



**Politecnico
di Torino**

Politecnico di Torino

Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

A.a. 2024/2025

Sessione di Laurea Luglio 2025

**Valutazione pre-operatoria dell'arto inferiore
in una popolazione affetta da alluce valgo:
analisi clinica, cinematica ed elettromiografica**

Relatore:

Prof. Mesin Luca

Correlatori:

Ing. Caravaggi Paolo
Ing. Rogati Giulia

Candidata:

Turci Giulia

Abstract

L'alluce valgo è una deformità del piede caratterizzata da una deviazione laterale della falange prossimale dell'alluce e mediale della testa del primo metatarso. Questa condizione provoca dolore ed altera la dinamica del contatto piede-suolo durante il cammino, compromettendo la stabilità, la mobilità e l'efficienza del passo. Questo lavoro di tesi, svolto presso il Laboratorio di Analisi del Movimento e Valutazione Funzionale Protesi dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna, si è focalizzato sulla caratterizzazione clinica e funzionale della patologia in una popolazione con alluce valgo in attesa dell'intervento chirurgico. I parametri spazio-temporali, le traiettorie articolari del piede e dell'arto inferiore ed i parametri elettromiografici durante il cammino sono stati confrontati con i relativi dati di controllo di una popolazione sana.

Per lo scopo dello studio, approvato dal Comitato Etico Metropolitano, è stata reclutata presso il Laboratorio di Analisi del Movimento una popolazione di pazienti con alluce valgo monolaterale ($n=13$) e bilaterale ($n=8$). Nei pazienti con patologia bilaterale si considera esclusivamente il lato più gravemente affetto dalla deformità. L'analisi clinica ha compreso la valutazione di escursioni articolari passive e la compilazione di questionari (MOxFQ) e scale (AOFAS e VAS). Il cammino dei partecipanti è stato analizzato mediante due pedane di forza e un sistema stereo-fotogrammetrico a 8 telecamere per la valutazione cinematica delle articolazioni dell'arto inferiore e del piede. L'attività muscolare è stata esaminata tramite elettromiografia di superficie (sEMG), considerando l'attivazione (involuppo e indici di ampiezza), lo stato del muscolo (indici di frequenza) e la coordinazione (cross-correlazione). L'analisi sEMG è stata effettuata su quattro muscoli dell'arto inferiore: tibiale anteriore (TA), gastrocnemio mediale (GASTMH), flessore lungo dell'alluce (FHL) e peroneo lungo (PL). L'effetto dell'alluce valgo sui parametri biomeccanici è stato valutato tramite confronto con i dati biomeccanici di un gruppo di controllo sano ($n=27$). Le differenze nei parametri cinematici e sEMG tra il lato da operare ed il controlaterale sono state valutate con il test appaiato non parametrico di Wilcoxon, mentre il confronto con i dati di controllo dei soggetti sani è avvenuto tramite il test di Mann-Whitney U e lo Statistical Parametric Mapping (SPM1D).

L'analisi dei parametri spazio-temporali ha evidenziato una significativa riduzione della mediana della lunghezza del passo, sia in valore assoluto sia normalizzato (%height), nel lato da operare (76.6 (72.3 81.0)) rispetto al gruppo di controllo (80.1 (80.0 80.3); $p = 0.03$). Nel lato controlaterale, invece, si osserva una differenza significativa solo nella lunghezza del passo assoluta. L'analisi delle traiettorie articolari nel lato da operare ha mostrato differenze significative rispetto al controllo, principalmente nei piani trasverso e frontale. Questo conferma che, anche dinamicamente, la deviazione laterale del primo metatarso altera la cinematica dell'avampiede e compromette la stabilità laterale e la mobilità rotazionale del piede. Deviazioni dalla normalità sono state evidenziate anche nel piede controlaterale, suggerendo un parziale coinvolgimento funzionale. L'analisi sEMG ha mostrato alterazioni nell'attivazione muscolare nel lato da operare rispetto al controlaterale, con una ridotta ampiezza dell'involuppo del TA, indicativa di una possibile compromissione del reclutamento neuromuscolare legata alla deformità. Il confronto con il gruppo di controllo ha infine evidenziato differenze statisticamente significative per TA e GASTMH in entrambi i lati, indicando un'alterazione generalizzata del controllo muscolare.

Da questo studio è emerso che l'alluce valgo è una patologia tendenzialmente bilaterale, che non interessa esclusivamente il primo raggio, ma coinvolge l'intero complesso piede-caviglia, alterando la biomeccanica del cammino. I risultati ottenuti forniscono un utile riferimento pre-operatorio per valutare strumentalmente l'entità dell'alterazione funzionale, e l'efficacia dell'intervento chirurgico di correzione della deformità e delle strategie funzionali e motorie nel post-operatorio.

Indice

Elenco delle figure	4
Elenco delle tabelle	11
Elenco degli acronimi	12
1 Introduzione	14
1.1 Anatomia e biomeccanica del piede e della caviglia	14
1.1.1 Assi e piani anatomici	14
1.1.2 Struttura ossea	15
1.1.2.1 Ossa tarsali	16
1.1.2.2 Ossa metatarsali	17
1.1.2.3 Falangi	18
1.1.2.4 Ossa sesamoidi	18
1.1.2.5 Ossa della gamba distale	19
1.1.3 Articolazioni	20
1.1.3.1 Articolazioni delle ossa tarsali	21
1.1.3.2 Articolazioni delle ossa metatarsali	21
1.1.3.3 Primo raggio	22
1.1.3.4 Articolazioni delle falangi	22
1.1.3.5 Movimenti e angoli articolari	23
1.1.4 Legamenti	24
1.1.5 Tendini	26
1.1.6 Muscoli	28
1.1.6.1 Muscoli estrinseci	28
1.1.6.2 Muscoli intrinseci	31
1.1.7 Archi ed aponeurosi plantare	34
1.2 Analisi del cammino	36
1.2.1 Cinematica	36
1.2.1.1 Biomeccanica del piede sano	36
1.2.1.2 <i>Gait cycle</i>	38
1.2.1.3 Movimenti articolari durante il ciclo del cammino	39
1.2.1.4 Parametri spazio-temporali	40
1.2.2 Modelli cinematici basati su <i>marker</i> passivi	42
1.2.2.1 IOR gait	42
1.2.2.2 Rizzoli Foot Model	43
1.2.3 Elettromiografia di superficie	45
1.2.3.1 Controllo motorio	45
1.2.3.2 Generazione di un MUAP	46
1.2.3.3 Indicatori utili	47
1.2.3.4 Funzione muscolare	48
1.3 Alluce valgo	54

1.3.1	Classificazione	54
1.3.2	Epidemiologia	55
1.3.3	Eziologia e patogenesi	56
1.3.4	Alterazioni biomeccaniche in presenza dell'alluce valgo	57
1.3.5	Trattamenti	59
1.3.5.1	Trattamento conservativo	59
1.3.5.2	Chirurgia dell'alluce valgo	59
1.3.5.3	Adattamento funzionale dell'osso	62
1.4	Obiettivo della tesi	63
2	Materiali e metodi	64
2.1	Protocollo sperimentale	64
2.1.1	Popolazione	64
2.1.2	Strumentazione	65
2.1.3	Calibrazione degli strumenti	66
2.1.4	Valutazione clinica e strumentale	67
2.1.5	Acquisizione dei dati biomeccanici	68
2.2	Elaborazione dei dati	68
2.2.1	Processing dei segnali elettromiografici	69
2.2.2	Analisi dei campioni e statistica	71
3	Risultati	74
3.1	Valutazione clinica e posturale del piede in statica	74
3.2	Valutazione funzionale dei pazienti con alluce valgo monolaterale	75
3.2.1	Parametri spazio-temporali	75
3.2.2	Cinematica articolare dell'arto inferiore	76
3.2.3	sEMG	89
3.3	Valutazione funzionale della popolazione completa con alluce valgo mono- e bilaterale	94
3.3.1	Parametri spazio-temporali	94
3.3.2	Cinematica articolare dell'arto inferiore	96
3.3.3	sEMG	121
3.3.3.1	Attivazioni muscolari e coordinazione durante il ciclo del cammino	126
4	Discussione	129
4.1	Implicazioni biomeccaniche della postura del piede in statica	129
4.2	Interpretazione delle alterazioni funzionali nei pazienti con alluce valgo monolaterale	130
4.2.1	Parametri spazio-temporali	130
4.2.2	Cinematica articolare dell'arto inferiore	130
4.2.3	sEMG	131
4.3	Implicazioni biomeccaniche della valutazione funzionale nei pazienti con alluce valgo mono- e bilaterale	132
4.3.1	Parametri spazio-temporali	132
4.3.2	Cinematica articolare dell'arto inferiore	133
4.3.3	sEMG	134
4.3.3.1	Interpretazione delle attivazioni muscolari e coordinazione durante il ciclo del cammino	135
4.4	Limiti dello studio	136
4.5	Conclusioni	137
	Bibliografia	138

