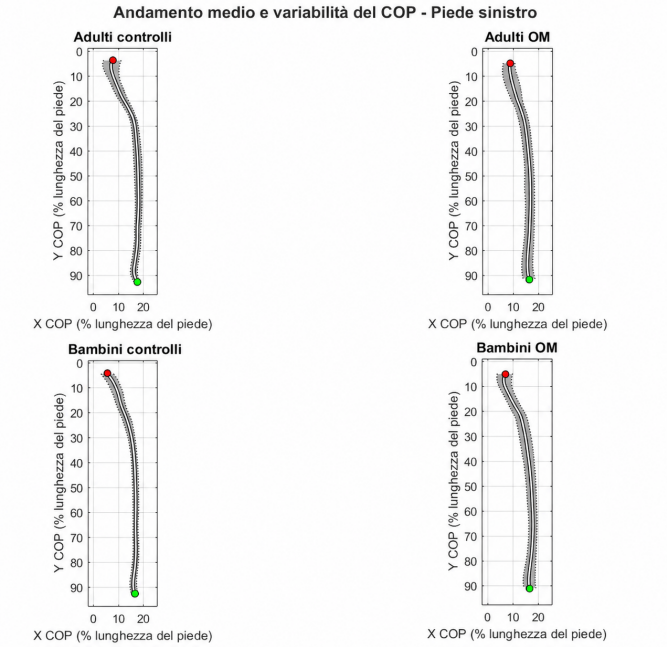


Piede sinistro

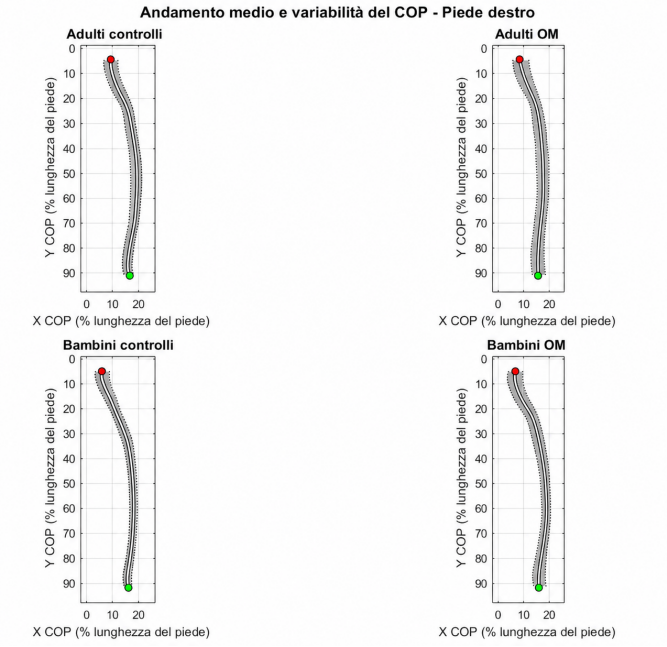


Piede destro

Figura 3.5: Andamento medio del COP sovrapposto all'impronta pressoria media durante la prova dinamica tra i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM* per il piede sinistro (in alto) e destro (in basso). La mappa di colore rappresenta la distribuzione media della pressione plantare, espressa in kPa, mentre la linea sovrapposta indica il percorso medio del COP durante la fase di appoggio. Il punto verde rappresenta l'inizio della traiettoria, corrispondente alle prime fasi del contatto al suolo, mentre il punto rosso rappresenta la fine della traiettoria, corrispondente alla fase terminale dell'appoggio.



Piede sinistro



Piede destro

Figura 3.6: Andamento medio e variabilità del COP tra i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM* per il piede sinistro (in alto) e destro (in basso). La linea continua indica il percorso medio del COP durante la fase d'appoggio, mentre l'area ombreggiata in grigio delimita l'intervallo di una deviazione standard (±1 SD) sul piano latero-mediale. Il punto verde rappresenta l'inizio della traiettoria, corrispondente alle prime fasi del contatto al suolo, mentre il punto rosso rappresenta la fine della traiettoria, corrispondente alla fase terminale dell'appoggio. Le traiettorie sono espresse in percentuale e normalizzate rispetto alla lunghezza del piede per consentire il confronto diretto tra i gruppi.

3.1.6 CPEI

La Figura 3.7 mostra il confronto del *CPEI* tra i quattro gruppi, separatamente per piede sinistro e piede destro. L'asse orizzontale riporta i gruppi analizzati, mentre l'asse verticale rappresenta il valore del CPEI espresso in percentuale. Le linee tratteggiate delimitano l'intervallo di neutralità del CPEI, compreso tra 7.3% e 23%, [12]. I valori inferiori al 7.3% indicano un piede over-pronato, mentre valori superiori al 23% sono associati a un piede supinato. Nel piede sinistro, il gruppo *Adult OM* tende a presentare valori inferiori rispetto al gruppo *Adult Control*, ma la .differenza non risulta statisticamente significativa (p = 0.1066, FDR = 0.3302). Anche nei bambini il confronto tra *Child OM* e *Child Control* non mostra differenze significative (p = 0.1728, FDR = 0.3937). Nel piede destro, invece, il confronto tra adulti mostra un valore di p = 0.0112, indicando una differenza significativa prima della correzione per confronti multipli; tuttavia, dopo correzione FDR, il risultato non si mantiene significativo (FDR = 0.1786). Nei bambini, il piede destro non mostra differenze significative (p = 0.7618, FDR = 0.8891).

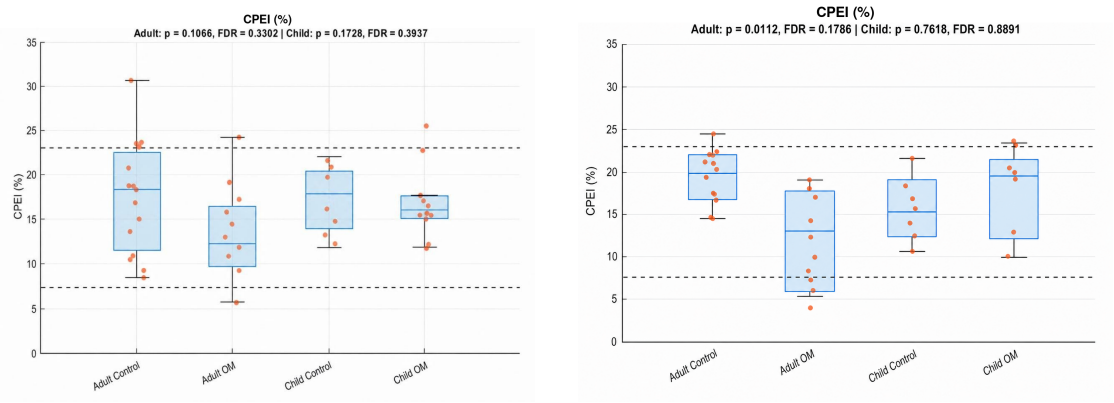


Figura 3.7: Confronto del *Center of Pressure Excursion Index* (CPEI) tra i gruppi analizzati durante la prova dinamica tra i gruppi analizzati (controlli adulti, adulti OM, controlli bambini, bambini OM), per il piede sinistro (a sinistra) e destro (a destra). Le linee tratteggiate orizzontali delimitano l'intervallo di neutralità del CPEI; valori inferiori al limite inferiore sono associati a un piede over-pronato, mentre valori superiori al limite superiore sono associati a un piede supinato [12]. I valori di p e FDR riportati nel grafico si riferiscono ai confronti inter-gruppo tra soggetti OM e controlli, separatamente per adulti e bambini.

3.2 Parametri stabilometrici

In questa sezione sono riportati i risultati dell'analisi statistica condotta sui parametri statici dell'appoggio plantare. In particolare, sono stati analizzati i parametri relativi alla distribuzione del carico e all'oscillazione del COP, al fine di valutare eventuali differenze tra soggetti sani e soggetti OM. Come descritto nella Sezione 2.6, i confronti tra gruppi indipendenti sono stati effettuati mediante test di Mann–Whitney, mentre i confronti tra condizioni statiche, come occhi aperti e occhi chiusi, sono stati valutati mediante test di Wilcoxon.

3.2.1 *Sway area*

In Figura 3.8 è mostrato il confronto intra-gruppo tra occhi aperti e occhi chiusi: l'asse orizzontale riporta le due condizioni analizzate, mentre l'asse verticale rappresenta il valore della *sway area* normalizzata. In Figura 3.9 è invece riportato il confronto inter-gruppo tra soggetti OM e controlli, distinguendo la condizione a occhi aperti da quella a occhi chiusi. In questo caso, l'asse orizzontale mostra i quattro gruppi analizzati, mentre l'asse verticale riporta nuovamente il valore della *sway area* normalizzata. Nel confronto intra-gruppo tra occhi aperti e occhi chiusi, riportato in Figura 3.8, non emergono differenze statisticamente significative in nessuno dei gruppi analizzati: *Adult Control* (p = 0.2958, FDR = 0.7037), *Adult OM* (p = 0.2500, FDR = 0.6889), *Child Control* (p = 0.0781, FDR = 0.6889) e *Child OM* (p = 0.1641, FDR = 0.6889). Nel confronto inter-gruppo, riportato in Figura 3.9, il risultato più rilevante riguarda la popolazione adulta nella condizione a occhi aperti. In questo caso, il gruppo *Adult OM* presenta valori di *sway area* normalizzata maggiori rispetto al gruppo *Adult Control*, con una differenza statisticamente significativa (p = 0.0006, FDR = 0.0026). Nei soggetti pediatrici non emergono differenze significative tra gruppo OM e gruppo di controllo né nella condizione a occhi aperti né in quella a occhi chiusi. I grafici mostrano comunque una variabilità piuttosto ampia, soprattutto nei gruppi pediatrici,

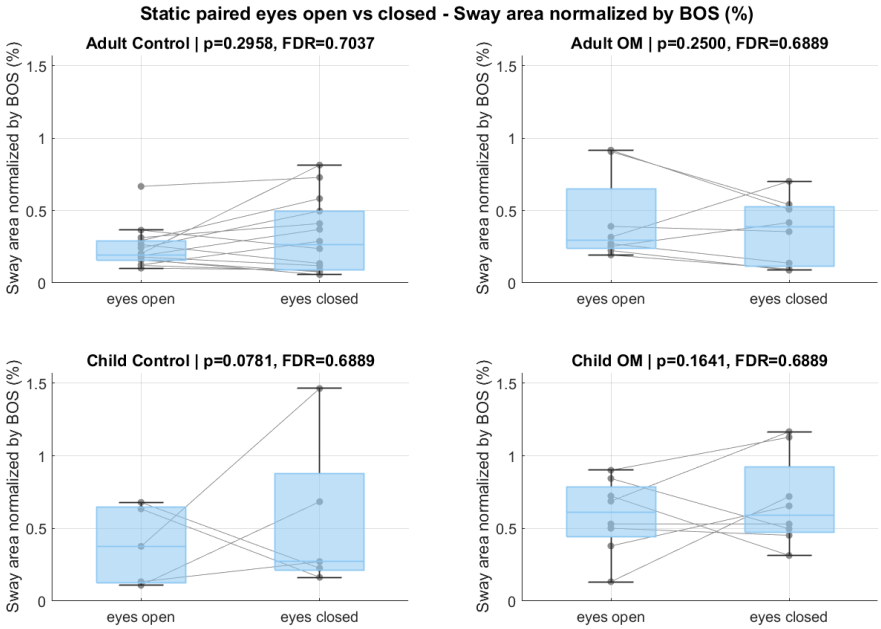


Figura 3.8: Confronto intra-gruppo della *sway area* normalizzata rispetto alla base di supporto tra le condizioni a occhi aperti e occhi chiusi. Il confronto è stato effettuato mediante test di Wilcoxon per valutare le differenze tra le due condizioni statiche all'interno dello stesso gruppo.

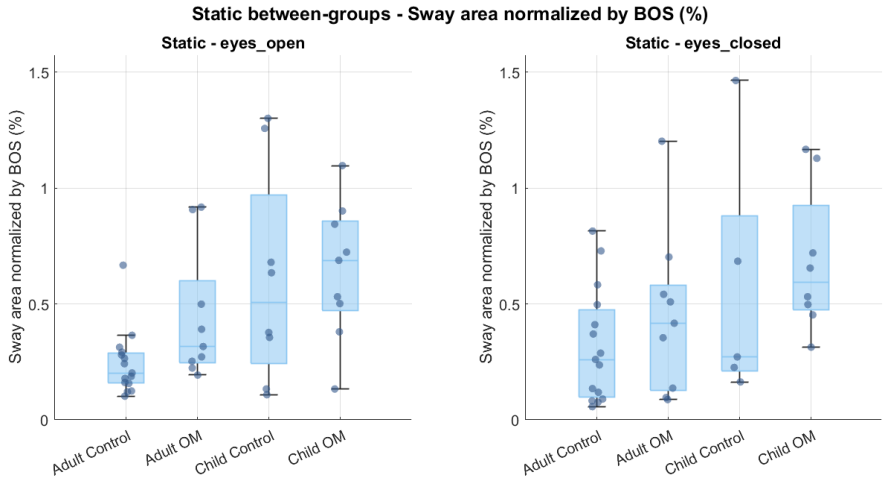


Figura 3.9: Confronto inter-gruppo della *sway area* normalizzata rispetto alla base di supporto nelle condizioni statiche. Il confronto è stato effettuato mediante test di Mann-Whitney tra i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*, separatamente per occhi aperti e occhi chiusi.

3.2.2 Asimmetria medio-laterale dell'appoggio

In Figura 3.10 è mostrato il confronto intra-gruppo tra occhi aperti e occhi chiusi: l'asse orizzontale riporta le due condizioni analizzate, mentre l'asse verticale rappresenta il valore dell'asimmetria. In Figura 3.11 è invece riportato il confronto inter-gruppo tra soggetti OM e controlli, distinguendo la condizione a occhi aperti da quella a occhi chiusi. In questo caso, l'asse orizzontale mostra i quattro gruppi analizzati, mentre l'asse verticale riporta nuovamente l'asimmetria tra lato sinistro e destro espressa in percentuale. Le Figure 3.10 e 3.11 mostrano una distribuzione dei valori piuttosto variabile all'interno dei gruppi, con presenza di valori sia positivi sia negativi rispetto alla linea di riferimento dello zero. Nel confronto intra-gruppo non si osserva un andamento uniforme nel passaggio da occhi aperti a occhi chiusi, mentre nel confronto inter-gruppo le distribuzioni dei soggetti OM e dei controlli risultano ampiamente sovrapposte in entrambe le condizioni.

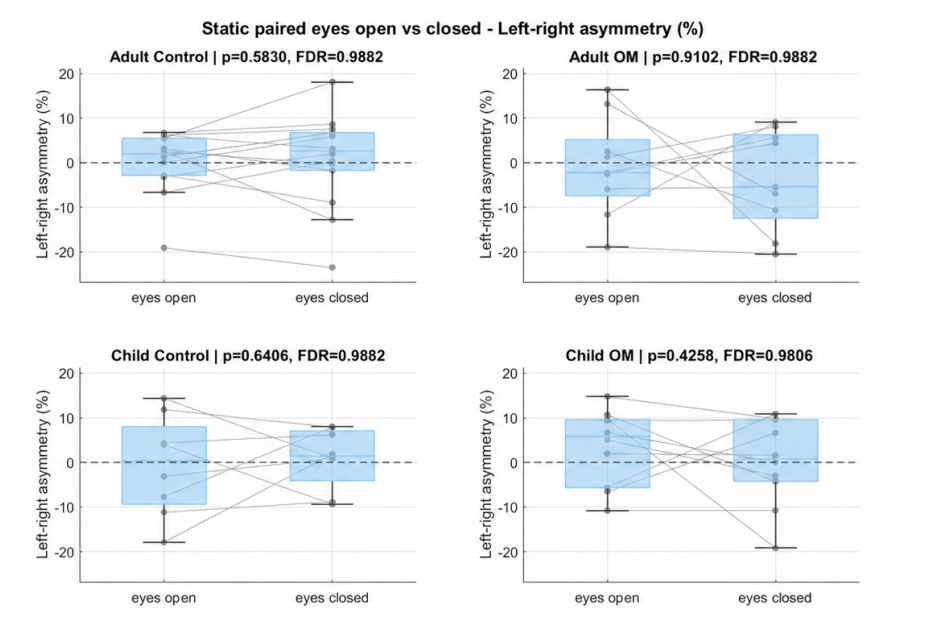


Figura 3.10: Confronto intra-gruppo dell'asimmetria laterale dell'appoggio nelle condizioni statiche, espressa in percentuale, tra la condizione a occhi aperti e quella a occhi chiusi. Il confronto è stato effettuato mediante test di Wilcoxon all'interno di ciascun gruppo.

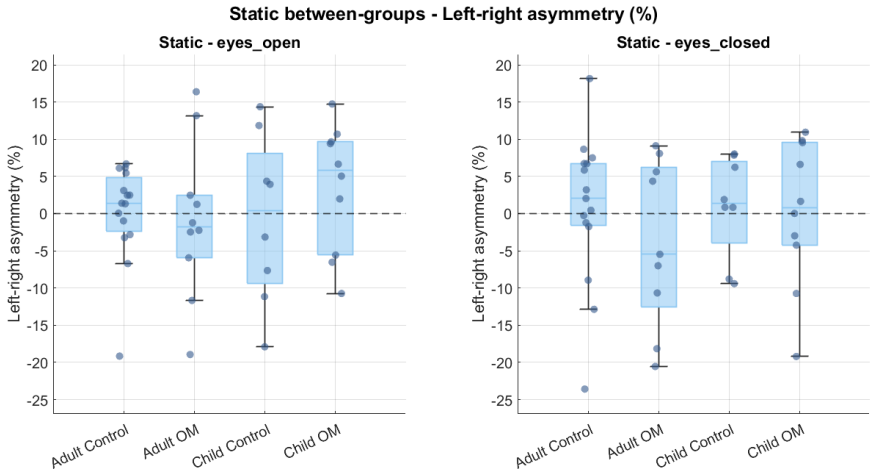


Figura 3.11: Confronto inter-gruppo dell'asimmetria laterale dell'appoggio nelle condizioni statiche, espressa in percentuale. Il confronto è stato effettuato mediante test di Mann-Whitney tra i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*, separatamente per la condizione a occhi aperti e a occhi chiusi.

3.2.3 Asimmetria antero-posteriore dell'appoggio

In Figura 3.12 è mostrato il confronto intra-gruppo tra occhi aperti e occhi chiusi: l'asse orizzontale riporta le due condizioni analizzate, mentre l'asse verticale rappresenta il valore dell'asimmetria antero-posteriore. In Figura 3.13 è invece riportato il confronto inter-gruppo tra soggetti OM e controlli, distinguendo la condizione a occhi aperti da quella a occhi chiusi. In questo caso, l'asse orizzontale mostra i quattro gruppi analizzati, mentre l'asse verticale riporta nuovamente l'asimmetria antero-posteriore dell'appoggio espressa in percentuale. I grafici mostrano una distribuzione variabile, con valori sia positivi sia negativi rispetto allo zero, indicando una diversa distribuzione del carico lungo l'asse antero-posteriore nei singoli soggetti. Nel confronto intra-gruppo non emergono differenze statisticamente significative tra occhi aperti e occhi chiusi nei gruppi *Adult Control* (p = 0.2166, FDR = 0.7308), *Adult OM* (p = 0.2500, FDR = 0.7308), *Child Control* (p = 0.7422, FDR = 0.9882) e *Child OM* (p = 0.9100). Anche nei confronti inter-gruppo, le distribuzioni appaiono ampiamente sovrapposte, senza indicare una tendenza chiara e costante nei soggetti OM. Nei confronti intra-gruppo, sia per il piede destro sia per il piede sinistro, non emergono differenze evidenti tra occhi aperti e occhi chiusi. Anche nei confronti inter-gruppo, le distribuzioni dei soggetti OM e dei controlli risultano in larga parte sovrapposte.

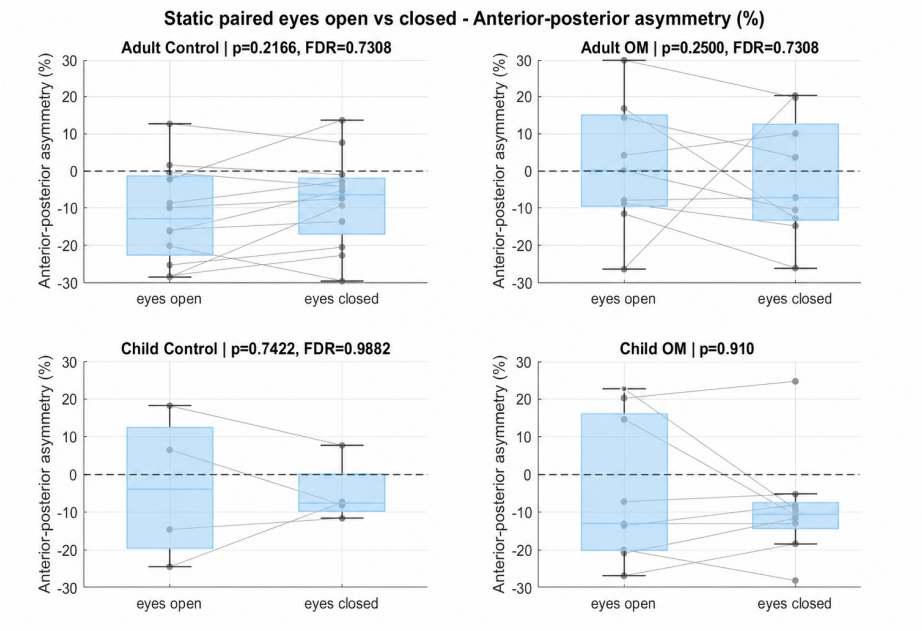


Figura 3.12: Confronto intra-gruppo dell'asimmetria antero-posteriore nelle condizioni statiche, espressa in percentuale, tra la condizione a occhi aperti e quella a occhi chiusi. Il confronto è stato effettuato mediante test di Wilcoxon all'interno di ciascun gruppo. La linea tratteggiata orizzontale indica il valore nullo di asimmetria.

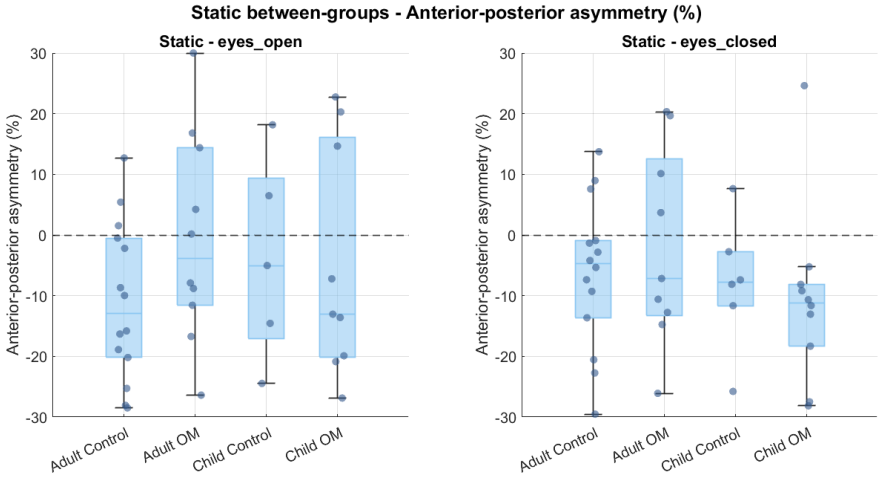
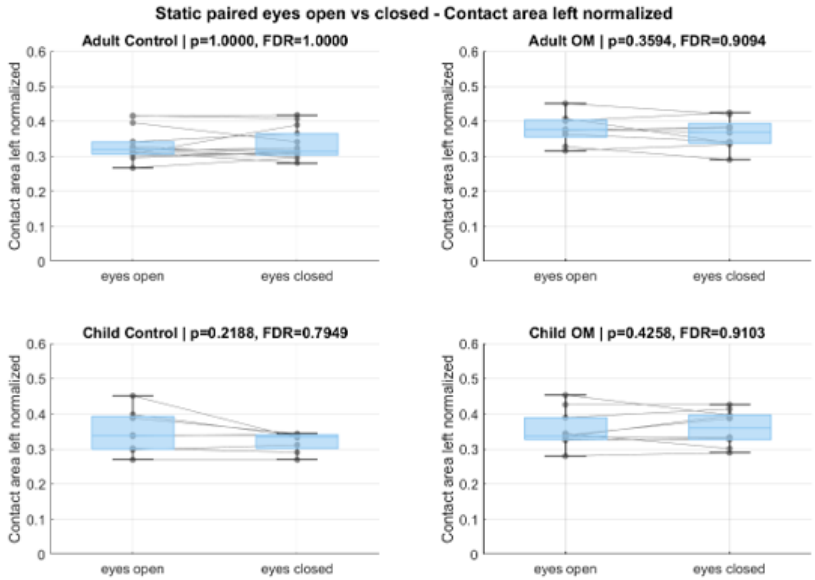


Figura 3.13: Confronto inter-gruppo dell'asimmetria antero-posteriore nelle condizioni statiche, espressa in percentuale. Il confronto è stato effettuato mediante test di Mann-Whitney tra i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*, separatamente per la condizione a occhi aperti e a occhi chiusi.

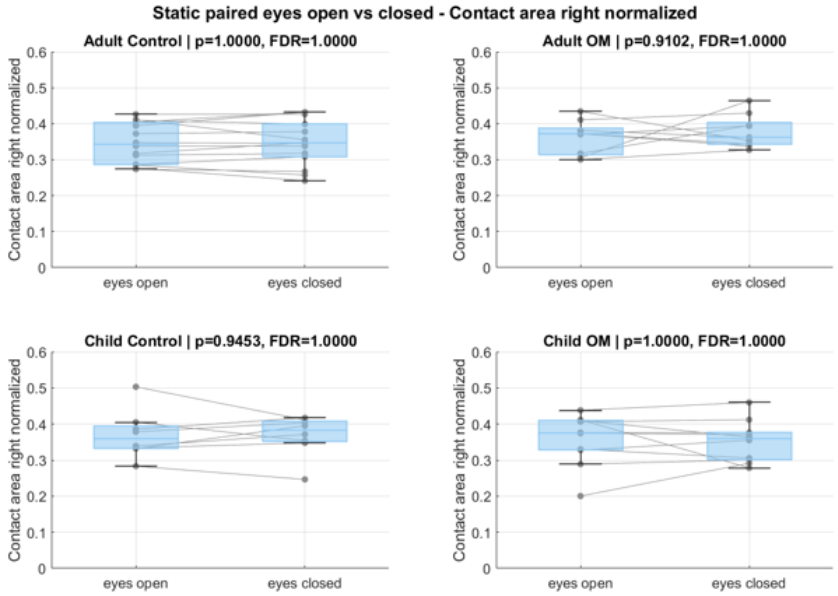
3.2.4 *Contact area*

Le Figure 3.14 e 3.15 riportano i risultati relativi alla *contact area* normalizzata del piede sinistro e del piede destro nelle condizioni statiche. In Figura 3.14 è mostrato il confronto intra-gruppo tra occhi aperti e occhi chiusi: l'asse orizzontale riporta le due condizioni analizzate, mentre l'asse verticale rappresenta il valore della *contact area* normalizzata. In Figura 3.15 è invece riportato il confronto inter-gruppo tra soggetti OM e controlli, separatamente per piede sinistro e piede destro. In questo caso, l'asse orizzontale mostra i quattro gruppi analizzati, mentre l'asse verticale riporta nuovamente la *contact area* normalizzata. Le condizioni a occhi aperti e a occhi chiusi sono rappresentate separatamente.

La Tabella 3.3 mostra la percentuale di *contact area* distribuita nelle regioni di avampiede, mesopiede e retropiede. Poiché le percentuali sono calcolate a livello individuale e poi mediate per gruppo, la somma dei valori mediani può non corrispondere esattamente al 100%. La maggior parte dei confronti non mostra differenze statisticamente significative tra soggetti OM e controlli. Le differenze principali emergono però nel piede sinistro degli adulti nella condizione a occhi aperti: il gruppo *Adult OM* presenta una maggiore percentuale di *contact area* nell'avampiede rispetto al gruppo *Adult Control* ($p = 0.016$) e una minore percentuale nel mesopiede ($p = 0.043$). Il retropiede, invece, non mostra una differenza significativa nello stesso confronto.

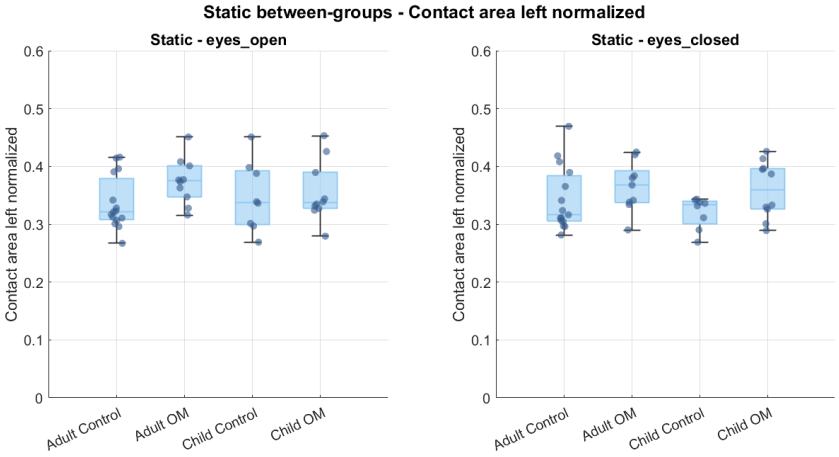


(a) Confronto intra-gruppo tra occhi aperti e occhi chiusi della *contact area* statica normalizzata mediante test di Wilcoxon per il piede sinistro.

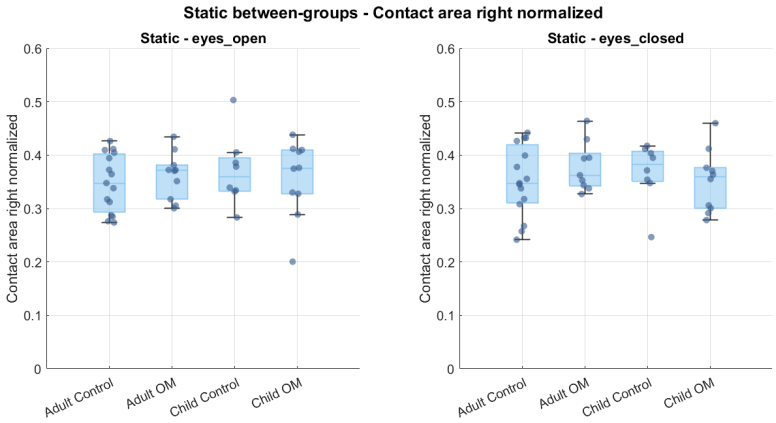


(b) Confronto intra-gruppo tra occhi aperti e occhi chiusi della *contact area* statica normalizzata mediante test di Wilcoxon per il piede destro.

Figura 3.14: Confronto intra-gruppo tra le condizioni a occhi aperti e occhi chiusi della *contact area* statica normalizzata. Le analisi sono state condotte separatamente per il piede sinistro e per il piede destro mediante test di Wilcoxon. L'asse orizzontale riporta le due condizioni analizzate, mentre l'asse verticale rappresenta la *contact area* normalizzata.



(a) Confronto inter-gruppo della *contact area* statica normalizzata tra soggetti OM e controlli mediante test di Mann–Whitney per il piede sinistro.



(b) Confronto inter-gruppo della *contact area* statica normalizzata tra soggetti OM e controlli mediante test di Mann–Whitney per il piede destro.

Figura 3.15: Confronto inter-gruppo della *contact area* statica normalizzata tra soggetti OM e soggetti di controllo. Le analisi sono state condotte separatamente per il piede sinistro e per il piede destro mediante test di Mann–Whitney. L'asse orizzontale riporta i gruppi *Adult Control*, *Adult OM*, *Child Control* e *Child OM*, mentre l'asse verticale rappresenta la *contact area* normalizzata. I risultati sono mostrati separatamente per le condizioni a occhi aperti e occhi chiusi.

Tabella 3.3: Distribuzione percentuale della *contact area* (mediana [Q1-Q3]) tra avampiede, mesopiede e retropiede, separatamente per piede destro e sinistro e per le condizioni a occhi aperti e chiusi, nei gruppi Adult Control, Adult OM, Child Control e Child OM. I valori di p si riferiscono ai confronti tra OM e controlli mediante test di Mann-Whitney. Differenze statisticamente significative sono evidenziate da una banda grigia.

Regione	**Adult Control**	**Adult OM**	*p*	**Child Control**	**Child OM**	*p*
Piede destro – occhi aperti						
Avampiede	38.10 [33.54–41.25]	41.37 [35.34–46.42]	0.192	38.99 [36.68–42.18]	38.99 [37.04–39.72]	0.762
Mesopiede	20.15 [16.06–27.37]	24.03 [16.45–30.39]	0.598	20.03 [16.33–23.85]	21.35 [13.85–26.17]	0.965
Retropiede	40.55 [37.25–42.61]	38.42 [32.47–40.38]	0.102	40.84 [36.87–42.23]	41.58 [34.38–42.05]	0.965
Piede destro – occhi chiusi						
Avampiede	37.79 [33.98–41.45]	40.69 [35.61–43.90]	0.721	40.82 [38.93–45.61]	37.70 [33.33–39.72]	0.068
Mesopiede	22.14 [18.22–25.96]	18.64 [16.81–29.29]	0.633	22.96 [10.01–24.26]	25.55 [11.72–27.30]	0.237
Retropiede	37.95 [36.67–44.34]	38.56 [32.22–45.16]	1.000	37.50 [34.91–41.72]	40.37 [36.31–42.02]	0.360
Piede sinistro – occhi aperti						
Avampiede	40.00 [37.78–42.50]	44.38 [42.14–46.65]	**0.016**	42.57 [34.98–43.59]	37.41 [32.06–42.16]	0.460
Mesopiede	18.23 [14.55–21.14]	14.58 [11.89–16.46]	**0.043**	25.67 [12.34–27.74]	19.87 [14.98–31.14]	0.965
Retropiede	40.51 [37.78–43.75]	41.60 [39.22–44.69]	0.454	41.13 [31.28–46.61]	40.62 [38.06–46.77]	0.762
Piede sinistro – occhi chiusi						
Avampiede	40.48 [36.76–44.28]	42.75 [37.23–46.64]	0.512	39.96 [34.73–43.18]	38.05 [31.36–45.15]	1.000
Mesopiede	20.73 [14.98–23.01]	15.87 [12.98–22.11]	0.512	17.25 [11.85–28.76]	23.48 [20.39–29.74]	0.460
Retropiede	40.14 [35.05–42.86]	40.10 [36.26–43.52]	0.676	42.59 [41.50–44.76]	39.19 [36.61–41.59]	0.055

I valori sono riportati come mediana [Q1–Q3]. I valori di *p* si riferiscono al test di Mann–Whitney.

3.3 Analisi temporale dei parametri baropodometrici nel cammmino mediante *Statistical Parametric Mapping 1D* (SPM1D)

L'analisi SPM1D è stata utilizzata per valutare l'andamento delle variabili durante l'intera fase di appoggio, individuando eventuali intervalli temporali in cui la differenza tra i gruppi risulta statisticamente significativa. Per ciascuna variabile analizzata sono riportati due grafici: in alto, l'andamento medio della variabile nei due gruppi (OM in rosso, controlli in blu) durante la fase di appoggio, espressa in percentuale sull'asse delle ascisse; in basso, il risultato dell'analisi SPM1D, dove le linee tratteggiate rappresentano il valore critico oltre il quale la differenza tra le curve dei due gruppi risulta statisticamente significativa.

3.3.1 *Total force body-weight normalized*

Le Figure 3.17, 3.16, 3.19 e 3.18 riportano l'analisi SPM1D della forza totale normalizzata espressa come percentuale del *body weight* (%BW) durante la fase di appoggio. Tutte le curve mostrano in tutti i gruppi il tipico profilo a doppio picco della forza durante il cammino: un incremento iniziale, un primo picco nella prima parte dell'appoggio, una riduzione nella fase intermedia e un secondo incremento nella fase propulsiva. Negli adulti, sia per il piede destro sia per il piede sinistro, il gruppo *Adult Control* presenta valori medi leggermente superiori rispetto al gruppo *Adult OM* soprattutto nella prima parte dello stance, in particolare intorno al 20–30% dell'appoggio. Nel piede sinistro adulto, una lieve differenza è osservabile anche nella parte finale dello stance. Tuttavia, in entrambi i casi la statistica SPM rimane al di sotto delle soglie critiche, pari a $t^* = 3.109$ per il piede destro e $t^* = 3.093$ per il piede sinistro. Un andamento analogo si osserva nella popolazione pediatrica. Nel piede sinistro, il gruppo *Child Control* presenta valori superiori nella prima parte dello stance, mentre il gruppo *Child OM* mostra valori lievemente maggiori nella fase centrale, circa tra il 35% e il 55%. Anche in questi confronti, tuttavia, la statistica SPM non supera le soglie critiche, pari a $t^* = 3.490$ per il piede destro e $t^* = 3.386$ per il piede sinistro. Nel piede destro, invece, il gruppo *Child Control* mostra valori medi leggermente superiori rispetto al gruppo *Child OM* in corrispondenza del primo

picco, approssimativamente tra il 15% e il 25% dello stance, e nella seconda parte dell'appoggio, intorno al 65–80%.

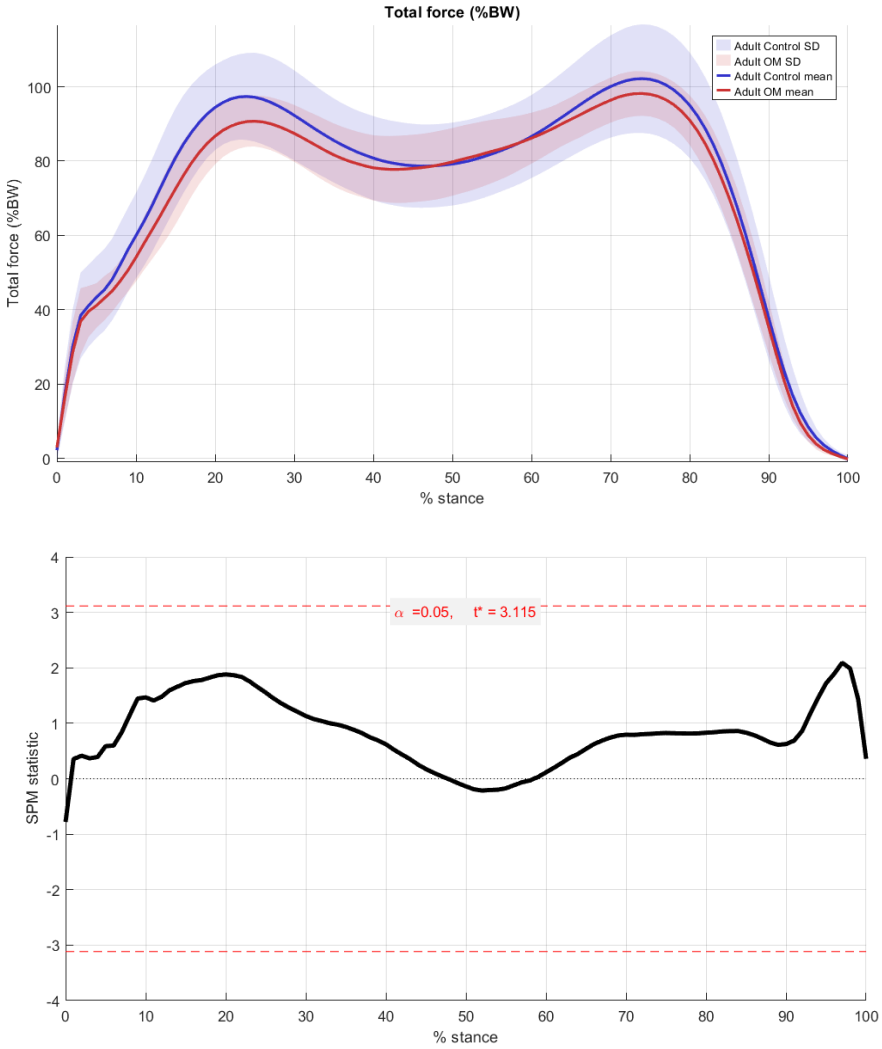


Figura 3.16: In alto, andamento medio della forza normalizzata, espressa come percentuale del *body weight* (%BW) durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult Control* (in blu) e *Adult OM*. In basso, i risultati della SPM1D.