Elenco delle figure

1.1	Piani e assi anatomici (Alazrai et al., 2015).	15
1.2	Superficie dorsale e plantare del piede destro (Gray, 1988).	16
1.3	Superficie anteriore e superiore del piede destro (Gray, 1988).	20
1.4	Articolazioni del complesso piede-caviglia.	23
1.5	Legamenti del piede (Jahss, 1991).	26
1.6	Vista mediale e laterale della caviglia (Jerome, 2024).	27
1.7	Muscoli della gamba inferiore (Gray, 1988).	31
1.8	Primi 3 stati dei muscoli intrinseci plantari del piede (Gray, 1988).	33
1.9	Muscoli interossei dorsali e plantari - 4° strato (Gray, 1988).	33
1.10	Muscoli intrinseci dorsali del piede (Jerome, 2024).	34
1.11	Archi plantari del piede.	35
1.12	Rappresentazione dei movimenti del piede: (A) dorsiflessione, (B) plantar-flessione, (C) adduzione, (D) abduzione, (E) inversione, (F) eversione (Hoppenfeld, 2014).	37
1.13	Fasi del ciclo del cammino: (1) Contatto iniziale, (2) Risposta al carico, (3) Appoggio intermedio, (4) Appoggio terminale, (5) Preoscillazione, (6) Oscillazione iniziale, (7) Oscillazione intermedia, (8) Oscillazione terminale (Kharb et al., 2011).	39
1.14	Parametri spaziali (Voller, 2022).	41
1.15	Protocollo IOR gait. Diagramma che mostra la posizione dei punti di riferimento anatomici (cerchi neri), dei <i>marker</i> riflettenti (cerchi grigi) e l'orientamento dei sistemi di riferimento anatomici per i segmenti del bacino, coscia, gamba e piede. Il puntatore indica la posizione dei 3 <i>marker</i> di calibrazione (ME, MM, SM), che vengono rimossi dopo l'acquisizione statica (Leardini, Sawacha, et al., 2007).	43
1.16	Rizzoli Foot Model: A sinistra, il diagramma del piede con i segmenti rigidi assunti, i punti di riferimento anatomici e i sistemi di riferimento rappresentati. Sono mostrati i piani trasversali (triangoli tratteggiati) e gli assi X e Z (freccie solide) su questi piani, con gli assi Y corrispondenti orientati prossimalmente. A destra, lo schema per il calcolo degli angoli planari (freccie tratteggiate) nei piani trasversale (A) e sagittale (B). Gli angoli planari sono rappresentati tra le direzioni dei segmenti lineari dell'alluce e dei metatarsali (freccie tratteggiate) (Leardini, Benedetti, et al., 2007).	44
1.17	Flow del controllo motorio.	46
1.18	Prelievo di un MUAP.	47
1.19	Attivazioni muscolari durante il ciclo del passo (Root et al., 1977).	53
1.20	La deformità dell'alluce valgo è caratterizzata dall'angolo (A) di alluce valgo (HVA) e dal primo angolo (B) intermetatarsale (IMA) (Glasoe et al., 2010).	55
1.21	A sinistra, IMA (1) e HVA (2) e, a destra, DMAA (Latash, 2012).	55
1.22	Pattern di contatto piede/suolo (Benedetti, 2005).	58
1.23	Protezione per borsite (Hecht & Lin, 2014).	59

1.24	Come viene eseguita l'osteotomia percutanea secondo Chevron (Brogan et al., 2016).	61
1.25	A sinistra, le radiografie del piede destro di un paziente pre-operatorio e, a destra, dopo 1 anno dall'operazione (Dragosloveanu et al., 2022).	61
1.26	Radiografie del piede sinistro di un paziente prima della correzione chirurgica SERI dell'alluce valgo (a) e 1 anno dopo l'intervento (b) (Almalki et al., 2019).	62
1.27	Radiografie del piede destro di una donna di 44 anni con alluce valgo moderato prima dell'operazione (A) e post-operatoria, che mostra l'osteotomia e la correzione mantenuta dal filo di Kirschner (B). Aspetto radiografico al <i>follow-up</i> di 7 anni che mostra la correzione della deformità con completa guarigione e rimodellamento dell'osso metatarsale (C) (Giannini et al., 2013).	62
2.1	A sinistra, il Laboratorio di <i>gait analysis</i> con sistema stereofotogrammetrico e, a destra, una telecamera del sistema Vicon.	66
2.2	A sinistra, gli elettrodi di superficie Mini Wave e, a destra, i Mini Wave Fine della Cometa.	66
2.3	Posizionamento dei <i>marker</i> e degli elettrodi di superficie.	68
3.1	<i>Box plots</i> dei parametri spazio-temporali per il lato da operare e quello controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.	75
3.2	Profili temporali medi degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio, con bande di deviazione standard, nel lato da operare e in quello controlaterale durante il ciclo del cammino sui tre piani di movimento. La linea verticale tratteggiata rappresenta l'istante medio di passaggio dalla fase di <i>stance</i> a quella di <i>swing</i> , con relativa banda di deviazione standard.	76
3.3	<i>Box plot</i> dei ROM degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.	77
3.4	<i>Box plot</i> dei valori massimi degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.	78
3.5	<i>Box plot</i> dei valori minimi degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.	79
3.6	<i>Box plot</i> dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano sagittale, per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.	80
3.7	<i>Box plot</i> dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano frontale, per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.	80
3.8	<i>Box plot</i> dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano trasverso, per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.	81
3.9	<i>Box plot</i> dei valori medi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.	81
3.10	Profili temporali degli angoli articolari del piede, con bande di deviazione standard, nel lato da operare durante il ciclo del cammino sui tre piani di movimento. Le bande verticali in grigio chiaro rappresentano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i>	82

3.11	Profili temporali degli angoli articolari del piede, con bande di deviazione standard, nel controlaterale durante il ciclo del cammino sui tre piani di movimento. Le bande verticali in grigio chiaro rappresentano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i>	83
3.12	Profili temporali degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, con bande di deviazione standard, nel lato da operare e nel controlaterale durante il ciclo del cammino sul piano sagittale. Le bande verticali in grigio chiaro rappresentano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i>	84
3.13	<i>Box plot</i> dei ROM degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.	85
3.14	<i>Box plot</i> dei valori massimi degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.	86
3.15	<i>Box plot</i> dei valori minimi degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.	87
3.16	<i>Box plot</i> dei ROM degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon. . . .	88
3.17	<i>Box plot</i> dei valori massimi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.	88
3.18	<i>Box plot</i> dei valori minimi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.	89
3.19	Segnali sEMG grezzi dei muscoli analizzati in un paziente esemplificativo per il lato da operare e quello controlaterale durante il ciclo del cammino. Le bande verticali in grigio chiaro rappresentano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i>	90
3.20	Involuppi medi sEMG, con bande di deviazione standard, dei muscoli analizzati per il lato da operare e quello controlaterale di tutti i pazienti con deformità di alluce valgo monolaterale durante il ciclo del cammino. Le bande verticali in grigio chiaro rappresentano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i>	91
3.21	<i>Box plot</i> dell'ampiezza media degli involuppi sEMG durante l'intervallo di attivazione di ciascun muscolo per il lato da operare e quello controlaterale, con analisi statistica delle differenze eseguita tramite il test di Wilcoxon. . . .	94
3.22	<i>Box plot</i> dei parametri spazio-temporali per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	95
3.23	<i>Box plot</i> dei parametri spazio-temporali per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	95
3.24	Correlazione tra la velocità del cammino normalizzata e il dolore percepito, valutato mediante scala VAS ($r = -0.04$; $p = 0.8$).	96
3.25	Profili temporali degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio, con bande di deviazione standard, nel lato da operare, nel controlaterale e nel gruppo di controllo durante il ciclo del cammino sul piano sagittale. Le bande verticali rappresentano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i>	96

3.26	Profili temporali degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio, con bande di deviazione standard, nel lato da operare, nel controlaterale e nel gruppo di controllo durante il ciclo del cammino sul piano frontale. Le bande verticali rappresentano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i>	97
3.27	Profili temporali degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio, con bande di deviazione standard, nel lato da operare, nel controlaterale e nel gruppo di controllo durante il ciclo del cammino sul piano trasverso. Le bande verticali rappresentano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i>	97
3.28	<i>Box plot</i> dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano sagittale, per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	98
3.29	<i>Box plot</i> dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano frontale, per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	98
3.30	<i>Box plot</i> dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano trasverso, per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	99
3.31	<i>Box plot</i> dei valori medi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	99
3.32	<i>Box plot</i> dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano sagittale, per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	100
3.33	<i>Box plot</i> dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano frontale, per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	100
3.34	<i>Box plot</i> dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano trasverso, per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	101
3.35	<i>Box plot</i> dei valori medi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	101
3.36	In alto sono riportati i profili temporali dell'angolo articolare F2P, con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sul piano sagittale (a sinistra) e sul piano trasverso (a destra). Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i> . Al centro è mostrato il risultato del test SPM1D tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).	103
3.37	In alto sono riportati i profili temporali dell'angolo articolare CMe, con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sui 3 piani di movimento. Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i> . Al centro è mostrato il risultato del test SPM1D tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).	104

3.38	In alto sono riportati i profili temporali dell'angolo articolare CMi, con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sui 3 piani di movimento. Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i> . Al centro è mostrato il risultato del test SPM1D tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).	105
3.39	In alto sono riportati i profili temporali dell'angolo articolare MiMe, con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sui 3 piani di movimento. Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i> . Al centro è mostrato il risultato del test SPM1D tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).	106
3.40	In alto sono riportati i profili temporali dell'angolo articolare SC, con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sui 3 piani di movimento. Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i> . Al centro è mostrato il risultato del test SPM1D tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).	107
3.41	In alto sono riportati i profili temporali dell'angolo articolare A, con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sui 3 piani di movimento. Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i> . Al centro è mostrato il risultato del test SPM1D tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).	108
3.42	In alto sono riportati i profili temporali degli angoli articolari S2F e S2V, con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sul piano trasverso. Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i> . Al centro è mostrato il risultato del test SPM1D tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).	109
3.43	In alto sono riportati i profili temporali degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto (F2G, S2G e V2G), con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sul piano sagittale. Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i> . Al centro è mostrato il risultato del test SPM1D tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).	110
3.44	<i>Box plot</i> dei ROM degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	112
3.45	<i>Box plot</i> dei valori massimi degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	113
3.46	<i>Box plot</i> dei valori minimi degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	114