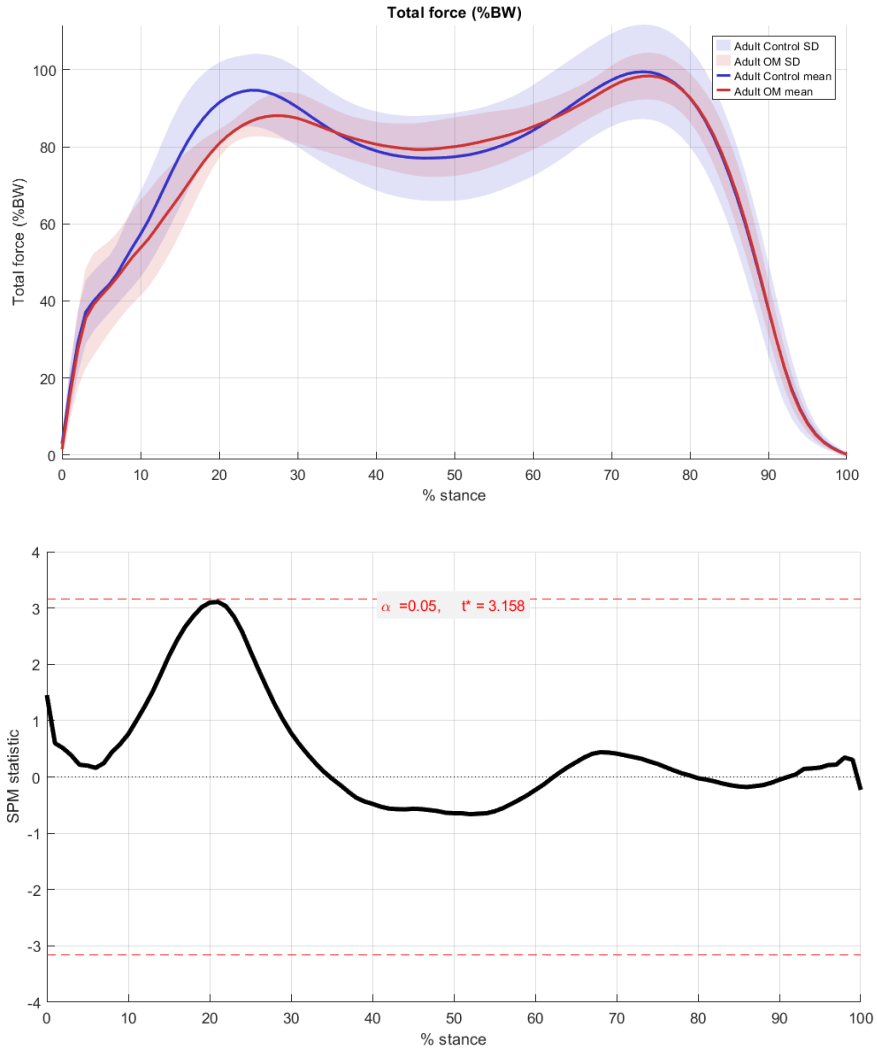


Figura 3.17: In alto, andamento medio della forza normalizzata, espressa come percentuale del *body weight* (%BW) durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult Control* (in blu) e *Adult OM*. In basso, i risultati della SPM1D.

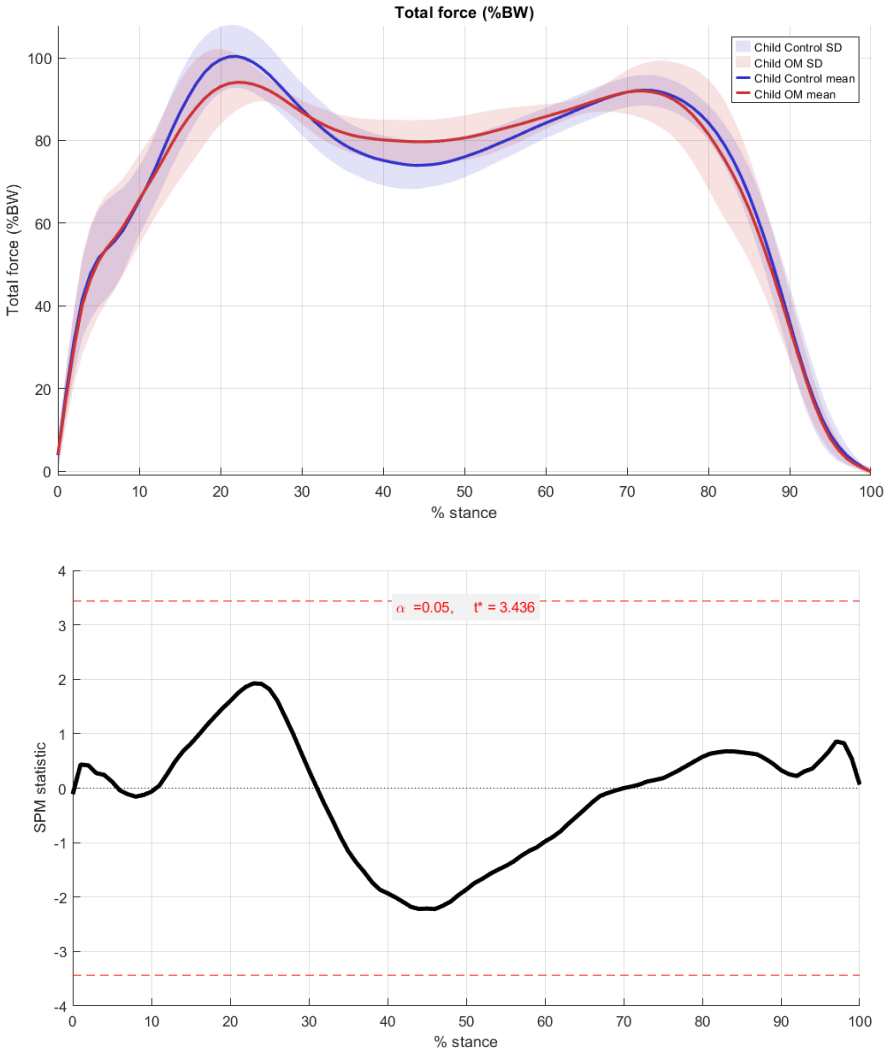


Figura 3.18: In alto, andamento medio della forza normalizzata, espressa come percentuale del *body weight* (%BW) durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child Control* (in blu) e *Child OM*. In basso, i risultati della SPM1D.

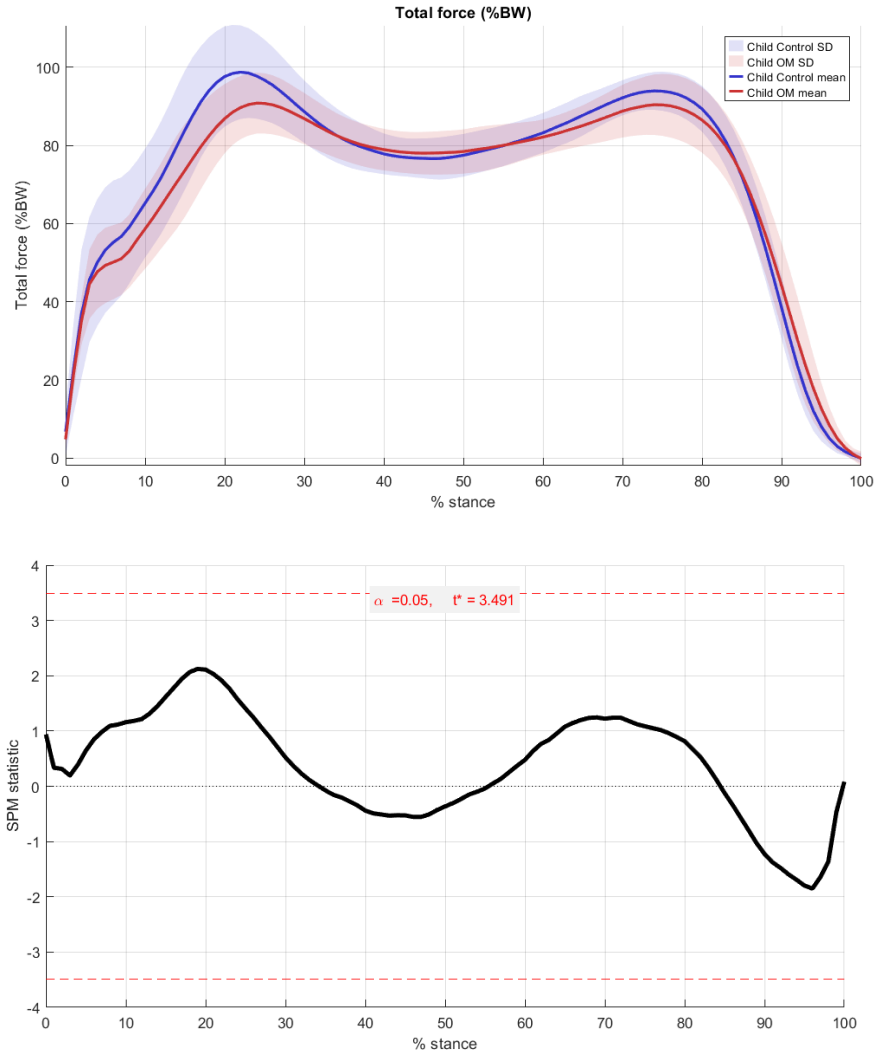


Figura 3.19: In alto, andamento medio della forza normalizzata, espressa come percentuale del *body weight* (%BW) durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child Control* (in blu) e *Child OM*. In basso, i risultati della SPM1D.

3.3.2 *Peak pressure*

Le Figure 3.21, 3.20, 3.23 e 3.22 riportano l'analisi SPM1D della *peak pressure* (kPa) durante la fase di appoggio. Negli adulti, le curve mostrano un andamento non uniforme durante lo stance, con valori generalmente più elevati nella seconda metà dell'appoggio, in prossimità della fase propulsiva. Nel piede sinistro adulto, le curve risultano più vicine nella prima parte dello stance, mentre il gruppo *Adult OM* mostra valori leggermente superiori soprattutto tra circa il 60% e l'85% dell'appoggio. Tuttavia, le bande di deviazione standard risultano ampie, indicando una marcata variabilità inter-soggetto, e la statistica SPM non

supera mai le soglie critiche, pari a $t^* = 3.350$ per il piede destro e $t^* = 3.344$ per il piede sinistro. Nel piede destro adulto, il gruppo *Adult OM* tende a mostrare valori medi più elevati rispetto al gruppo di controllo in diverse porzioni dello stance, soprattutto tra circa il 20% e il 50% e nella fase terminale, intorno al 70–85%. Nella popolazione pediatrica, la *peak pressure* mostra differenze descrittive più evidenti a favore del gruppo *Child Control*. Nel piede sinistro, il gruppo *Child Control* mostra valori più elevati soprattutto nella fase propulsiva, tra circa il 60% e l'85% dello stance. Nel piede destro, i bambini di controllo presentano valori medi superiori nella prima parte dello stance, fino a circa il 20–25%, e nella seconda metà dell'appoggio, in particolare tra circa il 60% e l'80%. Anche in questo caso, tuttavia, l'analisi SPM1D non evidenzia intervalli significativi, poiché la statistica rimane entro le soglie critiche, pari a $t^* = 3.361$ per il piede destro e $t^* = 3.828$ per il piede sinistro

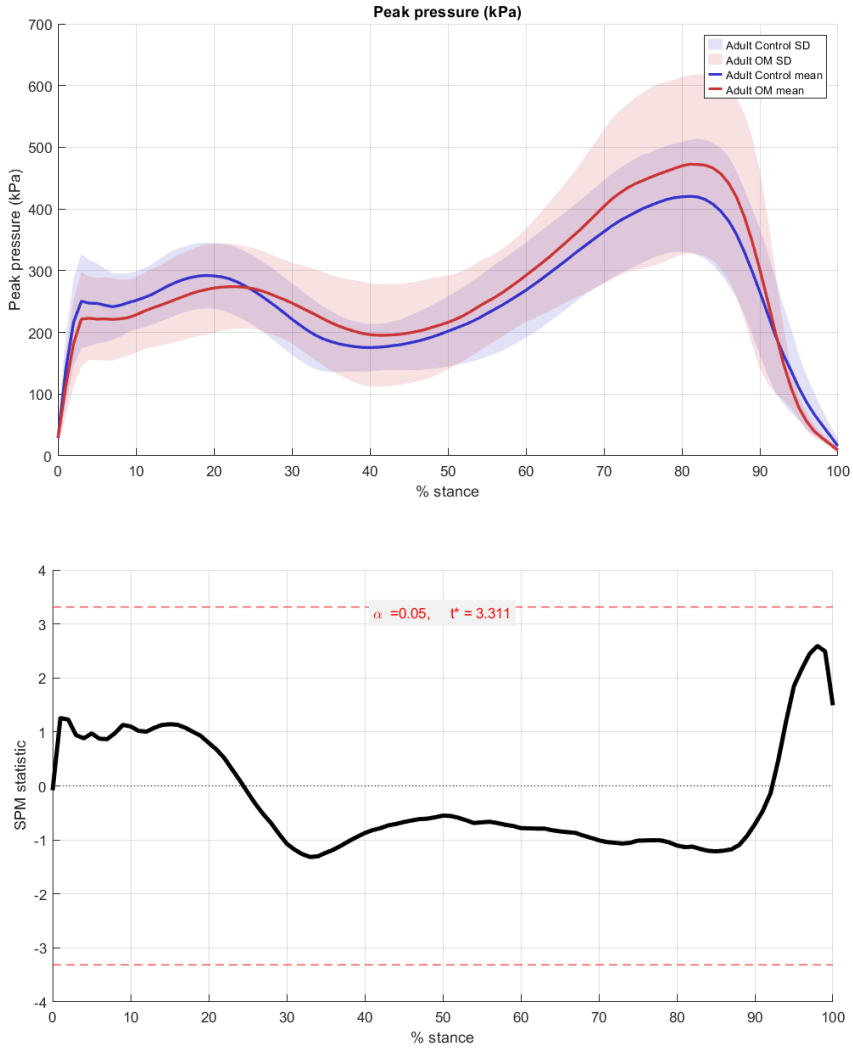


Figura 3.20: In alto, andamento medio della *peak pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D.

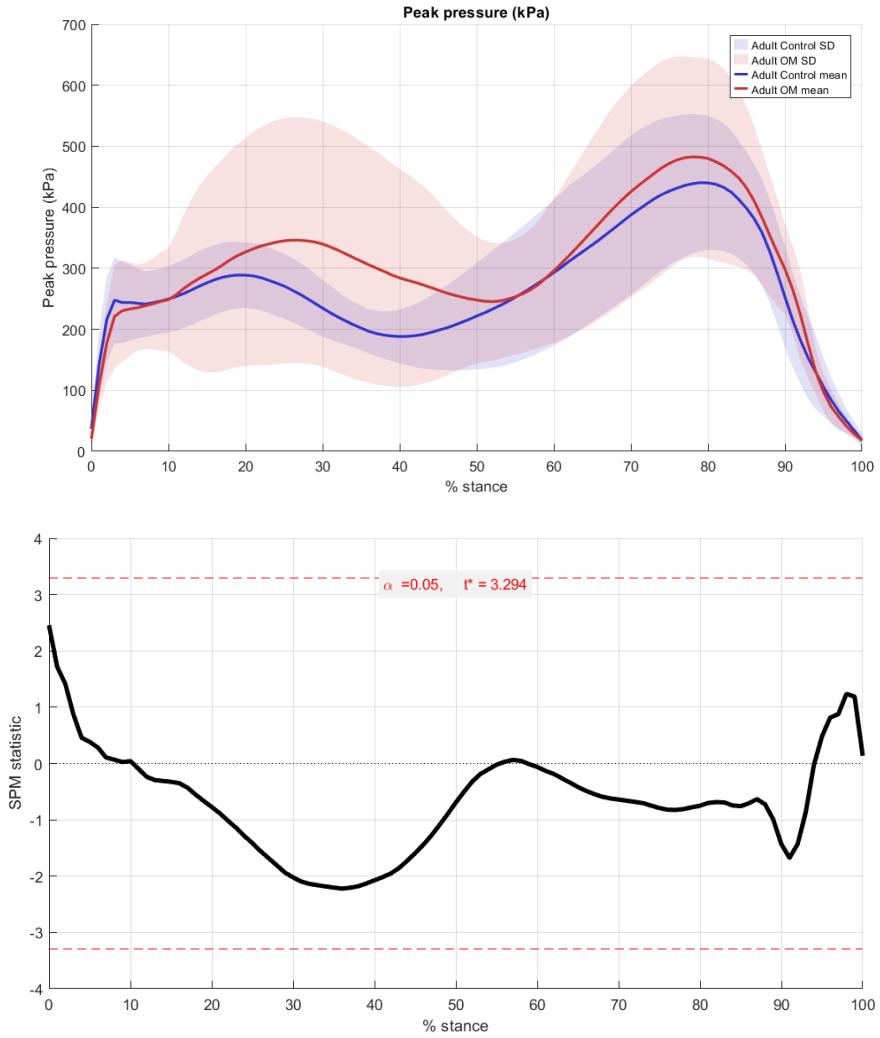


Figura 3.21: In alto, andamento medio della *peak pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D.

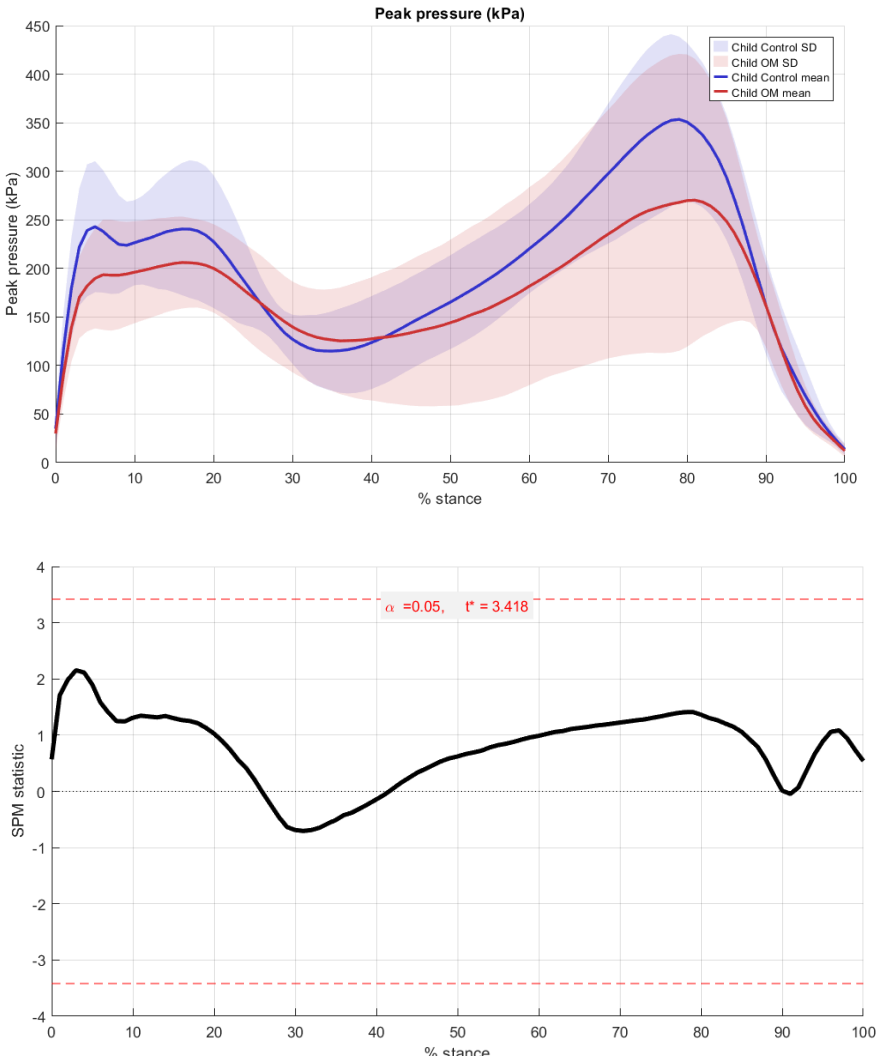


Figura 3.22: In alto, andamento medio della *peak pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child OM* e *Child Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D.