3.47	<i>Box plot</i> dei ROM degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	115
3.48	<i>Box plot</i> dei valori massimi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	115
3.49	<i>Box plot</i> dei valori minimi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	116
3.50	<i>Box plot</i> dei ROM degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	117
3.51	<i>Box plot</i> dei valori massimi degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	118
3.52	<i>Box plot</i> dei valori minimi degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	119
3.53	<i>Box plot</i> dei ROM degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	120
3.54	<i>Box plot</i> dei valori massimi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	120
3.55	<i>Box plot</i> dei valori minimi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.	121
3.56	In alto, gli involucri medi sEMG del muscolo TA per il lato da operare, il controlaterale e il gruppo di controllo durante il ciclo del cammino. Le bande verticali rappresentano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i> . Al centro, il test statistico SPM1D tra il lato da operare e i controlli sani; in basso, il test statistico SPM1D tra il controlaterale e i controlli sani.	122
3.57	In alto, gli involucri medi sEMG del muscolo GASTMH per il lato da operare, il controlaterale e il gruppo di controllo durante il ciclo del cammino. Le bande verticali rappresentano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i> . Al centro, il test statistico SPM1D tra il lato da operare e i controlli sani; in basso, il test statistico SPM1D tra il controlaterale e i controlli sani.	123
3.58	<i>Box plot</i> dell'ampiezza degli involucri medi sEMG durante l'intervallo di attivazione di ciascun muscolo per il lato da operare, quello controlaterale e il gruppo di controllo sano, con analisi statistica delle differenze eseguita tramite il test di Mann-Whitney U.	125

3.59	Involuppi medi del segnale sEMG dei muscoli FHL e PL, relativi al lato da operare e a quello controlaterale, confrontati con il gruppo di controllo durante il ciclo del cammino. Le bande di deviazione standard sono riportate solo per i pazienti affetti da alluce valgo. I dati del gruppo di controllo sono tratti dai seguenti articoli: Péter et al. (2017) e Reeves et al. (2019). Allo stesso modo, le bande verticali che rappresentano la separazione tra la fase di <i>stance</i> e quella di <i>swing</i> , sono riportate solo per i soggetti patologici.	126
3.60	Intervalli di attivazione muscolare dei muscoli TA e GASTMH nel lato da operare, quello controlaterale e nel gruppo di controllo durante il ciclo del cammino. Per i muscoli FHL e PL sono riportate le attivazioni del lato da operare e del controlaterale, mentre le attivazioni dei controlli sani sono state prese dalla letteratura (Root et al., 1977).	127

Elenco delle tabelle

2.1	Dati demografici e antropometrici dei pazienti con alluce valgo. Nella colonna "Lato da operare": dx=destra, sx=sinistra e bil=bilaterale.	65
3.1	Media ($\pm SD$) dell'angolo di valgismo di alluce e calcagno e di flessione-estensione delle articolazioni MTF e TT per il lato da operare, il controlaterale e i range di normalità presi dalla letteratura (Iliou et al., 2016)(Hoppenfeld, 2014). . .	74
3.2	Media ($\pm SD$) delle scale di valutazione funzionale e del dolore nei pazienti affetti da alluce valgo.	75
3.3	Media ($\pm SD$) dei picchi di ampiezza e dei corrispondenti istanti temporali per i muscoli analizzati nel lato da operare e in quello controlaterale.	92
3.4	Media ($\pm SD$) degli indicatori di ampiezza e spettrali per i muscoli analizzati nel lato da operare e in quello controlaterale.	93
3.5	Media ($\pm SD$) dei picchi di ampiezza e dei corrispondenti istanti temporali per i muscoli TA e GASTMH nel lato da operare e nel gruppo di controllo. I valori del controlaterale coincidono con quelli riportati in Tabella 3.3. . . .	124
3.6	Media ($\pm SD$) degli indicatori di ampiezza e spettrali per i muscoli TA e GASTMH nel lato da operare e nel gruppo di controllo. I valori del controlaterale coincidono con quelli riportati in Tabella 3.4.	124
3.7	Media ($\pm SD$) della massima cross-correlazione e del massimo ritardo tra le coppie di muscoli per il lato da operare, quello controlaterale e il gruppo di controllo.	128

Elenco degli acronimi

Muscoli:

TA Tibiale Anteriore

GASTMH Gastrocnemio Mediale

FHL Flessore Lungo dell'Alluce

PL Peroneo Lungo

sEMG Elettromiografia di superficie

SNC Sistema Nervoso Centrale

MUAP Motor Unit Action Potential

IZ Innervation Zone

CV Conduction Velocity

PSD Power Spectral Density

Indicatori elettromiografici:

ARV Average Rectified Value

RMS Root Mean Square

MNF Mean Frequency

MDF Median Frequency

Angoli rilevanti per la patologia:

HVA Hallux Valgus Angle

IMA Intermetatarsal Angle

MPV Metatarsus Primus Varus

DMAA Distal Metatarsal Articular Angle

WBCT Weight-Bearing Computed Tomography

SERI Simple, Effective, Rapid, Inexpensive

BMI Body Mass Index

SD Standard Deviation

LED Light Emitting Diodes

CMRR Common Mode Rejection Ratio

ROM Range Of Motion

Questionari clinici:

MOxFQ Manchester Oxford Foot Questionnaire

AOFAS American Orthopaedic Foot & Ankle Society

VAS Visual Analogue Scale

STFT Short-Time Fourier Transform

TFR Time-Frequency Representation

MSE Mean Square Error

NMSE Normalized Mean Square Error

SPM1D Statistical Parametric Mapping 1D

MTF Metatarsofalangea

TT Tibio-Tarsica

Angoli articolari:

F2P Angolo tra l'alluce e il primo metatarso

S2F Angolo tra il primo e il secondo metatarso

CMe Angolo tra l'avampiede e il calcagno

CMi Angolo tra il mesopiede e il calcagno

MiMe Angolo tra l'avampiede e il mesopiede

SC Angolo tra il calcagno e la tibia

A Angolo tra il piede e la tibia

S2V Angolo tra il quinto e il secondo metatarso

F2G Angolo tra il primo metatarso e il sistema di riferimento assoluto

S2G Angolo tra il secondo metatarso e il sistema di riferimento assoluto

V2G Angolo tra il quinto metatarso e il sistema di riferimento assoluto

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Anatomia e biomeccanica del piede e della caviglia

Il piede è una delle strutture anatomiche più complesse e sofisticate del corpo umano. Oltre a svolgere il compito fondamentale di trasmettere le forze tra l'arto inferiore e il terreno, supporta costantemente il peso del corpo, adattandosi alle esigenze di stabilità e di movimento. Grazie alla sua struttura scheletrica, ai numerosi muscoli, legamenti e tendini, il piede può adattarsi a superfici irregolari e, allo stesso tempo, trasformarsi in una leva rigida per sostenere la propulsione durante il passo (Dawe & Davis, 2011).

1.1.1 Assi e piani anatomici

I piani e gli assi anatomici, raffigurati in Figura 1.1, sono concetti essenziali per descrivere il movimento e la posizione delle diverse parti del corpo nello spazio. I piani anatomici sono suddivisioni immaginarie che attraversano il corpo, consentendo una descrizione oggettiva e precisa della posizione dei segmenti anatomici e dei movimenti articolari. I tre piani anatomici del piede ortogonali tra di loro sono: il piano sagittale, frontale e trasverso.

Il piano sagittale o anteroposteriore è un piano verticale che divide il corpo in due metà, destra e sinistra. I movimenti, che avvengono su questo piano sono quelli di flessione ed estensione. Il piano coronale o frontale è un piano verticale e divide il corpo in una sezione anteriore ed una posteriore passando per il centro di massa. I movimenti che avvengono su questo piano sono quelli di inversione, cioè di sollevamento del bordo mediale del piede verso l'interno ed eversione, ovvero di sollevamento del bordo laterale del piede verso l'esterno. Il piano trasverso o assiale è un piano orizzontale che divide il corpo in una parte superiore e una inferiore. I movimenti associati a questo piano sono l'abduzione e l'adduzione, cioè l'allontanamento o l'avvicinamento di un arto rispetto alla linea mediana del corpo.

Gli assi anatomici fungono da riferimento per descrivere i movimenti rotatori intorno ad un piano. L'asse sagittale o anteroposteriore corre orizzontalmente, è perpendicolare al piano coronale ed attorno a esso avvengono i movimenti di abduzione e adduzione. L'asse trasversale o frontale è perpendicolare al piano sagittale. I movimenti di flessione ed estensione si sviluppano intorno a questo asse. L'asse longitudinale o polare è perpendicolare al piano trasverso. I movimenti di rotazione interna ed esterna avvengono attorno a questo asse e sono visibili sul piano trasverso.

Questa suddivisione in piani e assi è cruciale per comprendere movimenti articolari complessi, come quelli che coinvolgono la caviglia e il piede. Diversamente dalle altre articolazioni, i movimenti attorno all'asse sagittale nel piede sono quelli di inversione/eversione, quelli attorno all'asse longitudinale sono di abduzione/adduzione e quelli attorno all'asse trasverso sono di flessione/estensione.

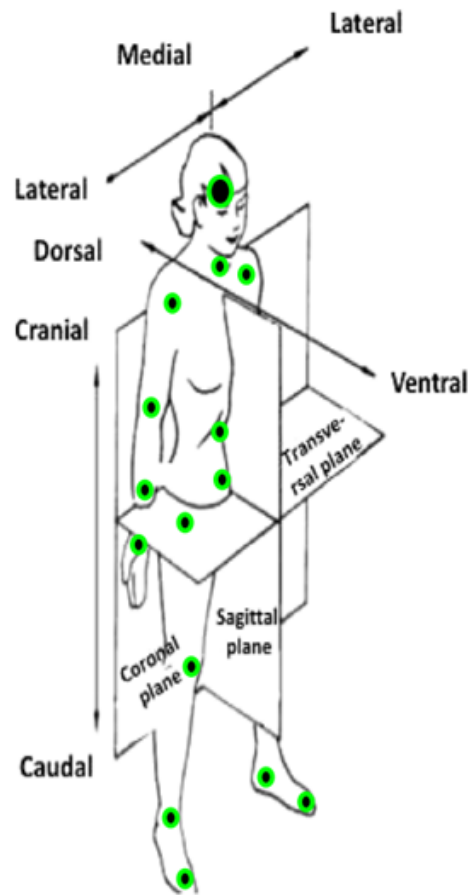


Figura 1.1: Piani e assi anatomici (Alazrai et al., 2015).