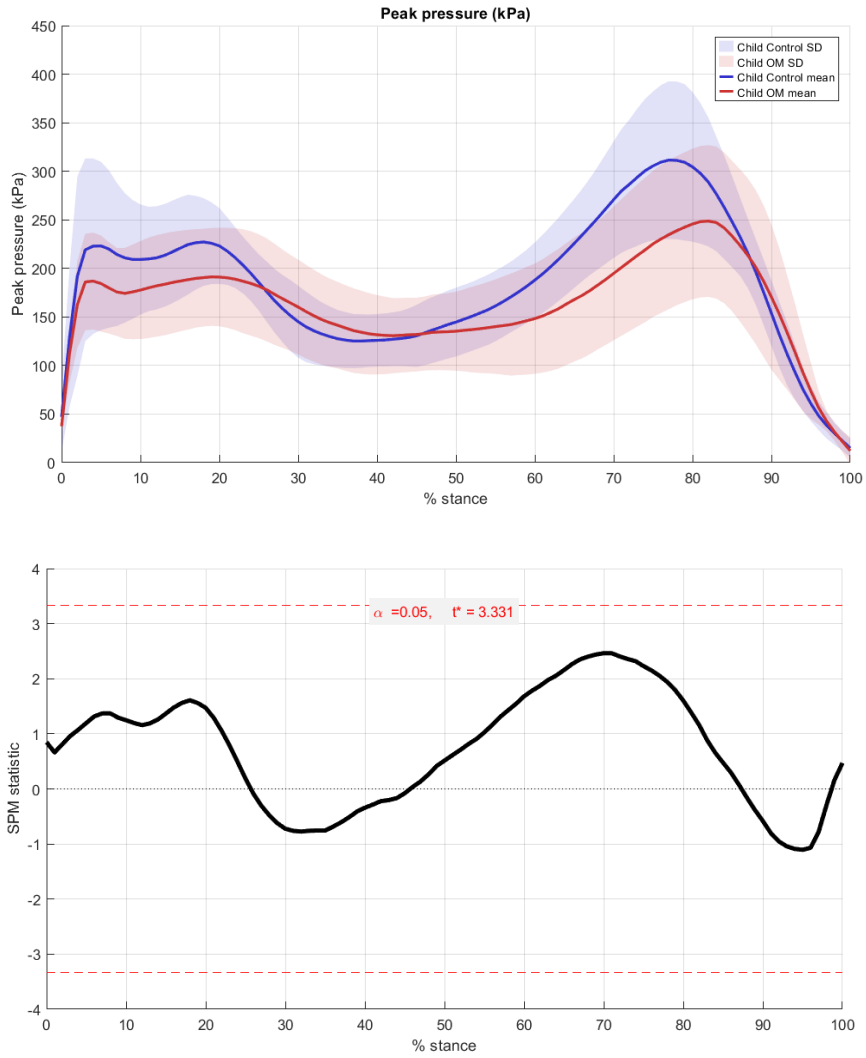


Figura 3.23: In alto, andamento medio della *peak pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child OM* e *Child Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D.

3.3.3 *Mean pressure*

Le Figure 3.25, 3.24, 3.27 e 3.26 riportano l'analisi SPM1D della *mean pressure* (kPa) durante la fase di appoggio. Le curve degli adulti mostrano un rapido incremento nelle prime fasi dell'appoggio, una riduzione nella porzione centrale dello stance e un nuovo aumento nella fase terminale. Sia nel piede destro sia nel piede sinistro, il gruppo *Adult Control* presenta valori medi leggermente superiori rispetto al gruppo *Adult OM*, soprattutto nella fase iniziale e nella seconda metà dell'appoggio, in particolare tra circa il 65% e l'85% dello stance. Tuttavia, anche per questa variabile la statistica SPM rimane al di sotto delle

soglie critiche, pari a $t^* = 3.321$ per il piede destro e $t^* = 3.503$ per il piede sinistro.

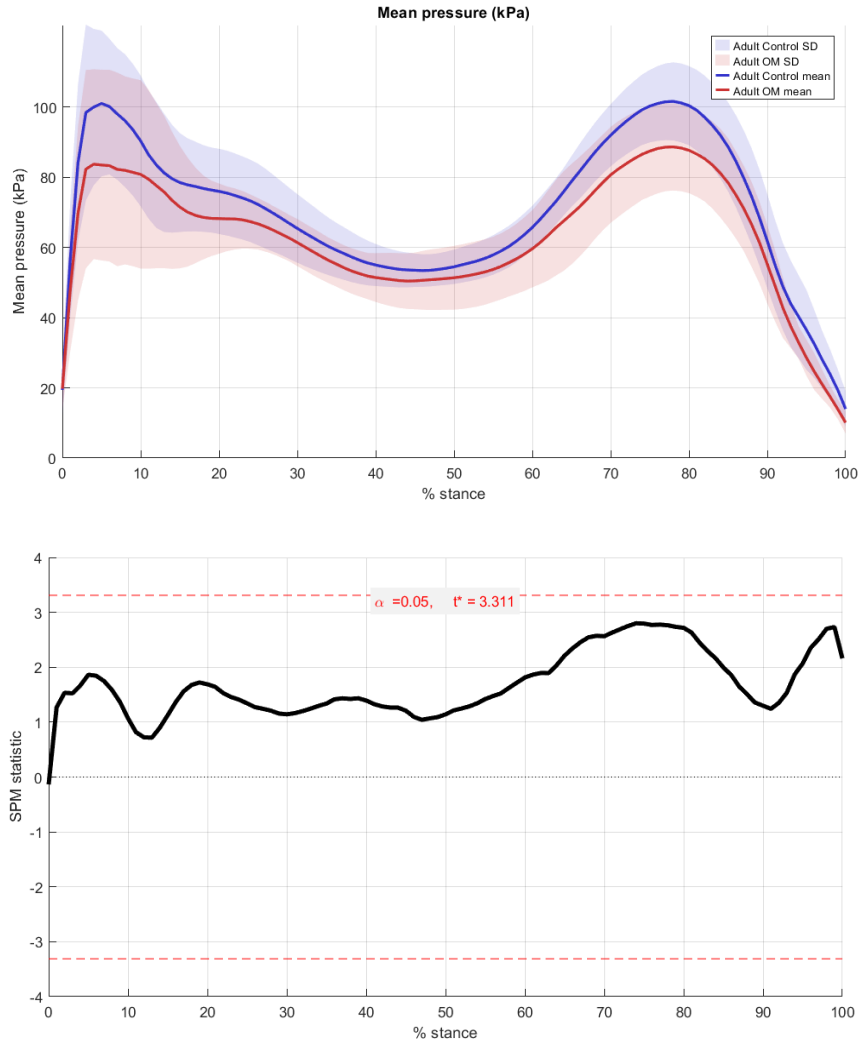


Figura 3.24: In alto, andamento medio della *mean pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D.

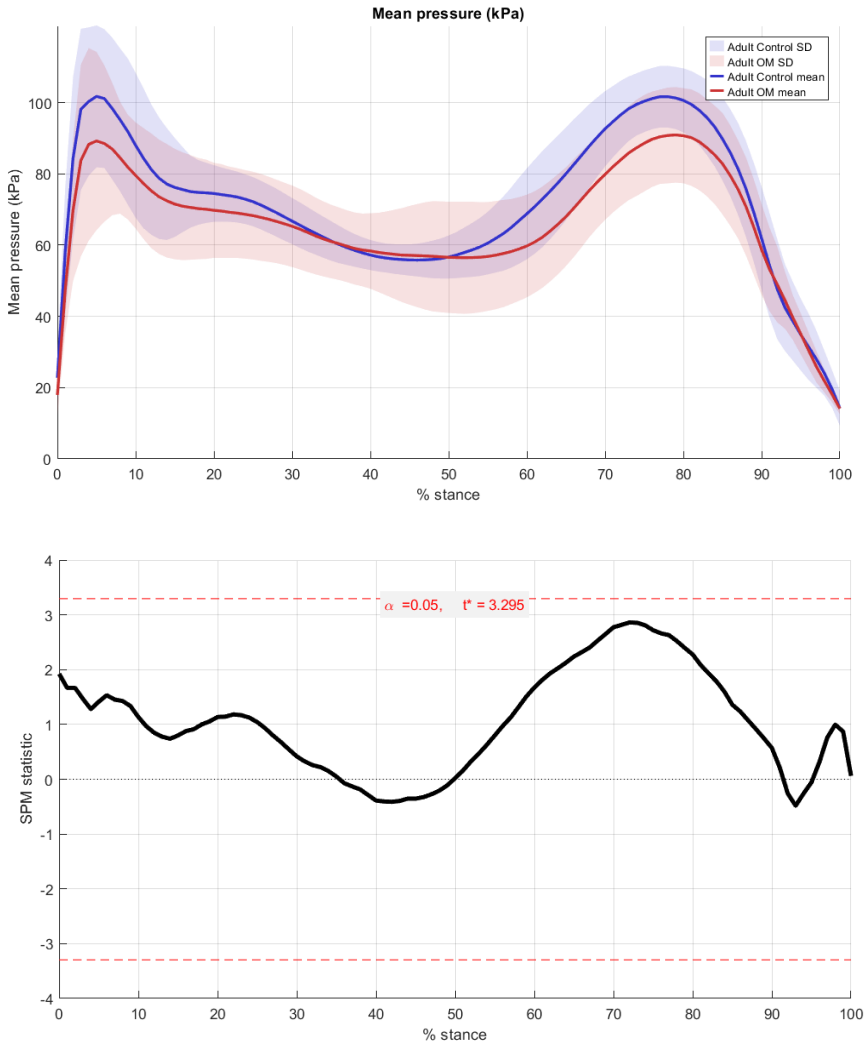


Figura 3.25: In alto, andamento medio della *mean pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D.

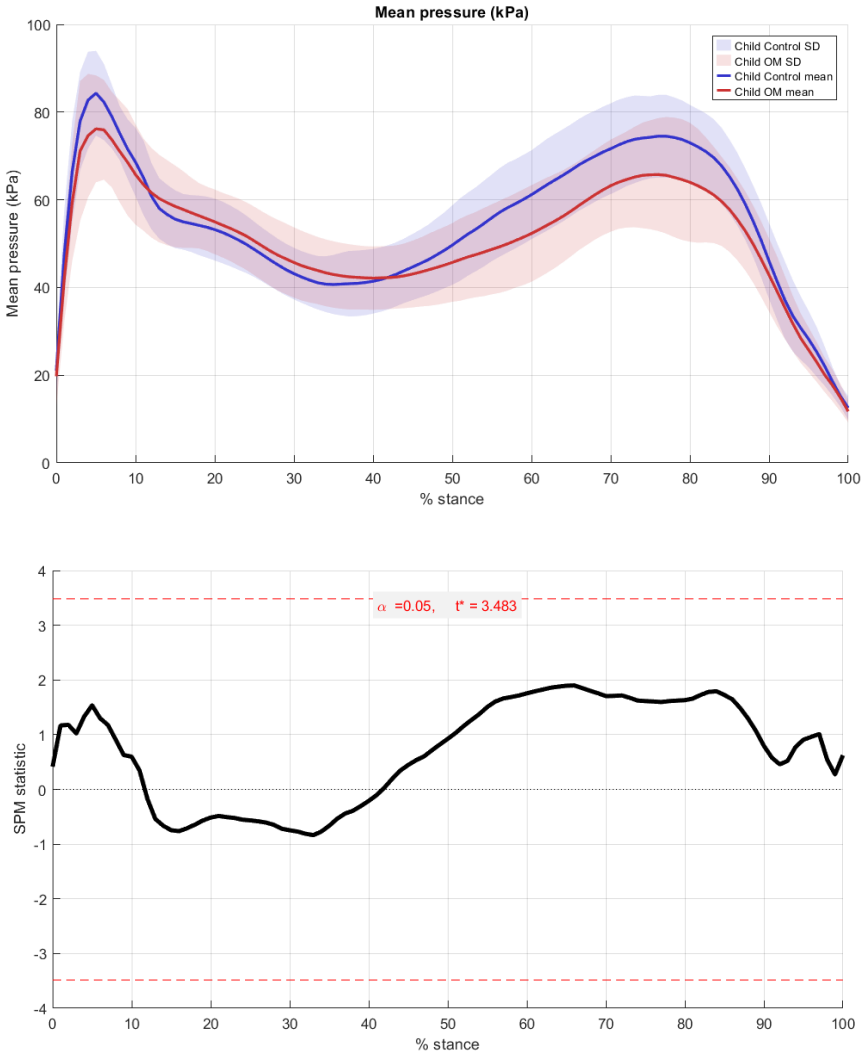


Figura 3.26: In alto, andamento medio della *mean pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child OM* e *Child Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D.

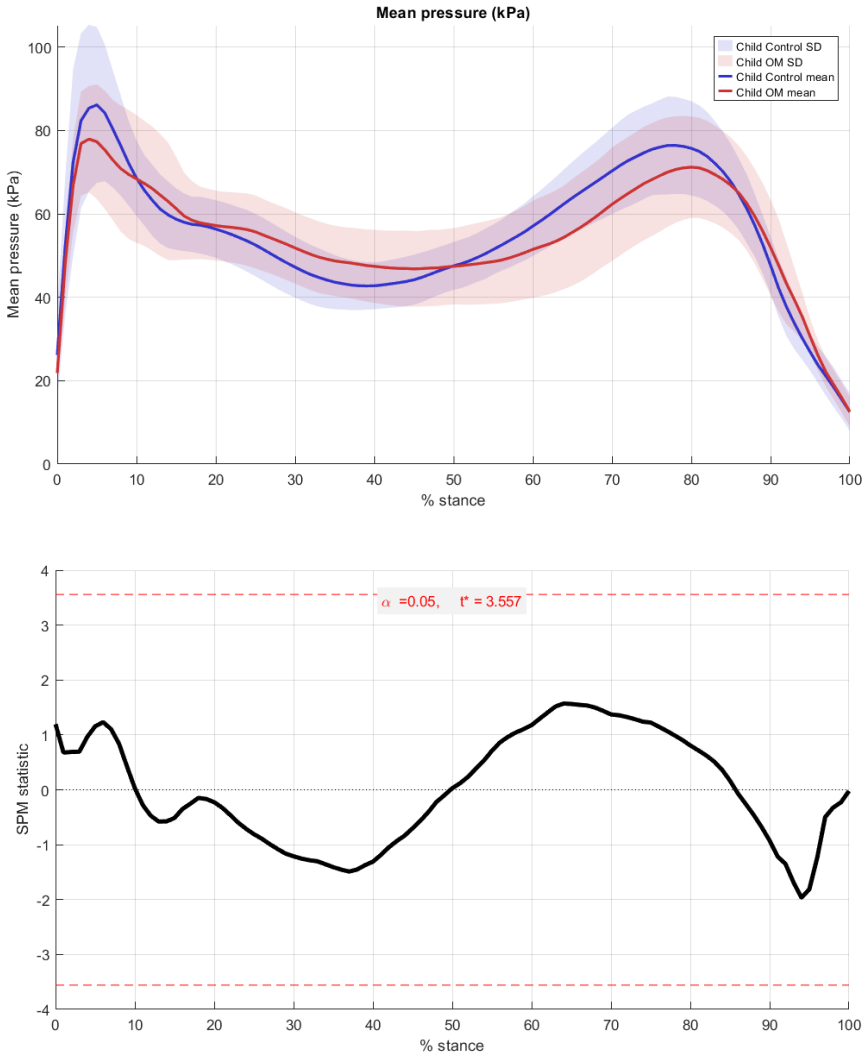


Figura 3.27: In alto, andamento medio della *mean pressure*, espressa in kPa, durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child OM* e *Child Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D.

3.3.4 *Contact area*

Le Figure 3.29, 3.28, 3.31 e 3.30 riportano l'analisi SPM1D della *contact area* durante la fase di appoggio. In tutti i gruppi, le curve mostrano un rapido incremento iniziale dell'area di contatto, seguito da una fase centrale caratterizzata da valori più elevati e da una progressiva riduzione nella fase finale dell'appoggio. Negli adulti, il piede destro mostra valori medi leggermente superiori nel gruppo *Adult Control* nella prima parte dello stance, circa tra il 15% e il 45%, mentre il gruppo *Adult OM* presenta valori lievemente maggiori nella seconda metà dell'appoggio, approssimativamente tra il 50% e il 70%. Nel piede sinistro,

le due curve risultano complessivamente molto simili, con una lieve prevalenza del gruppo di controllo nella prima metà dell'appoggio e valori leggermente superiori nel gruppo OM nella porzione centrale e nella prima parte della fase finale. In entrambi i confronti adulti, tuttavia, la statistica SPM rimane entro le soglie critiche, pari a $t^* = 3.425$ per il piede destro e $t^* = 3.323$ per il piede sinistro. Nei bambini, la *contact area* mostra un andamento simile tra i gruppi, pur con alcune differenze descrittive. Nel piede destro, il gruppo *Child Control* presenta valori lievemente maggiori intorno al 20–35% dello stance, mentre il gruppo *Child OM* tende a mantenere valori superiori nella seconda metà dell'appoggio, soprattutto tra circa il 45% e l'85%. Nel piede sinistro, il gruppo *Child OM* mostra valori medi lievemente superiori rispetto al gruppo di controllo tra circa il 40% e l'80% dello stance. Tuttavia, anche in questi casi non vengono individuati intervalli statisticamente significativi, poiché la statistica rimane al di sotto delle soglie critiche, pari a $t^* = 3.816$ per il piede destro e $t^* = 4.027$ per il piede sinistro.

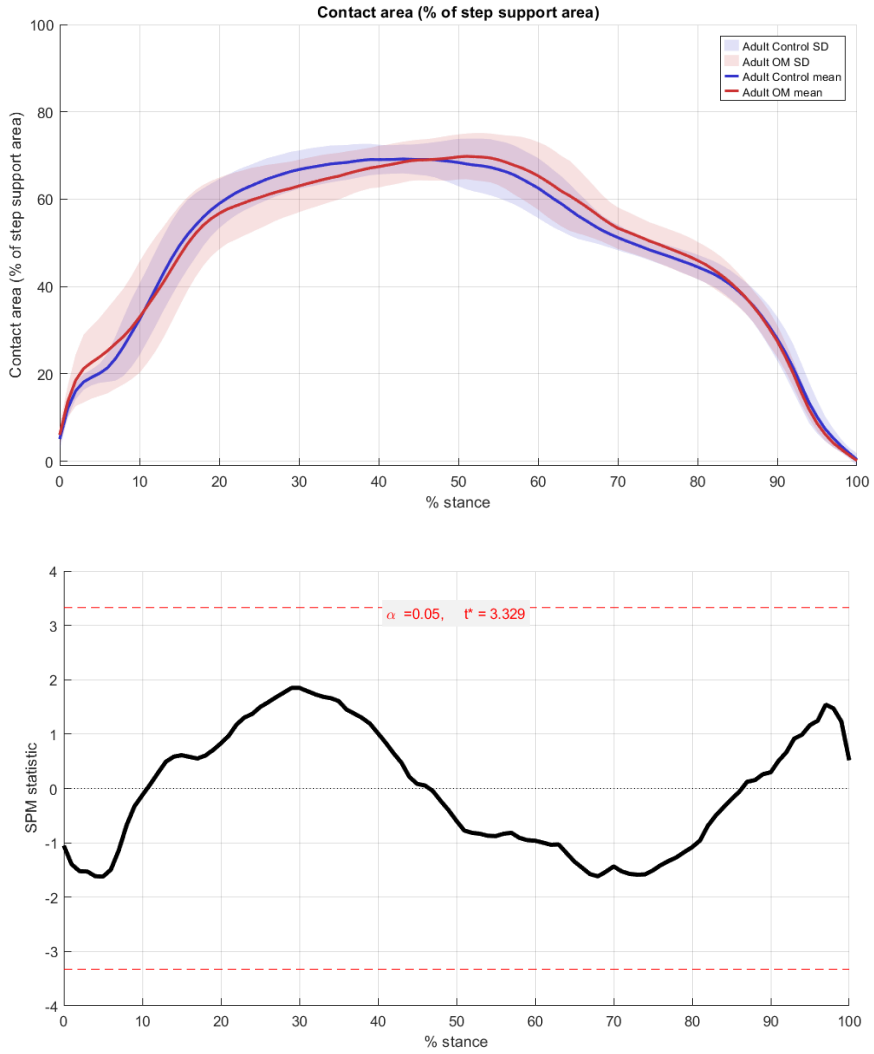


Figura 3.28: In alto, andamento medio della *Contact area* durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D.