1.1.2 Struttura ossea

Il piede è una struttura anatomica complessa, composta da 26 ossa che hanno la funzione di sostenere il peso corporeo, mantenere l'equilibrio e consentire la locomozione. Gli elementi ossei del piede, mostrati in Figura 1.2, possono essere suddivisi in tre gruppi principali: le ossa tarsali, le ossa metatarsali e le falangi. A questi si aggiungono le ossa sesamoidi e le ossa della gamba inferiore, tibia e perone, che partecipano anch'esse all'articolazione del piede.

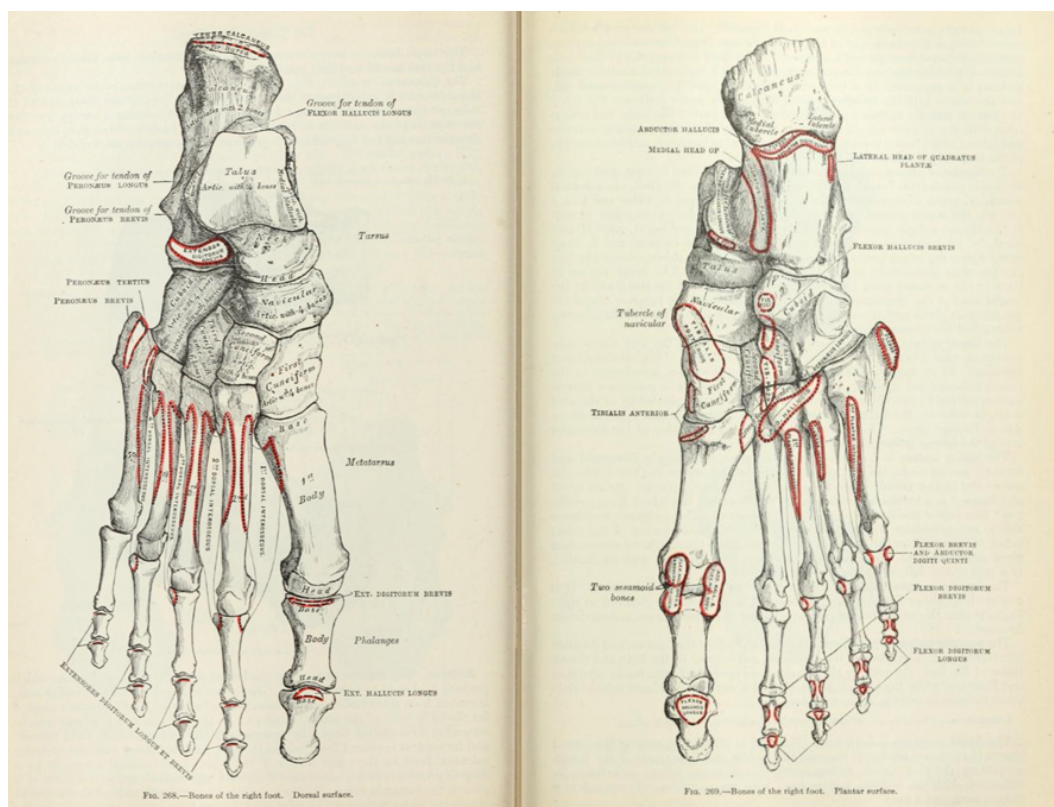


Figura 1.2: Superficie dorsale e plantare del piede destro (Gray, 1988).

1.1.2.1 Ossa tarsali

Le ossa tarsali, o del gruppo tarsale, si trovano appena sotto l'articolazione della caviglia e sono costituite da sette elementi ossei di forma irregolare: il talo, il calcagno, il navicolare, il cuboide e i tre cuneiformi (laterale, intermedio e mediale).

Il talo, o astragalo, è il secondo osso tarsale più grande dopo il calcagno e si trova al centro e nella parte superiore del tarso. Supporta la tibia e si articola con i malleoli e il calcagno, svolgendo un ruolo chiave nella trasmissione del peso corporeo. È unico perché non presenta attacchi muscolari, rendendolo più vulnerabile in caso di trauma. La superficie superiore presenta una faccetta trocleare liscia per l'articolazione con la tibia, più ampia anteriormente, e una superficie ruvida sul collo per i legamenti. Inferiormente, due faccette articolari, separate da un solco, si connettono con il calcagno formando un canale per il legamento calcaneoastragalico interosseo. Le superfici laterali del talo ospitano faccette articolari per i malleoli e depressioni per i legamenti laterali interni ed esterni. Anteriormente, si articola con il navicolare, mentre posteriormente presenta un solco per il tendine del flessore lungo dell'alluce e due tubercoli, di cui uno prominente per il legamento laterale esterno.

Il calcagno, o os calcis, è la più grande e robusta delle ossa del tarso, caratterizzato da una forma irregolarmente cuboidale con un asse longitudinale orientato in avanti e verso l'esterno. Si trova nella parte inferiore e posteriore del piede, dove svolge il ruolo cruciale di trasmettere il peso corporeo al suolo e di fungere da leva per i muscoli del polpaccio. La sua struttura contiene una notevole quantità di osso spugnoso, il che lo rende suscettibile a fratture da compressione che possono compromettere l'arco plantare. La superficie superiore forma il tallone ed è convessa lateralmente e concava anteriormente, con faccette articolari separate da una scanalatura obliqua per il talo. La faccetta esterna è oblunga e convessa, mentre quella interna è concava e può essere suddivisa. La superficie inferiore è ruvida e

presenta tubercoli per l'attacco di muscoli e legamenti, tra cui il flessore del quinto dito e i muscoli del tallone. La superficie esterna, ampia e piatta, ospita un tubercolo centrale per l'attacco del legamento laterale esterno e dei tendini dei muscoli peronei. Internamente, una superficie profondamente concava trasmette vasi e nervi della pianta del piede e include il processo minore per il tendine del tibiale posteriore. La superficie anteriore triangolare si articola con il cuboide, mentre posteriormente presenta aree per il tendine d'Achille e il muscolo plantare, separati da una borsa sinoviale nella parte superiore.

Il navicolare, o scafoide, è un osso intermedio del tarso situato tra il talo posteriormente, i tre cuneiformi anteriormente e il cuboide lateralmente. La sua posizione lo rende fondamentale per la stabilità del piede, grazie anche alla prominente tubercolosità sulla superficie interna, la tubercolosità dello scafoide, che accoglie l'inserzione del tendine tibiale posteriore, contribuendo al supporto dell'arco mediale. Questo osso ha una forma concava posteriormente, dove si articola con la testa del talo, e convessa anteriormente, dove tre faccette articolari lo connettono ai cuneiformi. Le superfici superiore e inferiore sono rispettivamente convessa e irregolare, entrambe destinate all'attacco dei legamenti. La superficie esterna, ruvida e irregolare, presenta una piccola faccetta per l'articolazione con il cuboide, completando le sue connessioni articolari e strutturali.

Il cuboide si trova sul lato esterno del piede, lateralmente ai cuneiformi, con il calcagno posteriormente e il quarto e quinto metatarso anteriormente. Esso ha una forma piramidale con la base rivolta verso l'interno ed è caratterizzato da un profondo solco sulla superficie inferiore, che ospita il tendine del muscolo peroneo lungo, contribuendo alla stabilità laterale del piede e al mantenimento dell'equilibrio durante la deambulazione. Le sei superfici del cuboide si dividono in tre articolari e tre non articolari. Tra le non articolari, la superficie superiore, ruvida e rivolta verso l'alto, è destinata all'attacco di legamenti; quella inferiore, con un solco profondo delimitato da una cresta prominente e una tubercolosità, supporta il tendine del peroneo lungo; mentre la superficie esterna, la più piccola, presenta una tacca che segna l'inizio del solco. Tra le articolari, la superficie posteriore triangolare si articola con il calcagno; quella anteriore, di forma irregolare, è suddivisa in due faccette per il quarto e quinto metatarso; infine, la superficie interna, ampia e ruvida, presenta una faccetta ovale per il cuneiforme esterno e, talvolta, una faccetta aggiuntiva per lo scafoide.

I tre cuneiformi, con la loro forma a cuneo, si trovano tra il navicolare posteriormente e i primi tre metatarsi anteriormente, contribuendo alla formazione dell'arco trasversale del piede. Il cuneiforme interno è il più grande, si articola con il primo metatarso e accoglie i tendini dei muscoli tibiale anteriore e posteriore. Il cuneiforme medio, il più piccolo, è posizionato tra gli altri due e si articola con il secondo metatarso. Il cuneiforme esterno, di dimensioni intermedie, si connette con il terzo metatarso, il cuboide e gli altri cuneiformi. Queste ossa assicurano stabilità e flessibilità durante la deambulazione (Gray, 1988) (Jahss, 1991).

1.1.2.2 Ossa metatarsali

Le ossa metatarsali, o più semplicemente metatarsi, appartengono alla categoria delle ossa lunghe e sono costituite da cinque elementi ossei, che sono numerati da uno a cinque, a partire dall'interno verso l'esterno. Ogni metatarso può essere suddiviso in tre parti: il corpo (la regione centrale), la base (la regione prossimale) e la testa (la regione distale). La base dei metatarsi si articola con le ossa del tarso: i primi tre metatarsi si collegano con i tre cuneiformi, mentre gli ultimi due con l'osso cuboide. La testa di ogni metatarso si articola con la prima falange di ciascun dito del piede.

Le caratteristiche comuni ai cinque elementi ossei sono molteplici. Il corpo ha una forma prismoidale, assottigliato verso l'estremità falangea e leggermente curvato longitudinalmente, in modo da essere concavo sotto e leggermente convesso sopra. La base è a forma di cuneo, si articola tramite la sua superficie terminale con le ossa tarsali e tramite le sue superfici laterali con le ossa metatarsali contigue. La testa presenta una superficie articolare terminale arrotondata, con i lati appiattiti che presentano una depressione per l'attacco legamentoso.

La sua superficie inferiore è scanalata nella linea mediana per il passaggio del tendine flessore lungo dell'alluce e delle dita.

Di seguito sono riportate le caratteristiche peculiari di ogni metatarso:

- Il primo metatarso è caratterizzato da un grande spessore, ma è il più corto di tutti i metatarsi. La sua diafisi è robusta e prismoide, mentre la base presenta una superficie articolare terminale a forma di rene, con occasionali faccette ovali per l'articolazione con il secondo metatarso. La testa è di grandi dimensioni, con due faccette scanalate sulla superficie plantare per le ossa sesamoidi, separate da una cresta liscia.
- Il secondo metatarso è il più lungo e grande dei restanti ed è saldamente tenuto in una cavità formata dalle tre ossa cuneiformi. Ciò consente al secondo metatarso la minore mobilità dei metatarsi, ed è l'asse attraverso cui sono correlate l'adduzione e l'abduzione degli altri raggi. Presenta quattro superfici articolari, inclusa una triangolare per il cuneiforme medio e due per il terzo metatarso. La sua estremità tarsale è distinta da faccette articolari che indicano il piede a cui appartiene.
- Il terzo metatarso si articola con il cuneiforme esterno attraverso una superficie liscia triangolare e ha due faccette sul lato interno e una singola faccetta sul lato esterno, che lo differenzia dal secondo metatarso.
- Il quarto metatarso è più piccolo, con una superficie terminale quadrilatera per l'articolazione con il cuboide, e una faccetta sul lato interno divisa in due porzioni. La sua estremità tarsale è leggermente inclinata verso l'esterno.
- Il quinto metatarso si articola con il cuboide e il quarto metatarso attraverso una superficie triangolare inclinata. La base del quinto metatarso si distingue per una prominenza sulla sua superficie laterale chiamata tuberosità o processo stiloideo. Il tendine del peroneo breve si inserisce sulla superficie dorsale di questa tuberosità e la sua proiezione laterale indica il lato a cui appartiene (Gray, 1988) (Jahss, 1991).

1.1.2.3 Falangi

Le falangi sono costituite da 14 elementi e formano le ossa delle dita del piede. Ad eccezione del primo dito, che possiede solo due falangi, tutte le altre dita sono composte da tre falangi ciascuna. Le falangi più vicine alla testa dei metatarsi sono dette falangi prossimali, quelle successive sono chiamate falangi intermedie, mentre le ultime sono le falangi distali.

Le falangi della prima fila, o prossimali, presentano un corpo compresso lateralmente, convesso nella parte superiore e concavo nella parte inferiore. L'estremità posteriore è concava, mentre l'estremità anteriore mostra una superficie trocleare che consente l'articolazione con le seconde falangi. Le falangi della seconda fila, o intermedie, sono significativamente più piccole e corte, ma hanno una larghezza maggiore rispetto a quelle della prima fila. Le falangi della terza fila, o distali, sono più piccole e appiattite dall'alto verso il basso. Presentano una base ampia che si articola con la seconda fila e un'estremità espansa che sostiene l'unghia e la parte terminale dell'alluce (Gray, 1988).

1.1.2.4 Ossa sesamoidi

Le ossa sesamoidi sono piccole strutture ossee ovoidali, simili a semi, da cui deriva il loro nome. Sono spesso parzialmente ossificate e contengono varie quantità di cartilagine o tessuto fibroso, risultando in una forma e dimensione variabili a seconda delle caratteristiche anatomiche dell'individuo. Si trovano nei tendini, vicino alle articolazioni, dove il tendine del flessore lungo dell'alluce è acutamente angolato. La superficie articolare del sesamoide è rivestita di cartilagine per facilitare il movimento. Queste ossa si sviluppano con l'età, passando da uno stato prevalentemente cartilagineo durante l'infanzia ad uno osseo nell'età adulta. Inoltre, sono più comuni nei maschi e negli individui con una muscolatura attiva,

poiché svolgono un ruolo importante nel ridurre la frizione, assorbire gli urti e migliorare la forza e l'efficienza biomeccanica delle articolazioni su cui agiscono. La coppia di ossa sesamoidi più nota, una mediale e l'altra laterale, si trova sotto l'articolazione metatarsofalangea (MTF) dell'alluce, nei tendini del muscolo flessore breve dell'alluce, dove facilitano il movimento e supportano il carico durante la deambulazione. Infine, le ossa sesamoidi sono state osservate, anche se in casi rari, nel tendine del flessore delle altre dita del piede e nei tendini dei muscoli peroneo lungo, tibiale posteriore o tibiale anteriore (Gray, 1988) (Jahss, 1991).

1.1.2.5 Ossa della gamba distale

Per comprendere la biomeccanica del complesso piede-caviglia è essenziale considerare non solo le ossa del piede ma anche quelle della gamba, in particolare tibia e perone (Figura 1.3), che insieme garantiscono stabilità e supporto all'arto inferiore.

La tibia, situata nella parte anteriore e interna della gamba, è un osso lungo e robusto, secondo per dimensioni solo al femore, con un corpo prismoide e due estremità. L'estremità superiore, o testa, è allargata lateralmente e presenta due eminenze articolari per i condili femorali, con superfici adatte ad accogliere i legamenti del ginocchio e le fibrocartilagini meniscali. La parte anteriore include una prominente triangolare, il tubercolo tibiale, che serve per l'attacco del legamento rotuleo. La diafisi triangolare della tibia presenta tre bordi e tre superfici: il bordo anteriore, o cresta tibiale, è prominente nei due terzi superiori e dà attacco alla fascia profonda della gamba; il bordo interno è liscio e serve per i muscoli soleo e flessore lungo delle dita; il bordo esterno, o cresta interossea, fornisce attacco alla membrana interossea tra tibia e fibula. La superficie interna è ampia e convessa, mentre la superficie posteriore ospita la linea obliqua della tibia, punto di attacco per i muscoli popliteo, soleo e tibiale posteriore. L'estremità inferiore è più piccola e si prolunga medialmente nel malleolo interno, che si articola con il talo e presenta depressioni per legamenti e solchi per i tendini tibiale posteriore e flessore lungo delle dita, contribuendo alla stabilità della caviglia.

La fibula, o perone, è l'osso più sottile e piccolo delle due ossa della gamba, situato sul lato esterno della tibia con cui è collegato sia all'estremità superiore che inferiore. È un osso lungo e slanciato che contribuisce alla stabilità dell'articolazione della caviglia, formando la caviglia esterna. La sua struttura si divide in tre parti principali. L'estremità superiore, o testa, ha una forma quadrata irregolare, si trova vicino al ginocchio e si articola con la tibia tramite una faccetta articolare. Questo osso presenta un processo appuntito, il processo stiloideo, che fornisce attacco al muscolo bicipite femorale e al legamento collaterale laterale, oltre a superfici ruvide per l'attacco di muscoli come il peroneo lungo e il soleo. Il corpo della fibula, al centro, è caratterizzato da quattro bordi e quattro superfici. Il bordo antero-esterno ospita muscoli estensori e peronei, mentre il bordo antero-interno, o cresta interossea, è il punto di attacco della membrana interossea che separa muscoli estensori e flessori. Il bordo postero-esterno separa i muscoli peronei dai flessori e il bordo postero-interno serve per muscoli come il tibiale posteriore e il soleo. Le superfici del corpo includono quella anteriore per muscoli estensori, quella esterna per i muscoli peronei lungo e breve, quella interna per il tibiale posteriore e quella posteriore per il soleo e il flessore lungo dell'alluce. L'estremità inferiore, o malleolo esterno, è prominente, piramidale e più lunga rispetto al malleolo interno. La sua superficie esterna è convessa e sottocutanea, mentre quella interna si articola con l'astragalo. Una depressione posteriore fornisce attacco ai legamenti della caviglia, e un solco ospita i tendini dei muscoli peroneo lungo e breve (Gray, 1988).