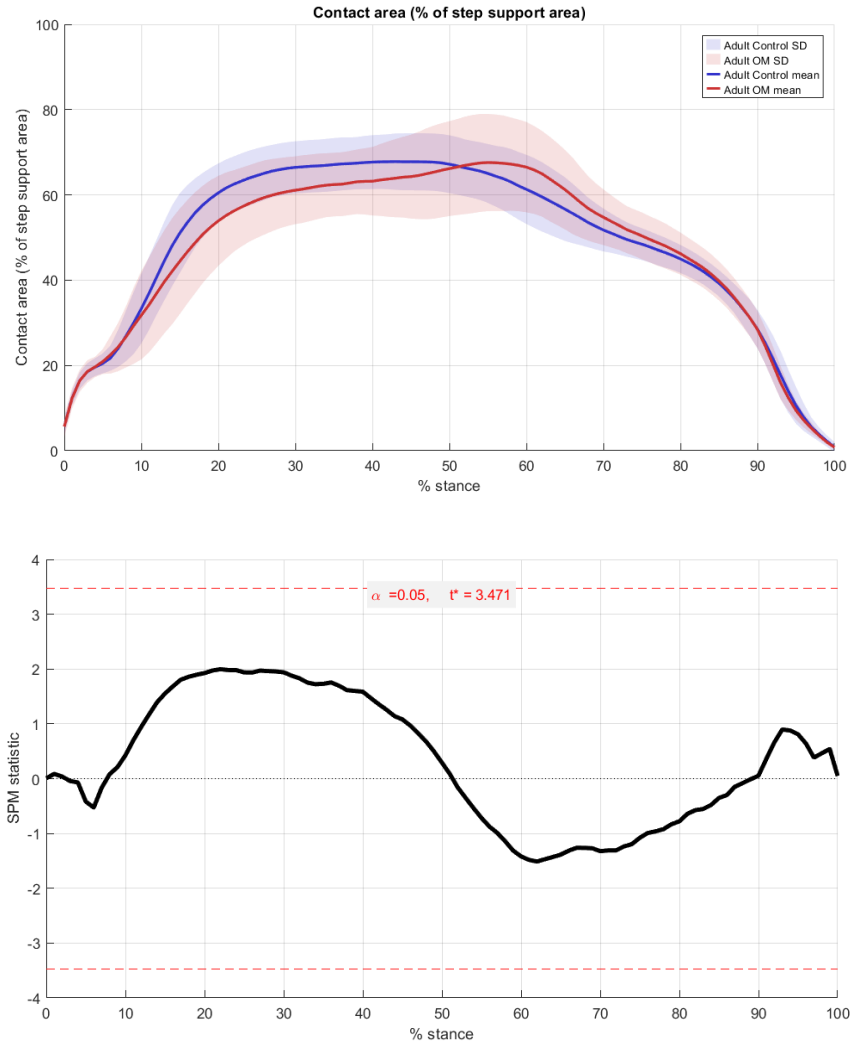


Figura 3.29: In alto, andamento medio della *Contact area* durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D.

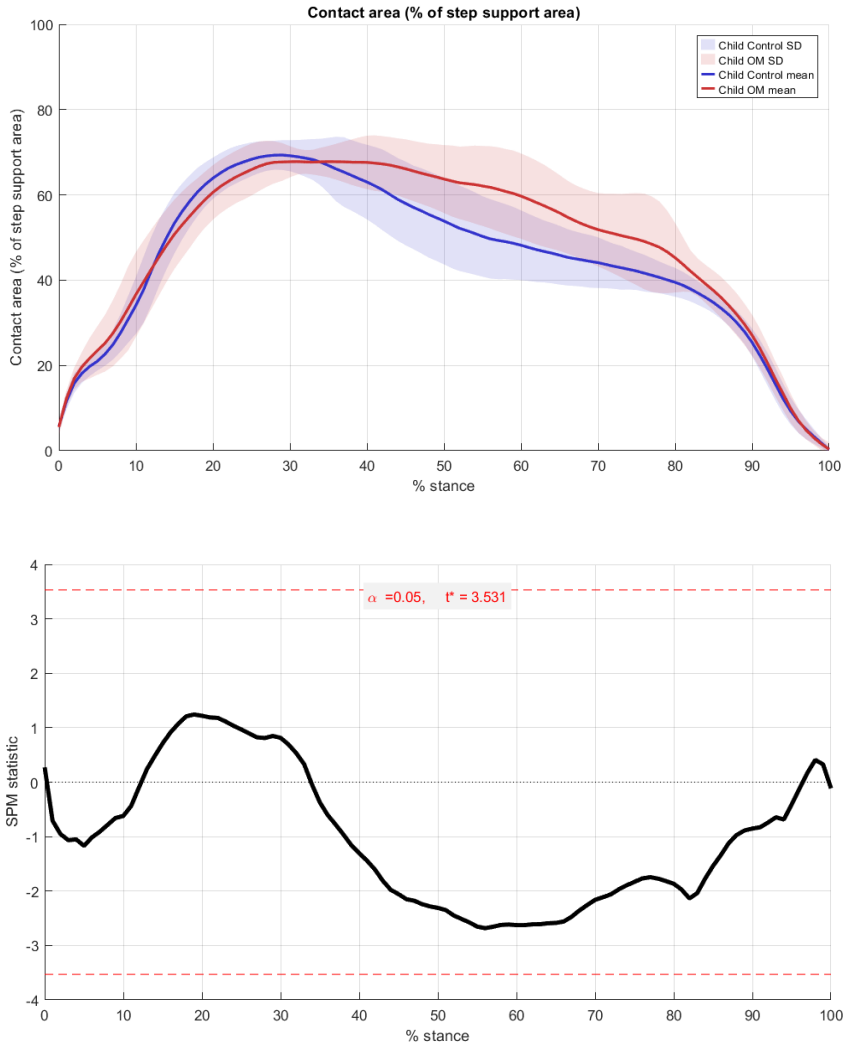


Figura 3.30: In alto, andamento medio della *Contact area* durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child OM* e *Child Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D.

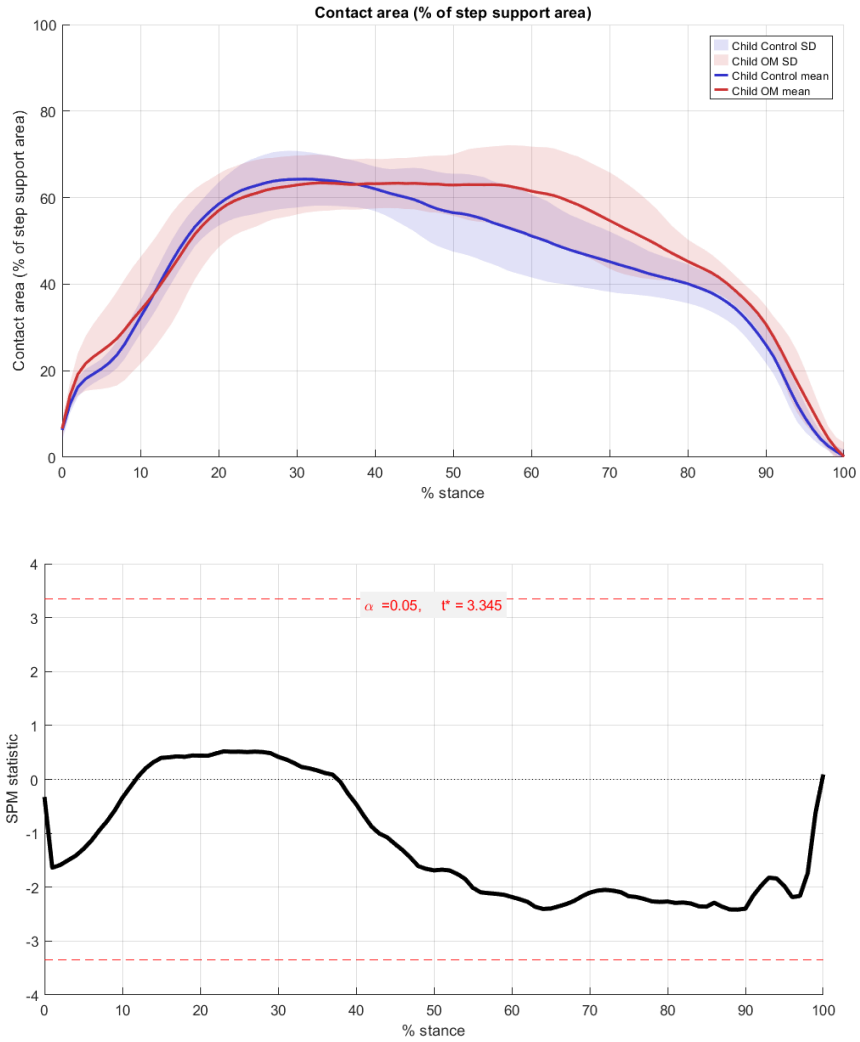


Figura 3.31: In alto, andamento medio della *Contact area* durante la fase d'appoggio, per i gruppi *Child OM* e *Child Control*. In basso, risultati dell'analisi SPM1D.

3.4 Analisi spaziale delle mappe pressorie mediante *Statistical Parametric Mapping 2D* (SPM2D)

In questa sezione vengono presentati i risultati della distribuzione dei picchi di pressione nei soggetti OM e nei controlli, con l'obiettivo di evidenziare eventuali differenze spazialmente localizzate tra i gruppi considerati.

3.4.1 Picchi di pressione nella popolazione adulta

Piede sinistro

Le Figure 3.32 e 3.33 illustrano i risultati dell'analisi SPM2D applicata al piede sinistro della popolazione adulta, evidenziando le aree plantari in cui emergono differenze spazialmente localizzate tra il gruppo OM e il gruppo di controllo. Il confronto tra *Adult OM* e *Adult Control* evidenzia una distribuzione pressoria caratterizzata da valori più elevati nelle regioni dell'avampiede e del retropiede. La mappa della differenza media suggerisce una maggiore presenza di variazioni localizzate, in particolare nella parte anteriore e centrale dell'impronta. L'analisi SPM2D conferma la presenza di alcune piccole aree statisticamente significative, nelle quali il valore della statistica t supera la soglia critica pari a $|t| > 4.42$. Tali regioni risultano limitate per estensione e localizzate prevalentemente nella porzione anteriore dell'appoggio plantare.

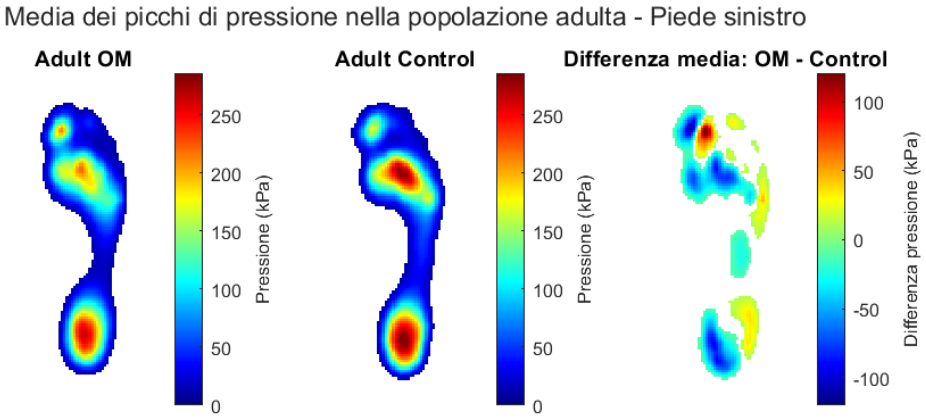


Figura 3.32: Mappe di colore della distribuzione dei picchi di pressione nel piede destro per la popolazione *Adult OM* (a) e *Adult Control* (b) e della differenza di pressione media tra i gruppi *(Adult OM - Adult Control)* (c).

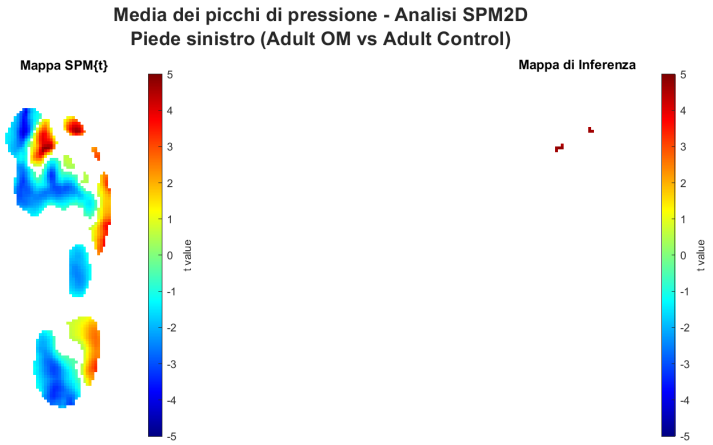


Figura 3.33: Analisi SPM2D dei picchi di pressione plantare nel piede destro tra i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. A sinistra, la mappa dei valori *t (SPMt)*; a destra, le aree in cui il valore assoluto di t supera la soglia critica.

Piede destro

Le Figure 3.34 e 3.35, illustrano i risultati dell'analisi SPM2D applicata al piede destro della popolazione adulta, evidenziando le aree plantari in cui emergono differenze spazialmente localizzate tra il gruppo OM e il gruppo di controllo. Le mappe medie mostrano una distribuzione pressoria complessivamente simile tra i due gruppi, con i valori più elevati localizzati principalmente a livello dell'avampiede e del retropiede. Osservando la mappa della differenza media, calcolata come *Adult OM* meno *Adult Control*, si evidenziano alcune variazioni localizzate: valori positivi sono presenti soprattutto nella porzione distale dell'avampiede e in alcune aree del mesopiede, mentre valori negativi si osservano prevalentemente in corrispondenza del retropiede e di alcune zone dell'avampiede centrale. Tuttavia, l'analisi SPM2D non ha evidenziato regioni della superficie plantare in cui la differenza tra i due gruppi superasse la soglia critica di significatività statistica, pari a $|t| > 4.408$.

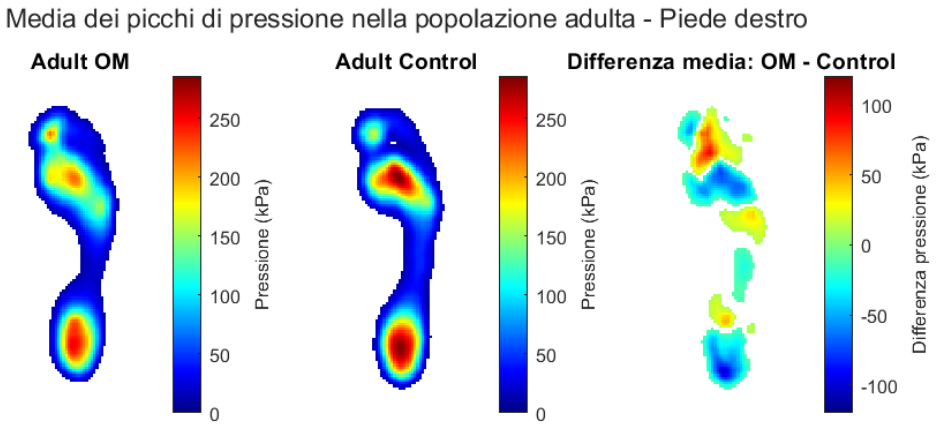


Figura 3.34: Mappe di colore della distribuzione dei picchi di pressione nel piede destro per la popolazione *Adult OM* (a) e *Adult Control* (b) e della differenza di pressione media tra i gruppi *(Adult OM - Adult Control)* (c).

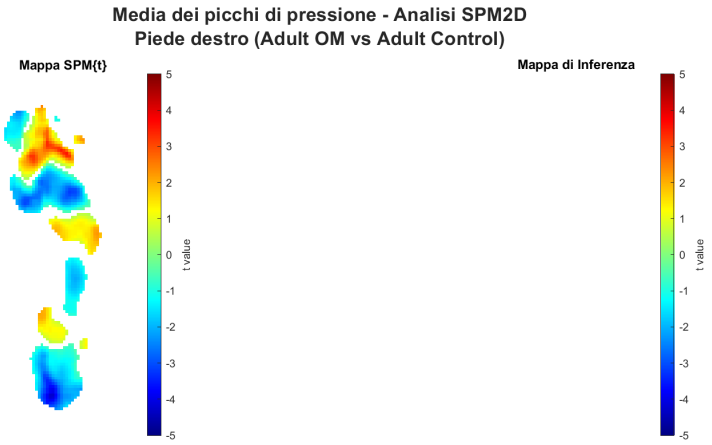


Figura 3.35: Analisi SPM2D dei picchi di pressione plantare nel piede destro tra i gruppi *Adult OM* e *Adult Control*. A sinistra, la mappa dei valori *t (SPMt)*; a destra, le aree in cui il valore assoluto di t supera la soglia critica.

3.4.2 Picchi di pressione nella popolazione pediatrica

Piede sinistro

Le Figure 3.36 e 3.37 illustrano i risultati dell'analisi SPM2D applicata al piede sinistro della popolazione pediatrica, evidenziando le aree plantari in cui emergono differenze spazialmente localizzate tra il gruppo OM e il gruppo di controllo. Le mappe medie mostrano una distribuzione del carico concentrata principalmente a livello dell'avampiede e del retropiede in entrambi i gruppi. La mappa della differenza media evidenzia alcune discrepanze locali tra *Child OM* e *Child Control*, con aree alternate di incremento e riduzione della pressione, soprattutto nelle porzioni anteriore e posteriore dell'impronta. L'analisi SPM2D non individua però cluster statisticamente significativi, poiché nessuna regione della superficie plantare supera la soglia critica pari a $|t| > 4.782$.

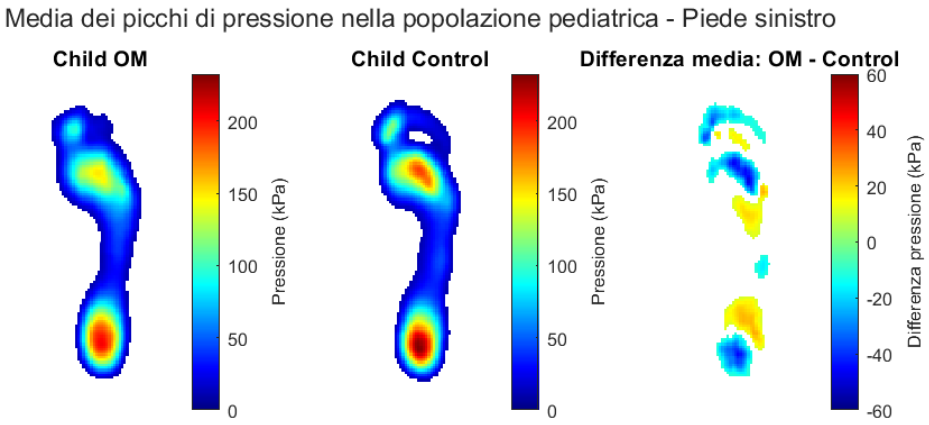


Figura 3.36: Mappe di colore della distribuzione dei picchi di pressione nel piede destro per la popolazione*Child OM* (a) e *Child Control* (b) e della differenza di pressione media tra i gruppi *(Adult OM - Adult Control)* (c).

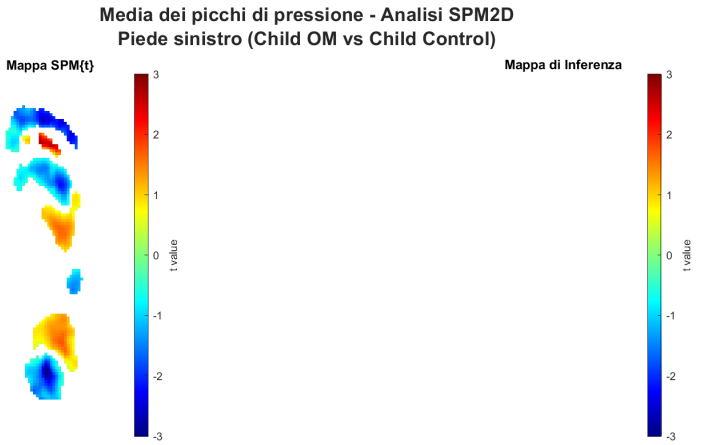


Figura 3.37: Analisi SPM2D dei picchi di pressione plantare nel piede destro tra i gruppi *Child OM* e *Child Control*. A sinistra, la mappa dei valori *t (SPMt)*; a destra, le aree in cui il valore assoluto di t supera la soglia critica.