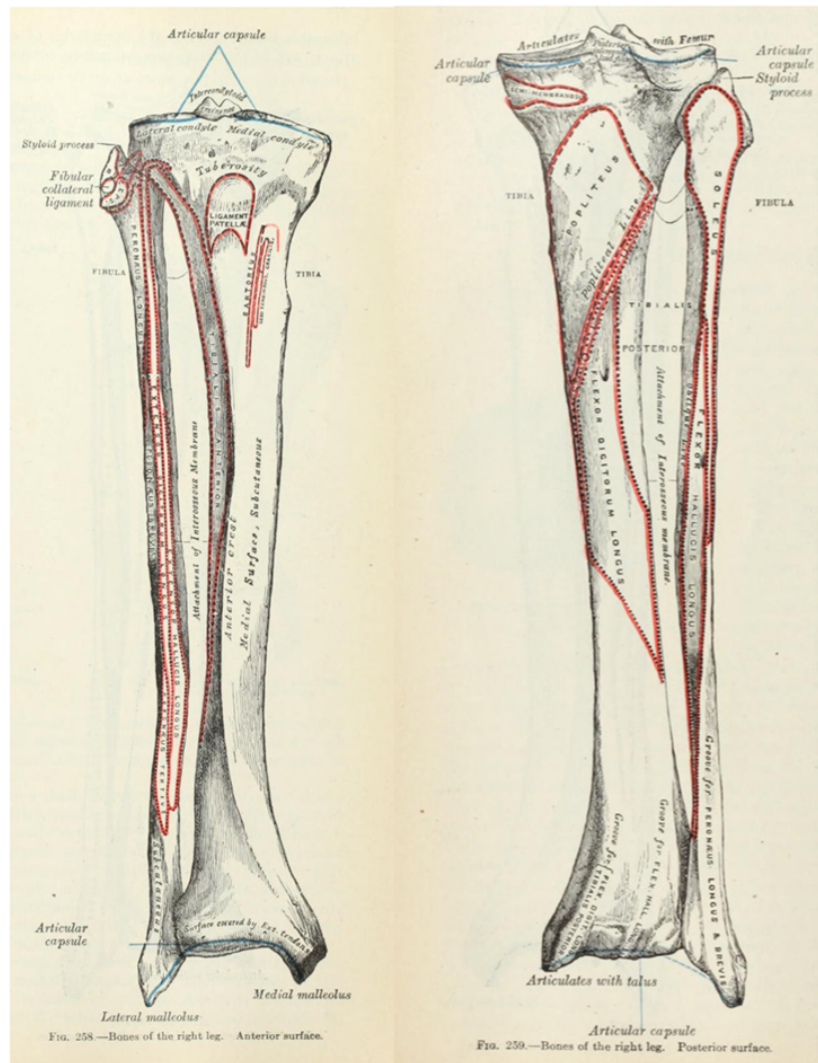


Figura 1.3: Superficie anteriore e superiore del piede destro (Gray, 1988).

1.1.3 Articolazioni

Le articolazioni del piede, in Figura 1.4, sono essenziali per il movimento, la stabilità e l'adattamento del piede alle diverse superfici su cui camminiamo. Sebbene si formino un gran numero di articolazioni tra le 26 ossa del piede e le ossa della parte inferiore della gamba, verranno trattate solo alcune di esse, poiché risultano biomeccanicamente rilevanti per l'analisi del cammino. Queste articolazioni si possono suddividere in tre principali classi, corrispondenti alle diverse regioni ossee del piede: le articolazioni delle ossa tarsali, le articolazioni delle ossa metatarsali e le articolazioni delle falangi. Ciascuna di queste articolazioni gioca un ruolo cruciale nel garantire un'adeguata funzionalità e un corretto meccanismo di movimento del piede, contribuendo in modo significativo all'efficienza della locomozione e all'equilibrio durante il cammino.

1.1.3.1 Articolazioni delle ossa tarsali

Le articolazioni delle ossa tarsali collegano le ossa tarsali tra di loro e con la parte inferiore della gamba. Queste articolazioni sono dotate di una forte stabilità legamentosa, consentendo i movimenti essenziali per il controllo del piede durante la camminata.

L'articolazione della caviglia, o talocrurale, è un giunto a cerniera ed è formata dall'estremità inferiore della tibia, dal malleolo interno, dal malleolo esterno del perone e dalla troclea dell'astragalo, configurandosi come un'articolazione monoassiale. Le superfici ossee, ricoperte da cartilagine e unite da una capsula fibrosa, insieme alla struttura dei legamenti, garantiscono stabilità e flessibilità. La capsula articolare è più sottile anteriormente e posteriormente ma rinforzata lateralmente, dove offre supporto grazie al legamento collaterale laterale, spesso coinvolto nelle distorsioni, e medialmente dal legamento deltoideo, che è robusto e suddiviso in una porzione superficiale e una profonda. La troclea talare, più larga anteriormente e leggermente curva, consente movimenti di dorsiflessione e plantar flessione, accompagnati da abduzione e adduzione, che riducono il bisogno di pronazione nell'articolazione sottotolare. Durante la propulsione, questa rotazione trasversale contribuisce alla supinazione, assorbendo parte della rotazione della gamba e limitando il trasferimento totale del movimento al piede.

L'articolazione sottotolare, o sottoastraglica, collega la superficie superiore del calcagno con quella inferiore dell'astragalo e opera attorno a un asse obliquo che va dal navicolare dorsale mediale al calcagno plantare laterale. Questo asse permette un movimento triplano che include inversione ed eversione del calcagno. In condizioni di non carico, la supinazione provoca inversione, adduzione e flessione plantare del piede, mentre la pronazione comporta eversione, abduzione e dorsiflessione. Durante il carico, i movimenti coinvolgono anche l'astragalo: con la supinazione, il calcagno si inverte e l'astragalo si adduce e dorsiflette; con la pronazione, il calcagno si everte e l'astragalo plantar flette. Questa articolazione è avvolta da una capsula sottile e non comunica con le altre articolazioni tarsali, mentre la stabilità è garantita da quattro legamenti robusti che limitano i movimenti eccessivi di inversione ed eversione.

L'articolazione mediotarsale, detta anche di Chopart, è formata dall'articolazione delle ossa del tarso posteriore con le ossa del tarso anteriore. Anche se viene trattata come un'unica articolazione, in essa è possibile riconoscere due distinte articolazioni delle quali una mediale, detta articolazione astragalonavicolare o talonavicolare, ed una laterale, detta articolazione calcaneocuboidea. Inoltre, sebbene l'articolazione calcaneocuboidea abbia un'escursione di scorrimento limitata, è coinvolta nell'inversione e nell'eversione del piede, funzionando in sinergia con l'articolazione sottoastraglica. I legamenti coinvolti nella stabilizzazione dell'articolazione supportano l'arco longitudinale del piede (Gray, 1988) (Jahss, 1991) (Root et al., 1977).

1.1.3.2 Articolazioni delle ossa metatarsali

A livello delle ossa metatarsali, le articolazioni che i metatarsi formano con le ossa del tarso rivestono un ruolo importante, in quanto contribuiscono alla stabilità dell'arco longitudinale del piede. Ci sono anche le articolazioni metatarsofalangee, che collegano i metatarsi alle falangi e sono cruciali nella fase propulsiva del cammino, consentendo la flessione e l'estensione delle dita durante il passo. Infine, viene data la definizione di primo raggio, che comprende il primo metatarso e l'osso cuneiforme mediale, ed è una struttura fondamentale per la stabilità dell'arco mediale e per la deformità che verrà trattata successivamente.

Le articolazioni tarsometatarsali, o articolazioni di Lisfranc, connettono le ossa metatarsali alle ossa tarsali, costituendo il collegamento tra la parte centrale del piede e l'avampiede. Le basi dei metatarsi si articolano con i cuneiformi per le prime tre dita e con il cuboide per le ultime due. Strutturalmente, queste articolazioni sono artrodiali, con superfici ricoperte di cartilagine e stabilizzate da legamenti dorsali, plantari e interossei. La prima artico-

lazione tarsometatarsale è separata dalle altre, avendo una capsula e una cavità sinoviale indipendenti.

Le articolazioni metatarsofalangee collegano le teste dei metatarsi con le basi delle falangi prossimali, consentendo movimenti su due piani: adduzione e abduzione lungo un asse verticale, e flessione plantare e dorsiflessione lungo un asse trasversale. La prima articolazione metatarsofalangea, quella dell'alluce, include la testa del primo metatarso, la base della falange prossimale e le ossa sesamoidi, che migliorano la stabilità e la funzione. Le articolazioni minori hanno una struttura simile, con superfici concave delle falangi prossimali che si adattano alle teste arrotondate dei metatarsi. La stabilità è garantita dai legamenti plantari, collaterali e trasversi (Gray, 1988) (Jahss, 1991) (Root et al., 1977).

1.1.3.3 Primo raggio

Il primo raggio del piede è una struttura metatarsale funzionale composta dal primo metatarso e dal primo osso cuneiforme, che appartengono rispettivamente alle ossa metatarsali e tarsali. Questa unità è essenziale per la biomeccanica del piede, poiché contribuisce alla stabilità e mobilità durante la locomozione. Il primo raggio include articolazioni che consentono movimenti triplanari, come dorsiflessione, plantarflessione, inversione ed eversione, con un lieve movimento trasversale. Il primo metatarso si articola con il primo cuneiforme, il secondo metatarso e la falange prossimale del primo dito, mentre la testa del primo metatarso si articola con le ossa sesamoidi. Il primo cuneiforme si articola con il navicolare e con il secondo metatarso e cuneiforme. Le articolazioni tra il primo metatarso e il primo cuneiforme, e tra il primo cuneiforme e il navicolare, si muovono intorno a un asse comune che attraversa il piede in direzione anteriore, laterale e plantare, formando un angolo di circa 45° con i piani frontale e sagittale. Durante la dorsiflessione del primo raggio, si verifica anche un'inversione, mentre nella plantarflessione si osserva un'eversione. L'ipermobilità del primo raggio, ovvero un'eccessiva mobilità nelle sue articolazioni, può favorire lo sviluppo e la progressione dell'alluce valgo portando a una deviazione mediale del primo metatarso e aumentando l'angolo intermetatarsale tra il primo e il secondo metatarso. Il legamento tarsometatarsale collega il primo cuneiforme alla base del secondo metatarso, impedendo la separazione del primo raggio, mentre i legamenti metatarsali trasversali, l'aponeurosi plantare e i legamenti intermetatarsali contribuiscono alla stabilità trasversale del piede. La deformità dell'alluce valgo e il modo in cui essa influisce sulla biomeccanica del complesso piede-caviglia alterandola, verrà trattato approfonditamente alla fine del capitolo (Root et al., 1977) (Glasoe et al., 1999).

1.1.3.4 Articolazioni delle falangi

Le articolazioni delle falangi collegano le piccole ossa delle dita e comprendono le articolazioni interfalangee prossimali e distali, che consentono movimenti di flessione ed estensione delle dita. Queste strutture sinoviali sono necessarie per l'equilibrio, la distribuzione del carico e la precisione dei movimenti, fornendo al piede un supporto dinamico durante la deambulazione. Le articolazioni interfalangee si suddividono in prossimali, che uniscono la prima falange alla seconda, e distali, che collegano la seconda falange alla terza. Nel primo dito, tuttavia, manca l'articolazione interfalangea distale. Queste articolazioni a cerniera sono stabilizzate da legamenti collaterali e da una placca fibrosa sul lato plantare (Gray, 1988) (Jahss, 1991) (Root et al., 1977).