Piede destro

Le Figure 3.38 e 3.39 illustrano i risultati dell'analisi SPM2D applicata al piede sinistro della popolazione pediatrica, evidenziando le aree plantari in cui emergono differenze spazialmente localizzate tra il gruppo OM e il gruppo di controllo. Sono presenti alcune differenze visibili nelle mappe descrittive. In particolare, la mappa della differenza media presenta aree con valori positivi e negativi distribuite tra avampiede, mesopiede e retropiede, indicando una certa variabilità nella distribuzione del carico tra i due gruppi. Tuttavia, tali variazioni non raggiungono la significatività statistica, poiché la mappa di inferenza non mostra regioni in cui la statistica t superi la soglia critica pari a $|t| > 4.772$

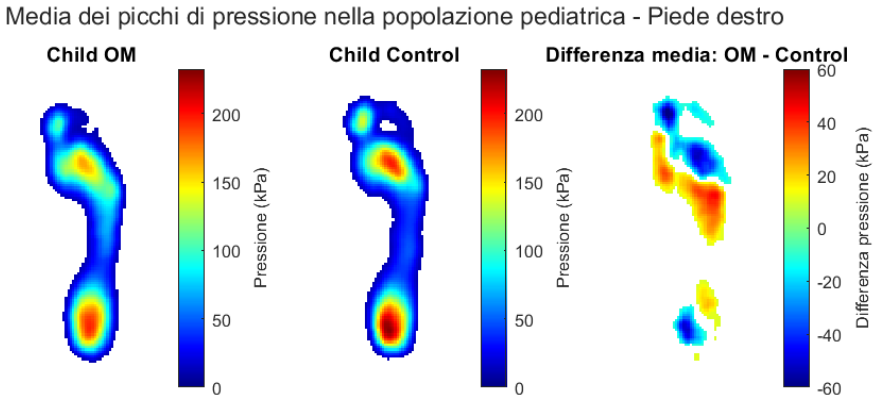


Figura 3.38: Mappe di colore della distribuzione dei picchi di pressione nel piede destro per la popolazione*Child OM* (a) e *Child Control* (b) e della differenza di pressione media tra i gruppi *(Adult OM - Adult Control)* (c).

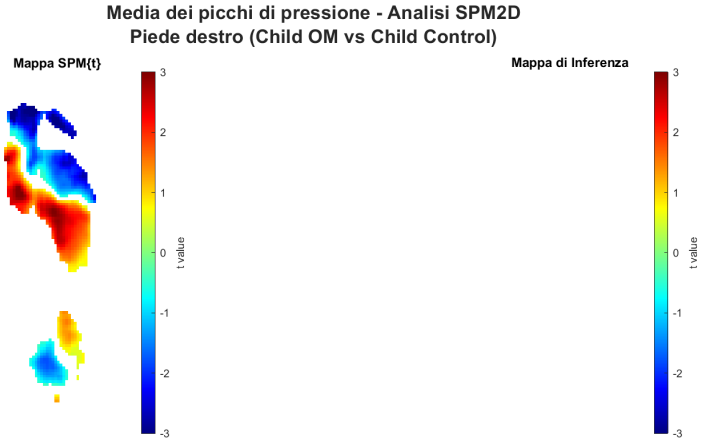


Figura 3.39: Analisi SPM2D dei picchi di pressione plantare nel piede destro tra i gruppi *Child OM* e *Child Control*. A sinistra, la mappa dei valori *t (SPMt)*; a destra, le aree in cui il valore assoluto di t supera la soglia critica.

4 Discussione

4.1 Discussione dei risultati

La discussione dei risultati ha l'obiettivo di interpretare in modo integrato le evidenze emerse dalle analisi dinamiche e statiche presentate nel Capitolo 3. Nel complesso, i risultati suggeriscono che le eventuali alterazioni dell'appoggio nei soggetti OM non si esprimano attraverso un cambiamento uniforme dell'intera impronta plantare, ma tendano a manifestarsi in modo più circoscritto. Per questo motivo, la lettura dei dati richiede un confronto tra parametri globali, variabili regionali, analisi temporali e mappe pressorie, così da distinguere le variazioni descrittive dalle differenze statisticamente rilevanti e interpretarle alla luce delle possibili caratteristiche morfologiche e funzionali dei soggetti analizzati.

4.2 Analisi e discussione delle variabili scalari dinamiche

Le metriche scalari dinamiche hanno permesso di sintetizzare alcuni aspetti specifici dell'appoggio plantare durante il cammino, riassumendo il comportamento del piede attraverso un singolo valore rappresentativo. Per questo motivo, tali metriche risultano utili per confrontare i gruppi in termini di caratteristiche globali dell'appoggio, pur non fornendo informazioni dettagliate sulla distribuzione temporale del carico. Per quanto riguarda i valori scalari di *peak pressure*

totale e *mean pressure* totale, riportati rispettivamente nelle Figure 3.1 e 3.2, i confronti tra soggetti OM e controlli mostrano distribuzioni in parte sovrapposte. Questi risultati sono coerenti con quanto osservato nell'analisi SPM1D, discussa nel paragrafo 4.4, nelle quali le curve di pressione di picco e pressione media non hanno evidenziato intervalli statisticamente significativi lungo lo stance. La lettura congiunta dei parametri scalari globali e delle curve temporali suggerisce quindi che eventuali differenze pressorie tra i gruppi non si manifestino come una variazione globale e sistematica della pressione totale, ma possano emergere in modo più localizzato a livello spaziale o regionale.

Un ulteriore approfondimento è fornito dalle tabelle relative alle regioni plantari. La Tabella 3.2 mostra che, per la *mean pressure* del piede sinistro, sono presenti differenze statisticamente significative a livello dell'avampiede e del retropiede. Questi risultati indicano che la pressione media non presenta soltanto una variazione globale, ma può essere modificata in modo localizzato in specifiche regioni plantari. Questo aspetto è rilevante perché l'analisi temporale mediante SPM1D della *mean pressure*, discussa nel Paragrafo 4.4, non ha evidenziato intervalli statisticamente significativi lungo la fase di appoggio. Di conseguenza, l'assenza di significatività nella curva temporale complessiva non deve essere interpretata come assenza completa di differenze pressorie, ma piuttosto come assenza di una modificazione globale dell'andamento della pressione media lungo lo stance. Al contrario, la suddivisione regionale del piede permette di evidenziare alterazioni più localizzate, come quelle osservate nel piede sinistro a livello di avampiede e retropiede. La differenza significativa nell'avampiede è coerente con quanto osservato nell'analisi SPM2D, Paragrafo 4.5 nella quale le aree statisticamente significative del piede sinistro adulto risultano localizzate prevalentemente nella porzione anteriore dell'impronta plantare. Questo risultato può essere messo in relazione con possibili alterazioni morfologiche dell'avampiede e delle dita nei soggetti OM, che potrebbero modificare la distribuzione del carico durante la fase di appoggio e propulsione. La differenza osservata a livello del retropiede suggerisce inoltre che le modificazioni dell'appoggio non riguardino esclusivamente la regione anteriore del piede, ma possano coinvolgere anche la fase iniziale di accettazione del carico o eventuali strategie compensatorie.

Come mostrato in Figura 3.3, la *normalized speed* non evidenzia differenze statisticamente significative tra soggetti OM e controlli, né nella popolazione adulta né in quella pediatrica. La parziale sovrapposizione delle distribuzioni

suggerisce quindi che, nel campione analizzato, la velocità media normalizzata dell'appoggio non risulti marcatamente modificata dalla presenza della patologia.

L'*Arch Index*, riportato in Figura 3.4, non evidenzia differenze significative tra soggetti OM e controlli. Questo suggerisce che, pur essendo presenti possibili alterazioni morfologiche individuali, esse non si traducono in una modificazione sistematica dell'indice d'arco nei gruppi analizzati.

I risultati sull'andamento medio del COP, Figura 3.5, indicano una dinamica simile tra i gruppi, caratterizzata dal trasferimento dal retropiede allavampiede lungo una direzione prevalentemente mediale. Ciò suggerisce una preservazione dei principali meccanismi di controllo del carico e della stabilità in appoggio: le lievi differenze osservate possono essere interpretate come micro-adattamenti del controllo neuromotorio o variabilità fisiologica, senza evidenze di una riorganizzazione del pattern di deambulazione. Nel complesso, non emergono indicazioni di alterazioni funzionalmente rilevanti nella strategia di trasferimento del carico durante il passo.

In Figura 3.7 vengono riportati i risultati relativi al CPEI, in cui non emergono differenze statisticamente significative dopo correzione FDR, ma la tendenza osservata nel piede destro adulto può comunque rappresentare un elemento di interesse. Valori più bassi di CPEI possono essere associati a una diversa traiettoria del centro di pressione e a un possibile maggiore coinvolgimento mediale dell'appoggio. Tale risultato, pur non significativo dopo correzione, appare coerente con l'ipotesi che alcune alterazioni nei soggetti OM possano riguardare non tanto l'intero andamento temporale del passo, quanto specifiche modalità di trasferimento del carico lungo la pianta del piede.

Nel complesso, le metriche scalari dinamiche confermano una lettura non uniforme dell'appoggio plantare nei soggetti con OM. I parametri globali, come la *normalized speed*, l'*Arch Index*, il CPEI e i valori totali di pressione, non evidenziano differenze marcate tra i gruppi, suggerendo che la patologia non determini una modificazione generale dell'intera dinamica del passo. Al contrario, l'analisi regionale mette in evidenza differenze più circoscritte, in particolare nella *mean pressure* del piede sinistro, indicando che le alterazioni dell'appoggio possono emergere soprattutto quando il carico viene valutato in specifiche aree plantari. Questa distinzione tra parametri globali e regionali rappresenta un elemento centrale nell'interpretazione dei risultati: nei soggetti con OM, le modificazioni baropodometriche sembrano riguardare più la distribuzione locale del carico

che l'andamento complessivo del passo. Tale aspetto è coerente con la possibile influenza di alterazioni morfologiche dell'avampiede e delle dita, che possono modificare selettivamente il contatto plantare e le strategie di trasferimento del carico durante lo stance.

4.3 Analisi e discussione delle variabili stabilometriche

L'analisi stabilometrica ha permesso di valutare l'appoggio plantare in condizioni statiche, considerando sia la condizione a occhi aperti sia quella a occhi chiusi. Rispetto alla prova dinamica, questa analisi consente di osservare il comportamento del soggetto durante il mantenimento della stazione eretta, fornendo informazioni sull'oscillazione del centro di pressione, sulla distribuzione del carico e sull'eventuale presenza di asimmetrie nell'appoggio.

Per quanto riguarda la *sway area* normalizzata, Figura 3.8 e Figura 3.9, i risultati indicano che, nel campione considerato, la rimozione dell'informazione visiva non ha determinato un incremento sistematico della *sway area*. Nel complesso, la *sway area* normalizzata evidenzia un'alterazione significativa solo negli adulti con OM nella condizione a occhi aperti. Questo risultato suggerisce che, nella popolazione adulta, la patologia possa essere associata a una maggiore variabilità dell'equilibrio statico, anche quando l'informazione visiva è disponibile. Al contrario, il mancato incremento sistematico della *sway area* a occhi chiusi indica che, nel presente campione, non emerge un chiaro effetto della rimozione della vista sul controllo posturale. La *sway area* sembra quindi descrivere una possibile alterazione dell'appoggio statico negli adulti OM, ma non un comportamento stabilometrico uniformemente modificato in tutti i gruppi.

Le asimmetrie dell'appoggio statico sono state analizzate considerando sia la componente laterale che antero-posteriore dell'appoggio. L'asimmetria fra lato destro e sinistro non sembra rappresentare una variabile particolarmente discriminante tra soggetti OM e controlli in condizioni statiche. Anche nel caso dell'asimmetria antero-posteriore il passaggio dalla condizione a occhi aperti a quella a occhi chiusi non sembra modificare in modo consistente la distribuzione antero-posteriore del carico nei gruppi analizzati. Tuttavia, come osservato anche nelle analisi dinamiche, la lettura regionale consente di evidenziare informazioni più specifiche rispetto al parametro globale. I risultati riportati in

Tabella 3.3 indicano che, anche in condizioni statiche, le eventuali alterazioni dell'appoggio nei soggetti OM non emergono necessariamente come variazioni della superficie totale di contatto, ma possono manifestarsi come una diversa distribuzione regionale dell'area di appoggio. In particolare, il maggiore coinvolgimento dell'avampiede e il minore coinvolgimento del mesopiede nel piede sinistro degli adulti OM possono essere interpretati come una possibile modificazione della strategia di carico in stazione eretta. Tale evidenza è coerente con quanto osservato nelle analisi dinamiche e spaziali, nelle quali le differenze più rilevanti tendono a localizzarsi in specifiche aree plantari, piuttosto che coinvolgere in modo uniforme l'intera impronta.

Nel complesso, i risultati stabilometrici suggeriscono che l'appoggio statico nei soggetti con OM sia caratterizzato da alterazioni limitate ma localizzate. La *sway area* evidenzia una differenza significativa negli adulti a occhi aperti, mentre le asimmetrie non mostrano variazioni sistematiche tra condizioni o gruppi. La *contact area* totale appare globalmente simile tra soggetti OM e controlli, ma l'analisi regionale mette in evidenza una diversa distribuzione dell'appoggio nel piede sinistro adulto. Anche in questo caso, quindi, l'informazione regionale risulta più sensibile rispetto ai parametri globali nel descrivere possibili modificazioni dell'appoggio plantare nei soggetti con osteocondromi multipli.

4.4 Analisi e discussione sull'andamento temporale delle variabili dinamiche: SPM1D

L'analisi SPM1D ha permesso di valutare l'andamento temporale delle principali variabili dinamiche lungo l'intera fase di appoggio, considerando la *forza totale normalizzata*, la *peak pressure*, la *mean pressure* e la *contact area*. Per quanto riguarda la forza totale normalizzata, Figure 3.17, 3.16, 3.19 e 3.18, le differenze osservate nella forza totale devono essere interpretate come variazioni descrittive dell'andamento della curva, senza evidenza di differenze statisticamente significative lungo il dominio temporale analizzato. Risultati simili sono stati osservati per la *peak pressure*, Figure 3.21, 3.20, 3.23 e 3.22, in cui le differenze devono essere considerate descrittive e non statisticamente significative. Per quanto riguarda la *mean pressure*, Figure 3.25, 3.24, 3.27 e 3.26, l'andamento temporale della pressione media non mostra differenze statisticamente significative tra adulti con OM e controlli. L'analisi della *contact area*, Figure 3.29, 3.28, 3.31

e 3.30, indica che le principali variabili dinamiche considerate non presentano differenze temporali statisticamente significative tra soggetti OM e controlli. Le differenze osservate nelle curve medie, pur presenti in specifiche porzioni dello stance, rimangono di tipo descrittivo e sono spesso accompagnate da una sovrapposizione delle bande di deviazione standard. Questo suggerisce che, nel campione analizzato, gli osteocondromi multipli non determinino una modificazione globale e sistematica dell'andamento temporale del carico durante il passo. Al contrario, le alterazioni sembrano emergere maggiormente a livello spaziale, regionale o morfologico, interessando specifiche zone dell'impronta plantare piuttosto che l'intera curva dinamica dello stance.

4.5 Analisi e discussione sulla distribuzione spaziale delle pressioni plantari: SPM2D

L'analisi SPM2D ha consentito di valutare la distribuzione spaziale delle pressioni plantari sull'intera impronta, permettendo di superare una lettura limitata a regioni anatomiche predefinite. Nel piede sinistro degli adulti, mostrato nelle Figure 3.32 e 3.33, sono presenti differenze significative, ma circoscritte a zone specifiche della superficie plantare, senza un coinvolgimento diffuso dell'intera impronta. Nel confronto tra *Adult OM* e *Adult Control* per il piede destro, le differenze osservabili nelle mappe medie e nella mappa del valore t devono essere interpretate come variazioni descrittive della distribuzione pressoria, ma non come differenze statisticamente significative tra adulti con OM e adulti di controllo. Nei soggetti pediatrici, l'analisi SPM2D non ha evidenziato aree statisticamente significative né nel piede destro né nel piede sinistro. Nel piede destro, riportato in Figura 3.38 e 3.39, le differenze osservate devono essere interpretate come variazioni descrittive della distribuzione pressoria, senza evidenza di differenze statisticamente significative tra bambini con OM e controlli. Nel complesso, questi risultati suggeriscono che le differenze spaziali di pressione tra soggetti OM e controlli non siano diffuse sull'intera impronta, ma tendano eventualmente a manifestarsi in modo localizzato e con maggiore evidenza nella popolazione adulta. Nei soggetti pediatrici, l'assenza di significatività statistica deve essere interpretata con cautela, considerando la numerosità campionaria ridotta e la possibile variabilità individuale dell'appoggio in questa popolazione. La localizzazione anteriore delle differenze significative osservate nel piede

sinistro adulto appare coerente con l'ipotesi che, nei soggetti con OM, alcune alterazioni possano interessare prevalentemente l'avampiede e le dita, piuttosto che modificare in modo omogeneo l'intera superficie di appoggio. Tali differenze possono infatti essere messe in relazione con possibili alterazioni morfologiche dell'avampiede, quali deviazioni dell'alluce, disallineamento delle dita minori o modificazioni della geometria metatarsale, come mostrato qualitativamente in Figura 1.2.

4.5.1 Aspetti morfologici del piede e risultati baropodometrici

Nell'interpretazione dei risultati baropodometrici è opportuno considerare anche alcune osservazioni qualitative relative alla morfologia del piede nei soggetti con OM. All'osservazione clinica e fotografica, alcuni soggetti con osteocondromi multipli presentano alterazioni a livello del piede e della caviglia, tra cui valgismo del primo dito, disallineamento ed accorciamento dei metatarsi, [19]. Tali caratteristiche non sono state oggetto di una valutazione radiografica o morfometrica specifica all'interno del presente studio; tuttavia, possono rappresentare un elemento utile per interpretare una parte dei risultati ottenuti. Le deformità localizzate dell'avampiede possono infatti modificare la superficie effettiva di appoggio, la distribuzione del carico tra le diverse regioni plantari, i valori di pressione e la traiettoria del centro di pressione durante il passo. Come mostrato qualitativamente in Figura 1.2, tali alterazioni possono interessare in particolare l'allineamento delle dita e la regione anteriore del piede, con possibili ripercussioni su variabili quali *contact area*, *peak pressure*, *mean pressure*, CPEI e distribuzione regionale delle pressioni. Pertanto, alcune differenze osservate nei soggetti OM potrebbero essere almeno in parte influenzate dalla presenza di deformità digitali e da alterazioni dell'appoggio dell'avampiede, oltre che dalle caratteristiche generali della distribuzione plantare del carico.

5 Conclusione

5.1 Conclusioni

Il presente studio ha avuto l'obiettivo di caratterizzare, mediante analisi baropodometrica, l'appoggio plantare in soggetti con osteocondromi multipli, considerando sia la condizione dinamica durante il cammino sia la condizione statica. L'analisi è stata condotta confrontando soggetti OM e controlli, distinguendo tra popolazione adulta e pediatrica, al fine di individuare eventuali differenze nella distribuzione del carico plantare e nei principali parametri stabilometrici. Nel complesso, i risultati ottenuti non evidenziano una modificazione globale e uniforme dell'appoggio nei soggetti OM rispetto ai controlli. Le analisi temporali mediante SPM1D hanno mostrato andamenti generalmente simili tra i gruppi per le principali variabili dinamiche considerate. Tuttavia, le analisi spaziali e regionali hanno permesso di individuare alcune differenze più circoscritte, in particolare nel piede sinistro adulto e in specifiche regioni plantari, quali avampiede e retropiede. Anche in condizioni statiche, le differenze osservate risultano limitate ma rilevanti. La *sway area* normalizzata è risultata maggiore nel gruppo *Adult OM* nella condizione a occhi aperti, mentre le asimmetrie dell'appoggio non hanno mostrato un comportamento sistematicamente diverso tra soggetti OM e controlli. La *contact area* totale è risultata complessivamente simile tra i gruppi, ma la sua distribuzione regionale ha evidenziato differenze nel piede sinistro adulto. Questi risultati suggeriscono che, nei soggetti con osteocondromi multipli, le alterazioni dell'appoggio plantare non si manifestino

principalmente come modificazioni globali dell'intera impronta, ma piuttosto come variazioni localizzate della distribuzione del carico. Tale aspetto può essere interpretato anche alla luce delle alterazioni morfologiche osservate in alcuni soggetti OM, soprattutto a livello dell'avampiede e delle dita, che possono influenzare la superficie di contatto, la distribuzione pressoria e la traiettoria del centro di pressione durante il passo. In sintesi, l'analisi baropodometrica si è dimostrata uno strumento utile per descrivere in modo quantitativo alcuni aspetti funzionali dell'appoggio plantare nei soggetti con OM. I risultati ottenuti rappresentano una base preliminare per una migliore comprensione del rapporto tra morfologia del piede, distribuzione del carico e funzione locomotoria in questa popolazione.