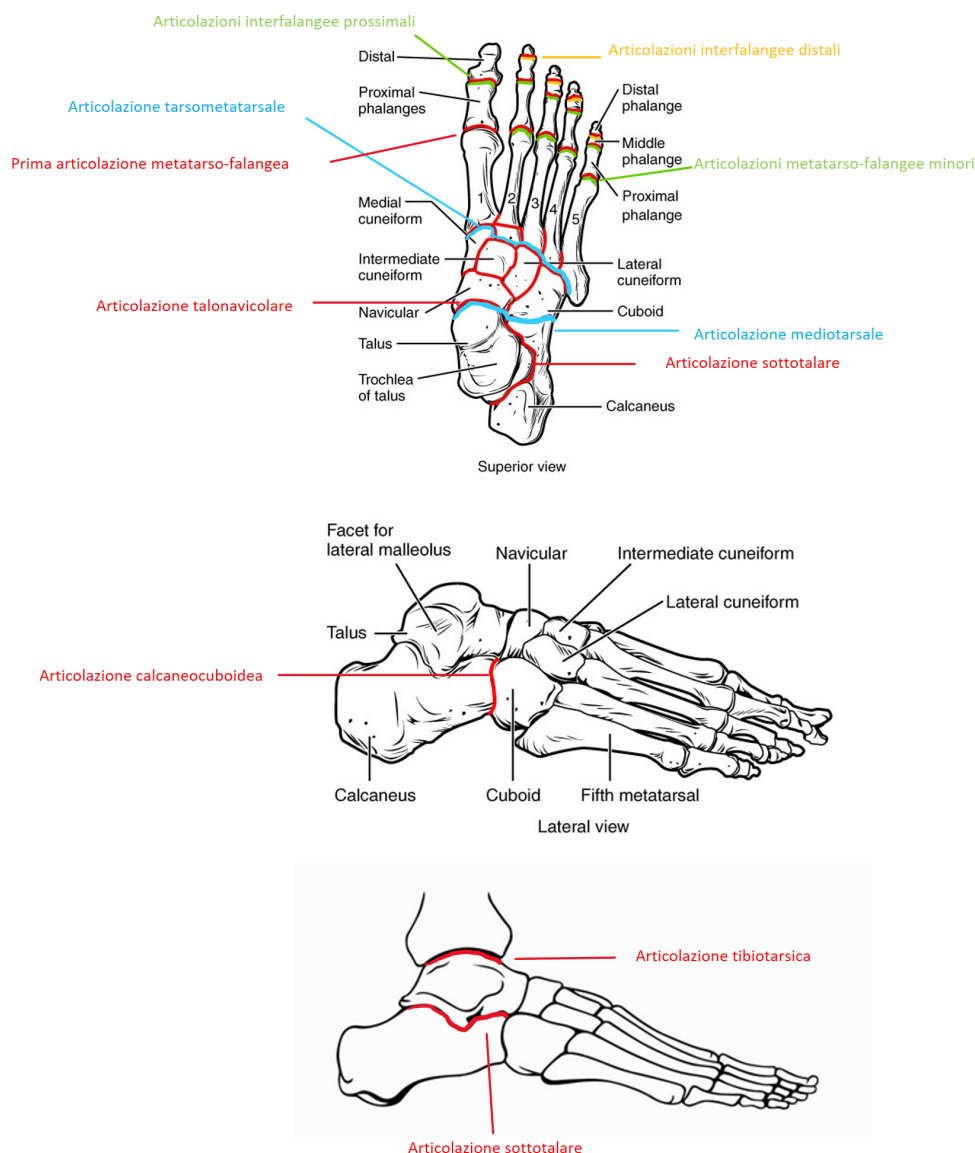


Figura 1.4: Articolazioni del complesso piede-caviglia.

1.1.3.5 Movimenti e angoli articolari

Ogni articolazione gioca un ruolo essenziale nel garantire la mobilità e la stabilità durante la locomozione, contribuendo a specifici movimenti, tra cui la flessione plantare, la dorsiflessione, la rotazione e altri piccoli movimenti laterali, essenziali per mantenere l'equilibrio e facilitare la propulsione. Gli angoli articolari coinvolti variano a seconda del tipo di movimento richiesto e della fase del passo, con alcuni che richiedono maggiore mobilità per favorire l'adattamento del piede e altri che limitano il movimento per stabilizzare la struttura (Root et al., 1977).

L'asse di rotazione dell'articolazione della caviglia è approssimabile con l'asse mediale-laterale che attraversa i due malleoli. I movimenti principali che avvengono in questa articolazione sono la dorsiflessione, con un'escursione di circa 20° e la plantarflexione, con un'escursione di circa 50° . L'inclinazione dell'asse rispetto al piano trasverso conferisce al

piede un leggero movimento di abduzione durante la dorsiflessione e di adduzione durante la plantar flessione. Il movimento risultante sul piano frontale, come l'inversione e l'eversione, è poco significativo.

L'articolazione sottoastraglica permette il movimento di supinazione e pronazione. Normalmente, la supinazione provoca un'inversione del calcagno di circa 5° , valore che è generalmente simile all'eversione indotta dalla pronazione. La posizione neutra dell'articolazione sottoastraglica si ha quando il piano sagittale del calcagno è parallelo alla sezione longitudinale della gamba distale.

Le articolazioni talonavicolare e calcaneocuboidea si muovono attorno a due assi principali: l'asse longitudinale e l'asse obliquo. L'asse longitudinale consente soprattutto movimenti di inversione ed eversione dell'avampiede, mentre l'asse obliquo permette movimenti più ampi, come adduzione, abduzione, flessione plantare e dorsiflessione. La posizione dei due assi e la forma delle ossa determinano la direzione del movimento dell'articolazione mediotarsale. In condizioni normali, l'avampiede è allineato e bloccato contro il retropiede. Tuttavia, deformità come il valgo o il varo dell'avampiede possono alterare questa relazione, causando una rotazione o un'inversione dell'avampiede rispetto al retropiede. Queste deformità non riducono l'intervallo di movimento dell'articolazione mediotarsale, ma ne influenzano la direzione. Le deformità ossee non limitano il movimento, mentre quelle dei tessuti molli possono bloccare il movimento, portando ad un avampiede addotto e plantar flesso. L'articolazione mediotarsale richiede un minimo di 4° - 6° di movimento attorno all'asse longitudinale per compensare l'eversione calcaneare durante la pronazione dell'articolazione sottoastraglica.

Le articolazioni tarsometatarsali hanno una mobilità limitata, tranne quella del primo raggio, che è fondamentale per la locomozione. Questa articolazione consente movimenti significativi di dorsiflessione, flessione plantare e rotazione, che sono essenziali per l'andatura e la propulsione del piede. Il primo metatarso, non essendo connesso rigidamente agli altri, può muoversi più liberamente, con una dorsiflessione che può arrivare fino a 10° - 20° e una flessione plantare tra i 30° e 40° , facilitando la distribuzione del peso e il sollevamento del tallone. Al contrario, i metatarsi laterali sono più rigidi, garantendo stabilità durante il carico. La flessione plantare del primo raggio è particolarmente importante durante la propulsione per mantenere il contatto con il suolo, mentre la dorsiflessione diventa necessaria quando l'articolazione mediotarsale non compensa adeguatamente l'eversione del retropiede.

Le articolazioni metatarsofalangee sono essenziali durante la propulsione del cammino e permettono principalmente la flessione/estensione delle falangi prossimali delle dita del piede rispetto alle ossa metatarsali. Quando queste si dorsiflettono oltre i 20° - 30° , i raggi metatarsali minori si plantar flettono per adattarsi al movimento, con la testa del metatarso che si sposta posteriormente mentre il tallone si solleva. I legamenti facilitano questo movimento, simile a quanto avviene nella prima articolazione metatarsofalangea, tuttavia, nelle articolazioni minori, l'intervallo di dorsiflessione necessario è minore rispetto ai 65° richiesti per la prima articolazione. La prima articolazione metatarsofalangea ha due assi di movimento: uno trasversale per la flessione plantare e dorsiflessione, e uno verticale per adduzione e abduzione. Nel piano sagittale, funziona come un'articolazione che consente la rotazione dell'alluce attorno al metatarso, con una dorsiflessione di 70° - 90° necessaria per la propulsione e una flessione di circa 45° .

Le articolazioni interfalangee, che connettono le falangi prossimali delle dita del piede con quelle intermedie e distali, consentono movimenti limitati, principalmente nel piano sagittale, con flessione plantare predominante. La dorsiflessione è solitamente trascurabile e qualsiasi movimento significativo in questa direzione è considerato atipico, anche se non sempre patologico (Hoppenfeld, 2014).

1.1.4 Legamenti

I legamenti del piede, mostrati in Figura 1.5, sono fondamentali per la stabilità e la funzionalità delle articolazioni, sostenendo il carico e permettendo i movimenti richiesti durante la locomozione. I legamenti collegano le ossa tra loro e contribuiscono alla formazione degli

archi plantari, essenziali per assorbire gli impatti e distribuire le forze durante il cammino. La loro integrità è cruciale per prevenire infortuni e garantire una corretta biomeccanica del piede.