5.2 Limiti dello studio e sviluppi futuri

Il presente studio presenta alcuni limiti che devono essere considerati nell'interpretazione dei risultati. In primo luogo, la numerosità campionaria ridotta, soprattutto nella popolazione pediatrica, può aver limitato la potenza statistica dei confronti e la possibilità di rilevare differenze significative tra soggetti OM e controlli. Questo aspetto è particolarmente rilevante considerando la rarità della patologia e l'elevata variabilità individuale che caratterizza gli osteocondromi multipli. Un ulteriore limite riguarda l'eterogeneità clinica e morfologica dei soggetti OM. La localizzazione, il numero e la severità degli osteocondromi possono variare notevolmente tra i pazienti, influenzando in modo diverso l'appoggio plantare e le strategie di carico. Inoltre, le alterazioni morfologiche del piede e delle dita sono state considerate come osservazioni qualitative e non sono state integrate con una valutazione radiografica o morfometrica specifica del piede. Tra gli sviluppi futuri, sarebbe quindi utile ampliare il campione, includendo un numero maggiore di soggetti adulti e pediatrici, così da aumentare la robustezza statistica dei risultati. Inoltre, l'integrazione dei dati baropodometrici con valutazioni cliniche, radiografiche e morfometriche permetterebbe di analizzare in modo più diretto la relazione tra deformità anatomiche del piede, distribuzione del carico plantare e alterazioni funzionali durante il cammino. Un ulteriore sviluppo potrebbe riguardare l'analisi longitudinale dei soggetti con OM, al fine di valutare l'evoluzione dell'appoggio plantare nel tempo e l'eventuale effetto della crescita, della progressione delle deformità o di interventi terapeutici e chirurgici. Infine, l'utilizzo combinato di baropodometria, analisi tridimensio-

nale del cammino e valutazione cinematica e cinetica degli arti inferiori potrebbe fornire una descrizione più completa delle strategie compensatorie adottate dai soggetti con OM durante il cammino e la stazione eretta.

A

APPENDICE

A.1 Confronto tra i parametri calcolati in MATLAB e i valori esportati dal software Novel

Al fine di verificare l'affidabilità delle procedure di estrazione implementate in MATLAB, i parametri calcolati sono stati confrontati con i corrispondenti valori riportati nei report esportati dal software Novel. Tale confronto è stato eseguito per valutare la coerenza tra le misure ottenute mediante il codice sviluppato e quelle fornite direttamente dal software della pedana baropodometrica, assunto come riferimento operativo. Per ciascun parametro analizzato, sono state quindi costruite coppie di valori costituite dal valore calcolato in MATLAB e dal valore esportato dal report Novel, riferite allo stesso soggetto, lato e condizione di acquisizione. Il primo confronto è stato effettuato mediante il test di correlazione di Pearson, utilizzato per valutare il grado di associazione lineare tra i due insiemi di misure. In particolare, il coefficiente di Pearson consente di verificare se all'aumentare dei valori riportati dal software Novel corrisponda un aumento proporzionale dei valori calcolati in MATLAB. Il coefficiente di correlazione r può assumere valori compresi tra 1 e +1: valori prossimi a +1 indicano una forte correlazione positiva, valori prossimi a 0 indicano assenza di relazione lineare,

mentre valori prossimi a 1 indicano una correlazione negativa.

$$r = \frac{\sum_{i=1}^{n} \left(x_i^{\text{MATLAB}} - \bar{x}^{\text{MATLAB}}\right)\left(x_i^{\text{Novel}} - \bar{x}^{\text{Novel}}\right)}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n} \left(x_i^{\text{MATLAB}} - \bar{x}^{\text{MATLAB}}\right)^2} \sqrt{\sum_{i=1}^{n} \left(x_i^{\text{Novel}} - \bar{x}^{\text{Novel}}\right)^2}}$$

Tuttavia, la sola correlazione non è sufficiente per stabilire se due metodi siano effettivamente intercambiabili. Due misure possono infatti risultare fortemente correlate pur presentando una differenza sistematica, ad esempio nel caso in cui un metodo tenda a sovrastimare o sottostimare costantemente l'altro. Per questo motivo, il confronto è stato integrato mediante l'analisi di Bland–Altman, che permette di valutare l'accordo tra due metodi di misura considerando direttamente le differenze tra le coppie di valori. Per ciascuna coppia di misure è stata calcolata la differenza tra il valore ottenuto in MATLAB e quello riportato nel report Novel:

$$\Delta_i = X_i^{\text{MATLAB}} - X_i^{\text{Novel}}$$

e la media dei due valori:

$$M_i = \frac{X_{\text{MATLAB},i} + X_{\text{Novel},i}}{2}$$

Nel grafico di Bland–Altman, le differenze i vengono rappresentate in funzione delle medie. Questa rappresentazione consente di osservare se lo scostamento tra i due metodi rimane costante lungo l'intervallo di valori misurati oppure se aumenta o diminuisce al variare della grandezza del parametro. A partire dalle differenze è stato inoltre calcolato il Mean Absolute Error (MAE), utilizzato per quantificare l'entità media dell'errore assoluto tra i valori ottenuti tramite la procedura sviluppata in MATLAB e quelli riportati dal software Novel. Il MAE fornisce quindi una misura diretta della differenza media tra i due metodi, indipendentemente dal segno dello scostamento.

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} \left| X_{\text{MATLAB},i} - X_{\text{Novel},i} \right|$$

dove $X_{\text{MATLAB},i}$ rappresenta il valore della metrica calcolato tramite MATLAB per l'i-esima osservazione, $X_{\text{Novel},i}$ il corrispondente valore riportato dal soft-

ware Novel e n il numero totale di osservazioni confrontate. Per ciascuna metrica selezionata sono stati quindi prodotti due tipi di rappresentazione grafica: uno scatter plot per il confronto diretto tra valori MATLAB e valori Novel, utile per visualizzare la correlazione e la vicinanza alla linea di identità (y=x), e un grafico di Bland–Altman, utile per valutare bias, dispersione delle differenze e presenza di eventuali valori anomali.

A.1.1 Valutazione della corrispondenza per la Peak pressure

Per il parametro di *peak pressure*, il confronto tra i valori calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel ha evidenziato un'elevata concordanza tra le due procedure di calcolo. Lo scatter plot mostra infatti una distribuzione dei punti pressoché sovrapposta alla linea di identità ($y = x$), indicando che i valori ottenuti mediante la procedura implementata in MATLAB risultano fortemente coerenti con quelli forniti dal software della pedana. Tale accordo è confermato dal coefficiente di correlazione di Pearson, Figura A.1, pari a $r = 1{,}00$, e dal valore contenuto dell'errore medio assoluto, pari a $MAE = 0{,}974$ kPa. Questi risultati indicano che la procedura sviluppata in MATLAB è in grado di riprodurre con elevata accuratezza il calcolo della pressione di picco riportata dal sistema Novel.

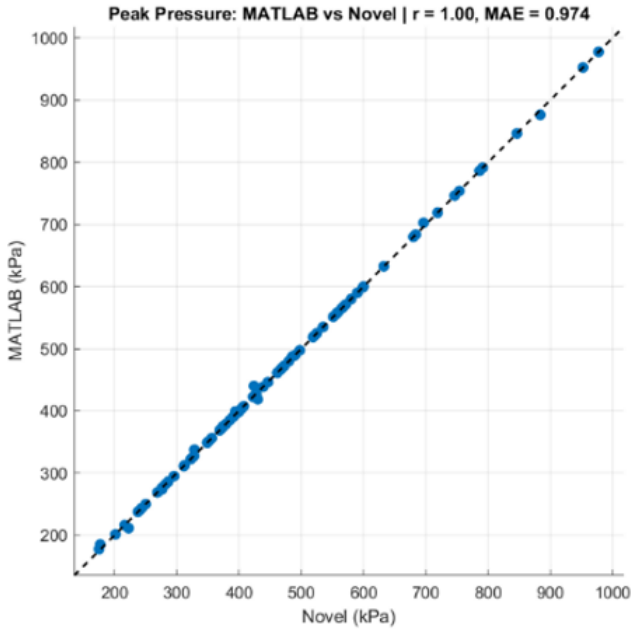


Figura A.1: Confronto tra i valori di *peak pressure* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel mediante coefficiente di correlazione di Pearson.

L'analisi di Bland–Altman conferma ulteriormente la concordanza tra i due metodi, Figura A.2. Le differenze tra i valori calcolati in MATLAB e quelli esportati dal software Novel risultano distribuite prevalentemente intorno allo zero, suggerendo l'assenza di una sovrastima o sottostima sistematica rilevante. La maggior parte delle osservazioni ricade entro i limiti di accordo, con la presenza di pochi scostamenti isolati sia in direzione positiva sia negativa. Nel complesso, i risultati ottenuti mostrano che il calcolo della *peak pressure* mediante MATLAB è coerente con quello fornito dal report Novel.

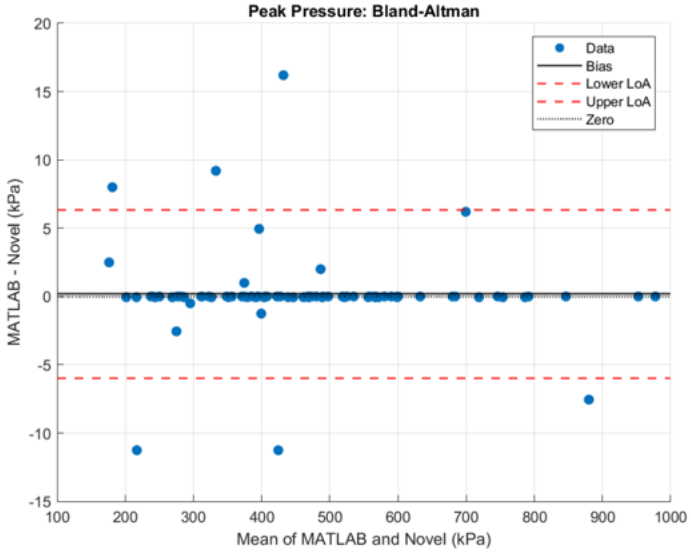


Figura A.2: Analisi di Bland–Altman per il confronto tra i valori di *peak pressure* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel.

A.1.2 Valutazione della corrispondenza per la mean pressure

Per il parametro di *mean pressure*, il confronto tra i valori calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel ha evidenziato un'elevata concordanza tra le due procedure di calcolo, Figura A.3. Lo scatter plot mostra infatti una distribuzione dei punti pressoché sovrapposta alla linea di identità ($y = x$), indicando che i valori ottenuti mediante la procedura implementata in MATLAB riproducono in modo coerente quelli forniti dal software Novel. Tale risultato è confermato dal coefficiente di correlazione di Pearson, pari a $r = 1{,}00$, e dal valore contenuto dell'errore medio assoluto, pari a $MAE = 0{,}967$ kPa. La forte correlazione osservata indica che le variazioni della pressione media riportate

dal sistema Novel vengono replicate con elevata accuratezza dalla procedura sviluppata in MATLAB.

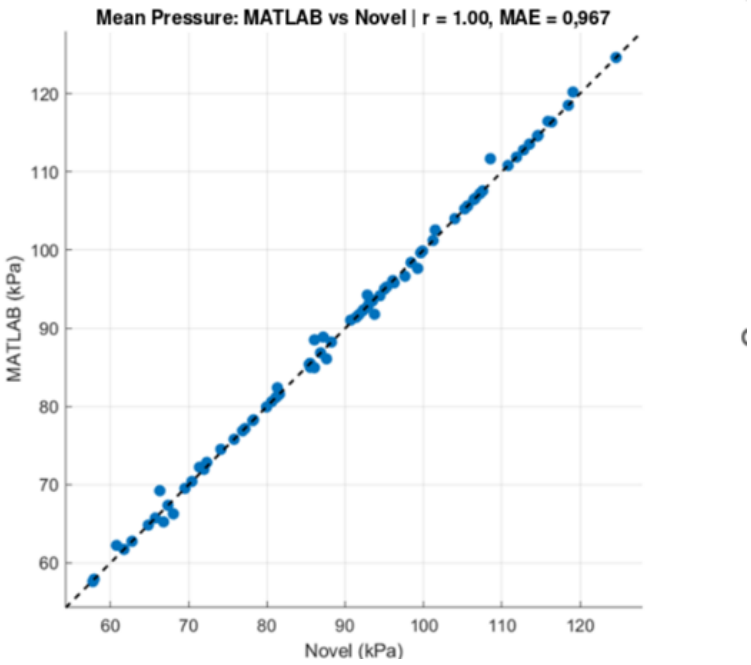


Figura A.3: Confronto tra i valori di *mean pressure* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel mediante coefficiente di correlazione di Pearson.

L'analisi di Bland–Altman conferma ulteriormente la buona concordanza tra i due metodi, Figura A.4. Le differenze tra i valori calcolati in MATLAB e quelli esportati dal software Novel risultano distribuite prevalentemente intorno allo zero, suggerendo l'assenza di una tendenza sistematica rilevante alla sovrastima o alla sottostima. Sebbene siano presenti alcuni scostamenti isolati, sia positivi sia negativi, questi risultano complessivamente contenuti rispetto all'intervallo dei valori medi osservati.

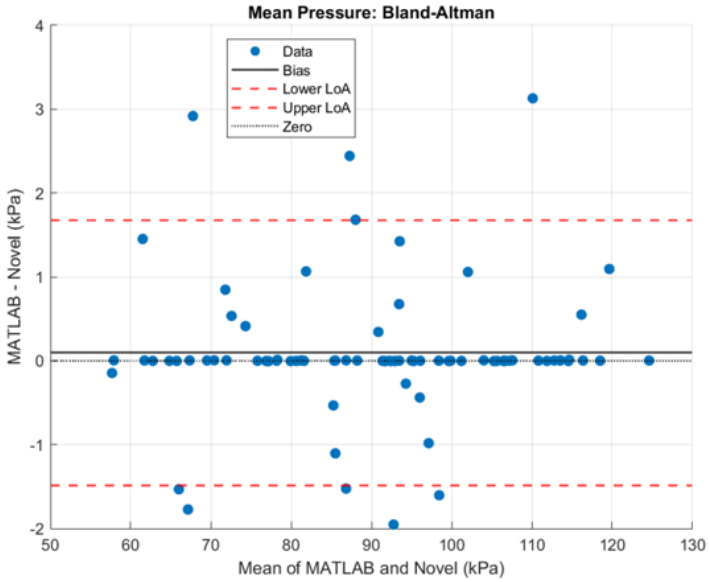


Figura A.4: Analisi di Bland–Altman per il confronto tra i valori di *mean pressure* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel.

Nel complesso, i risultati ottenuti indicano che la procedura implementata in MATLAB è in grado di riprodurre in maniera affidabile il calcolo della *mean pressure* esportata dal software Novel. La lieve dispersione osservata nel grafico di Bland–Altman può essere attribuita a piccole differenze nelle procedure di sogliatura, segmentazione dell'impronta o arrotondamento dei valori, senza tuttavia compromettere la coerenza generale tra i due metodi.

A.1.3 Valutazione della corrispondenza per l'Arch index

Per quanto riguarda l'Arch Index, il confronto tra i valori calcolati mediante la procedura sviluppata in MATLAB e quelli forniti dal software Novel ha mostrato una buona corrispondenza tra i due metodi. Il coefficiente di correlazione di Pearson è risultato pari a $r = 0.96$, Figura A.5, indicando una forte associazione lineare tra le due misure. Anche il valore del Mean Absolute Error è risultato contenuto, pari a $MAE = 0.012$, suggerendo una ridotta differenza media assoluta tra i valori ottenuti con MATLAB e quelli riportati da Novel.

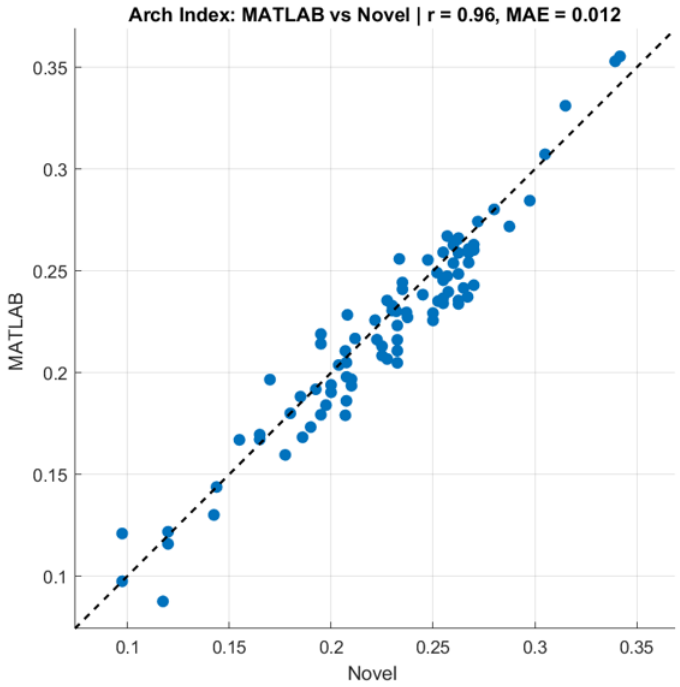


Figura A.5: Confronto tra i valori di *arch index* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel mediante coefficiente di correlazione di Pearson.

L'analisi di Bland–Altman mostra differenze distribuite prevalentemente intorno allo zero, con una lieve tendenza media negativa, Figura A.6. Tale andamento suggerisce che, in alcuni casi, la procedura MATLAB possa stimare valori di *Arch Index* leggermente inferiori rispetto a quelli riportati dal software Novel. La maggior parte delle osservazioni ricade comunque entro i limiti di accordo, indicando che le discrepanze tra i due metodi rimangono complessivamente contenute.

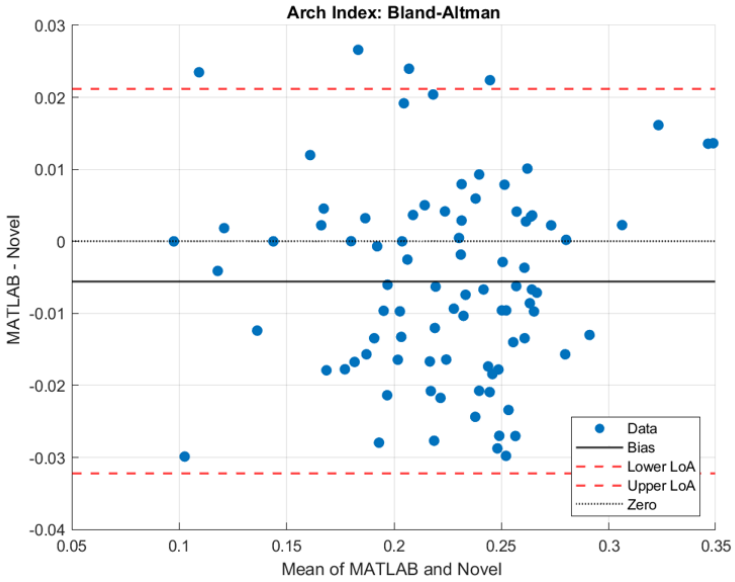


Figura A.6: Analisi di Bland–Altman per il confronto tra i valori di *arch index* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel.

Le differenze residue possono essere attribuite alle diverse modalità di definizione della maschera plantare, al metodo di esclusione della regione delle dita e alla suddivisione dell'impronta nelle tre regioni anatomiche utilizzate per il calcolo dell'indice. Nel complesso, il confronto indica che il calcolo dell'*Arch Index* mediante MATLAB è coerente con quello esportato dal report Novel. Le differenze osservate possono essere attribuite alle diverse modalità di definizione della maschera plantare, all'esclusione della regione delle dita e alla suddivisione dell'impronta nelle regioni di avampiede, mesopiede e retropiede. Nonostante ciò, l'elevata correlazione e il ridotto errore medio assoluto supportano l'affidabilità della procedura implementata per la stima dell'*Arch Index*.

A.1.4 Valutazione della corrispondenza per la Contact area

Per il parametro di *contact area*, il confronto tra i valori calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel ha evidenziato una buona concordanza complessiva tra le due procedure, sebbene lievemente inferiore rispetto a quanto osservato per le metriche pressorie. Lo scatter plot mostra infatti una distribuzione dei punti prevalentemente prossima alla linea di identità ($y = x$), indicando che la procedura implementata in MATLAB riproduce in modo coerente l'andamento dei valori forniti dal software Novel.

Tale risultato è confermato dal coefficiente di correlazione di Pearson, pari a $r = 0{,}97$, Figura A.7,che evidenzia una forte associazione lineare tra i due metodi. L'errore medio assoluto, pari a $MAE = 4{,}576\,\text{cm}^2$, indica uno scostamento medio contenuto, pur risultando più marcato rispetto a quello osservato per i parametri di pressione.

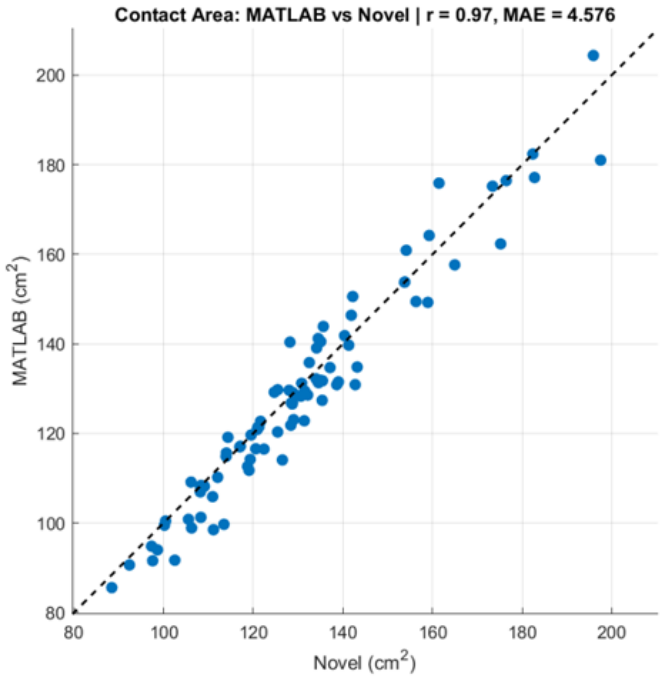


Figura A.7: Confronto tra i valori di *contact area* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel mediante coefficiente di correlazione di Pearson.

L'analisi di Bland–Altman mostra una maggiore dispersione delle differenze rispetto a quanto rilevato per la *peak pressure* e la *mean pressure*. Le differenze tra i valori calcolati in MATLAB e quelli esportati dal software Novel risultano distribuite prevalentemente intorno allo zero, sebbene sia osservabile una lieve tendenza media negativa, Figura A.8. Tale andamento suggerisce che, in alcuni casi, la procedura MATLAB possa stimare valori di *contact area* leggermente inferiori rispetto a quelli riportati dal report Novel. La maggior parte delle osservazioni ricade comunque entro i limiti di accordo, indicando che le discrepanze tra i due metodi rimangono complessivamente accettabili.

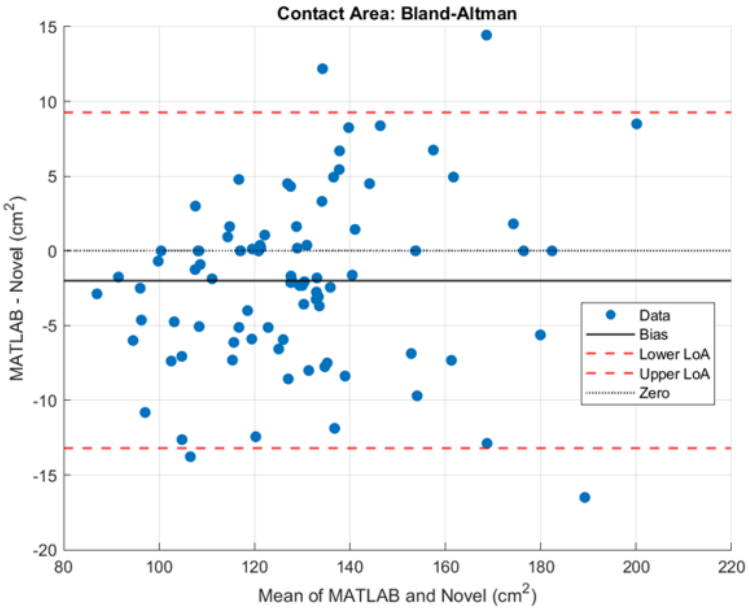


Figura A.8: Analisi di Bland–Altman per il confronto tra i valori di *contact area* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel.

Nel complesso, il confronto indica che il calcolo della *contact area* mediante MATLAB è coerente con quello esportato dal report Novel, pur presentando una variabilità leggermente superiore rispetto alle metriche pressorie. Questo risultato è plausibile, poiché l'area di contatto dipende direttamente dalla definizione della maschera plantare e dalla soglia utilizzata per identificare i sensori attivi. Di conseguenza, anche piccole differenze nella segmentazione dell'impronta possono determinare variazioni più evidenti nel valore di area rispetto al calcolo dei parametri pressori. Nonostante ciò, l'elevata correlazione e la distribuzione delle differenze entro limiti accettabili supportano l'affidabilità della procedura implementata per le successive analisi quantitative.

A.1.5 Valutazione della corrispondenza per la Contact time

Per il parametro di *contact time*, il confronto tra i valori calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel ha evidenziato una concordanza complessivamente molto elevata tra le due procedure. Lo scatter plot mostra infatti una distribuzione dei punti in prossimità della linea di identità ($y = x$), indicando che il tempo di contatto stimato mediante la procedura MATLAB riproduce in modo coerente i valori forniti dal software della pedana.

Tale risultato è confermato dal coefficiente di correlazione di Pearson, pari a $r = 0{,}99$, Figura A.9, che indica una forte associazione lineare tra i due metodi. Anche l'errore medio assoluto, pari a $MAE = 3{,}980$ ms, risulta contenuto rispetto all'intervallo dei tempi di contatto osservati, suggerendo una buona accuratezza della procedura implementata nella riproduzione del parametro esportato dal report Novel.

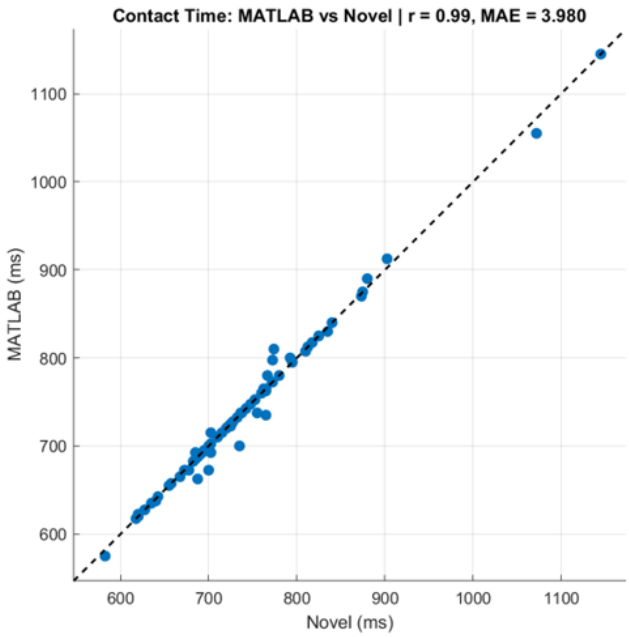


Figura A.9: Confronto tra i valori di *contact time* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel mediante coefficiente di correlazione di Pearson.

L'analisi di Bland–Altman conferma ulteriormente tale concordanza, mostrando differenze distribuite prevalentemente intorno allo zero. Questo andamento suggerisce l'assenza di una tendenza sistematica rilevante alla sovrastima o alla sottostima del *contact time* da parte della procedura MATLAB. La maggior parte delle osservazioni ricade entro i limiti di accordo, sebbene siano presenti alcuni scostamenti isolati, sia in direzione positiva sia negativa, Figura A.10.

Tali differenze possono essere attribuite a piccole discrepanze nella definizione dell'istante di inizio e fine del contatto del piede con la pedana, oppure a differenze nelle procedure di arrotondamento temporale adottate dai due metodi.

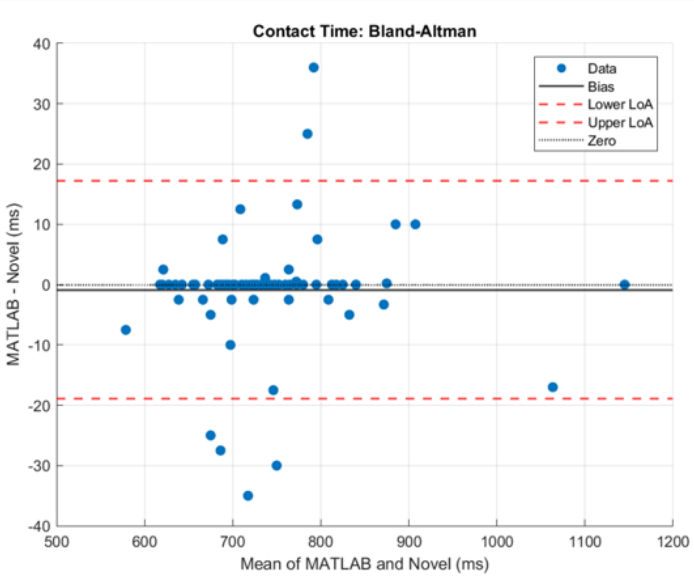


Figura A.10: Analisi di Bland–Altman per il confronto tra i valori di *contact time* calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel.

Nel complesso, i risultati mostrano che il *contact time* calcolato in MATLAB è fortemente coerente con quello esportato dal report Novel. Le differenze osservate risultano limitate e non compromettono l'affidabilità del parametro per le successive analisi quantitative.

A.1.6 Valutazione della corrispondenza per il CPEI

Per il parametro CPEI, il confronto tra i valori calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel ha evidenziato una buona concordanza complessiva tra le due procedure. Lo scatter plot mostra una distribuzione dei punti prevalentemente prossima alla linea di identità ($y = x$), indicando che il metodo implementato in MATLAB riproduce in modo coerente l'andamento dei valori forniti dal software della pedana.

Tale risultato è confermato dal coefficiente di correlazione di Pearson, pari a $r = 0{,}98$, Figura A.11, che evidenzia una forte associazione lineare tra i due metodi. Anche l'errore medio assoluto, pari a $MAE = 1{,}030\%$, risulta contenuto rispetto all'intervallo dei valori osservati, suggerendo una buona accuratezza della procedura sviluppata per il calcolo del CPEI.

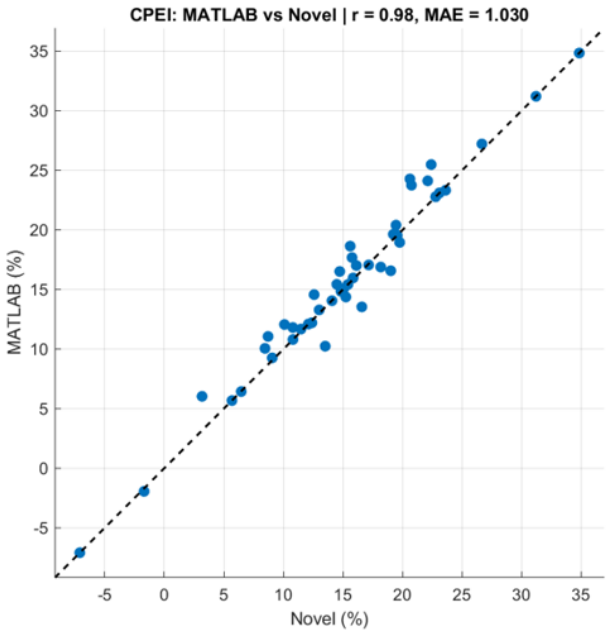


Figura A.11: Confronto tra i valori di CPEI calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel mediante coefficiente di correlazione di Pearson.

L'analisi di Bland–Altman conferma ulteriormente la concordanza tra i due metodi. Le differenze tra i valori calcolati in MATLAB e quelli esportati dal software Novel risultano distribuite prevalentemente intorno allo zero, con una lieve tendenza media positiva. Tale andamento suggerisce che, in alcuni casi, la procedura MATLAB possa restituire valori di CPEI leggermente superiori rispetto a quelli riportati dal report Novel, Figura A.12. La maggior parte delle osservazioni ricade comunque entro i limiti di accordo, evidenziando una variabilità complessivamente contenuta tra le due misure.

Non si osserva inoltre un chiaro andamento proporzionale delle differenze rispetto alla media dei valori, suggerendo che lo scostamento tra i due metodi non aumenti in modo sistematico al crescere del CPEI.

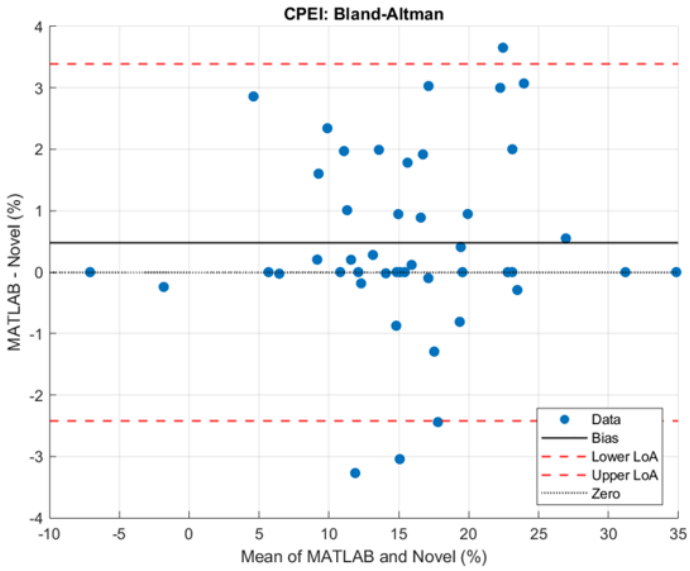


Figura A.12: Analisi di Bland–Altman per il confronto tra i valori di CPEI calcolati in MATLAB e quelli esportati dal report Novel.

Le lievi discrepanze osservate possono essere ricondotte alla natura geometrica del parametro. Il CPEI dipende infatti dalla traiettoria del centro di pressione, dalla definizione della linea di riferimento tra retropiede e avampiede, dalla larghezza del piede utilizzata per la normalizzazione e dall'individuazione del punto in cui viene misurata la deviazione laterale del CoP. Di conseguenza, anche piccole differenze nella determinazione dei riferimenti anatomici o nella ricostruzione della traiettoria possono produrre variazioni più evidenti rispetto a parametri più diretti, quali la pressione di picco o la pressione media.

Nel complesso, i risultati ottenuti indicano che il calcolo del CPEI implementato in MATLAB è coerente con quello esportato dal report Novel. L'elevata correlazione, il basso errore medio assoluto e la distribuzione delle differenze entro limiti accettabili supportano l'affidabilità della procedura sviluppata per l'estrazione di questo parametro nelle successive analisi quantitative.

Bibliografia

[1] G. Beltrami et al. «Hereditary Multiple Exostoses: clinical appearance and management». In: *Journal of Orthopaedics and Traumatology* (2016). TODO: add volume/issue/pages/DOI.

[2] Beyond Shape. *Immagine tratta dal sito web Beyond Shape*. Consultato il 10 giugno 2026. n.d. URL: INSERISCI_LINK.

[3] Bente E. Bloks et al. «Quantitative assessment of plantar pressure patterns in relation to foot deformities in people with hereditary motor and sensory neuropathies». In: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 20.65 (2023). DOI: 10.1186/s12984-023-01172-1.

[4] J. V. M. G. Bovée. «Multiple osteochondromas». In: *Orphanet Journal of Rare Diseases* 3.3 (2008). Article number 3.

[5] Claire L. Brockett e Graham J. Chapman. *Biomechanics of the ankle*. TODO: add publisher/city/year. TODO, TODO.

[6] P. R. Cavanagh, M. M. Rodgers e A. Iiboshi. «Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing». In: *TODO* (TODO). TODO: add journal/volume/pages/DOI.

[7] Peter R. Cavanagh e Mary M. Rodgers. «The arch index: A useful measure from footprints». In: *Journal of Biomechanics* 20.5 (1987), pp. 547–551.

[8] Lorenzo Chiari, Laura Rocchi e Angelo Cappello. «Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement». In: *Clinical Biomechanics* 17.9–10 (2002), pp. 666–677. DOI: 10.1016/S0268-0033(02)00107-9.

[9] A. D'Arienzo, L. Andreani, F. Sacchetti et al. «Hereditary Multiple Exostoses: Current Insights». In: *Orthopedic Research and Reviews* 11 (2019), pp. 199–211.

[10] Edward J. C. Dawe e James Davis. *Anatomy and biomechanics of the foot and ankle*. TODO: add publisher/city/year/edition. TODO, TODO.

[11] Kelsey Detels, David Shin e Harrison Wilson. «Clinical Applications of Plantar Pressure Measurement». In: *TODO* (2024). TODO: add journal/venue/volume/pages/DOI.

[12] Michelle A. Diaz et al. «Concurrent validity of an automated algorithm for computing the center of pressure excursion index (CPEI)». In: *Gait & Posture* 59 (2018), pp. 7–10. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.09.022.

[13] Lourdes M. Fernández-Segun et al. «Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot». In: *TODO* (TODO). TODO: add journal/volume/pages/DOI.

[14] Claudia Giacomozzi. «Potentialities and criticalities of plantar pressure measurements in the study of foot biomechanics: devices, methodologies and applications». In: *TODO*. TODO: specify if book chapter / proceedings, add editors/pages. TODO, TODO.

[15] Garin G. Hecht et al. «Gait Analysis in Orthopedic surgery: History, Limits and Future prospective». In: *TODO* (TODO). TODO: complete bibliographic details.

[16] H. J. Hillstrom et al. «Foot type biomechanics». In: (2012). TODO: complete title/journal/volume/pages.

[17] Howard J. Hillstrom et al. «Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot». In: *TODO* (TODO). TODO: add journal/volume/pages/DOI.

[18] Abdul Aziz Hulleck et al. «Present and future of gait assessment in clinical practice». In: *TODO* (TODO). TODO: add year/journal/volume/pages/DOI.

[19] Melvin H. Jahss e Ronald Olives. «The foot and ankle in multiple hereditary exostoses». In: *Foot & Ankle* 1.3 (1980), pp. 128–142. DOI: 10.1177/107110078000100302.

[20] M. J. McCrory et al. «Arch index as a predictor of arch height». In: *TODO* (TODO). TODO: add journal/volume/pages/DOI.

[21] Karel Medek et al. «Hereditary Multiple Exostoses: Clinical, Molecular and Radiologic Survey in 9 Families». In: *Prague Medical Report* 118.2–3 (2017), pp. 87–94. DOI: 10.14712/23362936.2017.8.

[22] H. B. Menz et al. «Visual categorisation of the Arch Index: a simplified measure of foot posture in older people». In: (2012). TODO: add journal/volume/issue/pages/DOI.

[23] M. D. Murphey et al. «Imaging of osteochondroma: variants and complications with radiologic-pathologic correlation». In: *Radiographics* 20.5 (2000), pp. 1407–1434.

[24] Thomas E. Nichols e Andrew P. Holmes. «Nonparametric permutation tests for functional neuroimaging: A primer with examples». In: *Human Brain Mapping* 15.1 (2002), pp. 1–25. DOI: 10.1002/hbm.1058.

[25] Novel GmbH. *emed: Pressure distribution under the foot*. https://www.novel.de/products/emed/. Accessed: 2026-05-27. 2026.

[26] M. Pacifici. «Hereditary multiple exostoses: pathogenesis and potential treatments». In: *Current Osteoporosis Reports* (2017). TODO: add volume/issue/pages/DOI.

[27] Ji Su Park e Choong Hyun Kim. «Ground-Reaction-Force-Based Gait Analysis and Its Application to Gait Disorder Assessment: New Indices for Quantifying Walking Behavior». In: *TODO* (TODO). TODO: add year/journal/volume/pages/DOI.

[28] Todd C. Pataky. «Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping». In: *Journal of Biomechanics* 43.10 (2010), pp. 1976–1982.

[29] Todd C. Pataky. «One-dimensional statistical parametric mapping in Python». In: *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15.3 (2012), pp. 295–301.

[30] Walter Pirker e Regina Katzenschlager. «Gait disorders in adults and the elderly». In: *TODO* (TODO). TODO: add journal/volume/pages/DOI.

[31] A. B. Putti et al. «Normal pressure values and repeatability of the Emedő ST4 system». In: *TODO* (TODO). TODO: add journal/volume/pages/-DOI.

[32] A. H. A. Razak et al. «Foot plantar pressure measurement system». In: *TODO* (2012). TODO: add journal/volume/pages/DOI.

[33] M. M. Rodgers. «Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking». In: *Journal of Biomechanics* (1988). TODO: add volume/issue/pages/DOI.

[34] spm1d documentation. *Analysis of 2D data (MATLAB)*. `https://spm1d.org/doc/Stats2D/ex2d_matlab.html`. Accessed: 2026-05-27. 2026.

[35] K. Tepelenis, G. Papathanakos, A. Kitsouli et al. «Osteochondromas: An Updated Review of Epidemiology, Pathogenesis, Clinical Presentation, Radiological Features and Treatment Options». In: *In Vivo* 35 (2021), pp. 681–691.

[36] Renata Woniacka et al. «The association between high-arched feet, plantar pressure distribution and body posture in young women». In: *Scientific Reports* 9.1 (2019), p. 17187. DOI: `10.1038/s41598-019-53459-w`.