Ogni articolazione del piede è supportata da legamenti e tendini specifici che ne garantiscono la stabilità e la funzionalità. Di seguito vengono elencati i principali tendini coinvolti a livello delle diverse articolazioni del complesso piede-caviglia:

- Nell'articolazione della caviglia, il legamento deltoideo, o collaterale mediale, è composto da una parte superficiale, con i legamenti tibionavicolare, tibiocalcaneare e tibiotolare posteriore, che garantiscono stabilità mediale e supportano anche l'articolazione sottoastraglica, e una parte profonda, rappresentata dal legamento tibiotolare anteriore, che mantiene l'astragalo mediale vicino al malleolo interno. Lateralmente, il legamento collaterale laterale include il legamento fibulotalare anteriore, il fibulocalcaneare e il fibulotalare posteriore, che insieme stabilizzano la caviglia.
- La stabilità dell'articolazione sottoastraglica è mantenuta da quattro robusti legamenti: il legamento talo-calcaneare mediale, laterale e interosseo e dai legamenti cervicali.
- Nell'articolazione talo-calcaneonavicolare, il legamento talo-navicolare è un legamento sottile e piatto che unisce la superficie dorsale del collo del talo all'osso navicolare. Il legamento calcaneonavicolare plantare è una struttura forte e spessa che collega il sustentaculum tali all'osso navicolare. La porzione calcaneonavicolare del legamento biforcuto è il supporto laterale dell'articolazione.
- I legamenti dell'articolazione calcaneocuboidea includono il legamento calcaneocuboideo dorsale, che ispessisce la capsula dorsalmente, e due legamenti plantari. Il legamento plantare lungo si estende dall'osso cuboide fino alle basi del terzo, quarto e talvolta quinto metatarso, mentre il legamento plantare corto si limita al cuboide. Entrambi contribuiscono al mantenimento dell'arco longitudinale. Il legamento biforcuto, con una componente calcaneocuboidea, è considerato un importante supporto per l'articolazione mediotarsale di Chopart.
- Le articolazioni tarsometatarsali sono stabilizzate da legamenti dorsali e plantari nonché da legamenti cuneometatarsali interossei. Le basi dei quattro metatarsi laterali sono saldamente collegate da legamenti intermetatarsali dorsali, plantari e interossei. La base del primo metatarso non è collegata al suo vicino da alcun legamento.
- Nelle articolazioni metatarsofalangee la stabilità è migliorata dai legamenti metatarsali plantari, collaterali e trasversi profondi.
- Le articolazioni interfalangee sono articolazioni a cerniera rinforzate da legamenti collaterali mediali e laterali e da un legamento capsulare plantare che include una placca fibrosa (Gray, 1988) (Jahss, 1991).

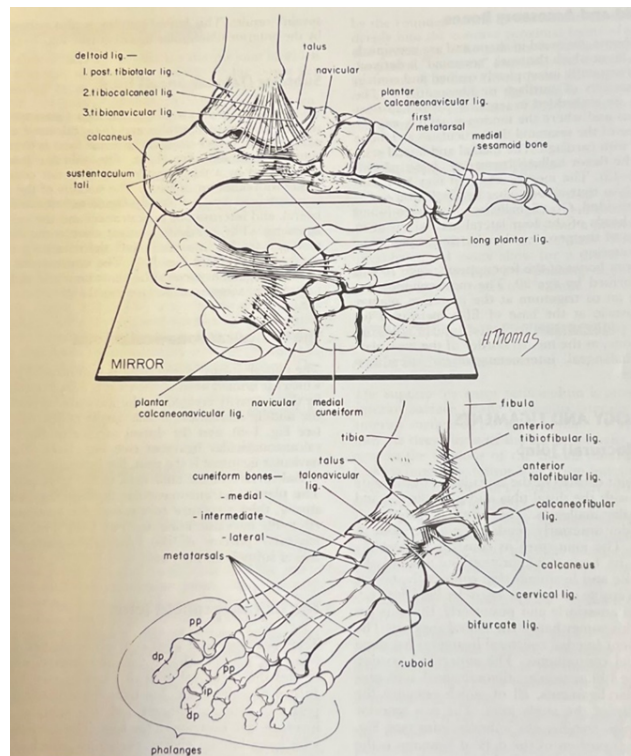


Figura 1.5: Legamenti del piede (Jahss, 1991).

1.1.5 Tendini

I tendini, in Figura 1.6, sono composti principalmente da collagene e collegano i muscoli alle ossa, trasmettendo le forze muscolari per consentire il movimento e garantire la stabilità articolare. Pur essendo strutture passive, grazie alla loro resistenza ed elasticità, svolgono un ruolo essenziale nel mantenere l'allineamento osseo e prevenire lesioni. Nel piede, i tendini sono fondamentali per il cammino, la postura e il corretto funzionamento dell'arco plantare, adattandosi a movimenti complessi e pressioni continue. La loro numerosità riflette la complessa muscolatura del piede.

Il tendine d'Achille è il più grande e resistente tendine del corpo umano e collega i muscoli del polpaccio, gastrocnemio e soleo, al calcagno, consentendo la flessione plantare necessaria per spingere il piede verso il basso. È fondamentale nell'ammortizzazione delle forze durante la deambulazione e altre attività come la corsa o il salto, ed è capace di sopportare carichi elevati. Lungo circa 15 cm, riceve fibre muscolari fino quasi alla sua estremità inferiore, diventando progressivamente più sottile vicino al calcagno. Una borsa sinoviale tra il tendine e il calcagno riduce l'attrito durante il movimento. Nonostante la sua resistenza, la posizione lo rende vulnerabile a lesioni da sovraccarico o stress improvvisi, come spinte e atterraggi bruschi.

Il tendine tibiale anteriore si trova nella parte anteriore della gamba ed è responsabile della dorsiflessione della caviglia e dell'inversione del piede. È fondamentale per il controllo del movimento durante il cammino, in particolare nel mantenimento dell'equilibrio. Il tendine tibiale anteriore contribuisce anche a stabilizzare il piede durante l'atterraggio dopo un passo, sostenendo l'arco longitudinale mediale e prevenendo un'eccessiva flessione plantare.

Il tendine tibiale posteriore è localizzato nella parte posteriore della tibia, e ha un ruolo chiave nel sostenere l'arco plantare e controllare la pronazione del piede. Il tendine tibiale

posteriore è un potente invertitore del piede, contribuendo a sollevare l'arco longitudinale e lavorando in sinergia con il tendine del peroneo lungo per sostenere l'arco mediale del piede.

Il tendine flessore lungo dell'alluce consente la flessione dell'alluce, un movimento essenziale per spingere il piede durante il cammino e fornire la forza propulsiva necessaria per la deambulazione. La sua funzione è particolarmente importante nella fase di spinta del passo, garantendo una corretta distribuzione del peso e la potenza necessaria per la fase finale del passo.

Il tendine flessore lungo delle dita si inserisce sulla base delle quattro dita laterali e permette la flessione delle falangi, consentendo di afferrare il terreno durante la camminata e mantenere l'equilibrio. Questo tendine è essenziale per la distribuzione del peso su tutte le dita del piede, soprattutto durante la fase di appoggio del passo.

Il tendine estensore lungo dell'alluce consente l'estensione dell'alluce e partecipa alla dorsiflessione del piede. Il suo ruolo è particolarmente importante nella fase di stacco dell'alluce dal suolo durante il passo, garantendo la fluidità del movimento e la corretta propulsione del corpo in avanti.

Il tendine estensore lungo delle dita permette l'estensione delle quattro dita laterali del piede e supporta la dorsiflessione del piede. È cruciale per sollevare il piede dal suolo durante la camminata e per il controllo della posizione delle dita nella fase di stacco.

I tendini peroneo lungo e peroneo breve sono entrambi situati lungo il lato esterno del piede e contribuiscono alla flessione plantare e all'eversione del piede. Il tendine peroneo lungo è particolarmente importante per mantenere l'arco plantare trasverso, contribuendo alla stabilità del piede e prevenendo eccessive rotazioni interne (Gray, 1988) (Jahss, 1991) (Jerome, 2024).

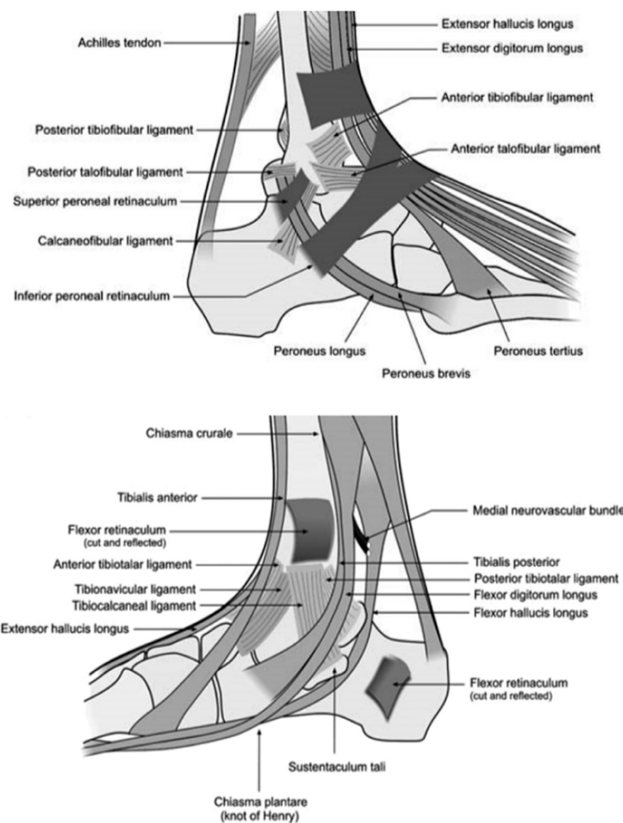


Figura 1.6: Vista mediale e laterale della caviglia (Jerome, 2024).

1.1.6 Muscoli

Il piede è una struttura complessa la cui funzionalità dipende dall'azione coordinata di numerosi muscoli. Essi consentono movimenti fluidi e stabili, oltre a mantenere l'equilibrio e la postura. I muscoli del piede si dividono in estrinseci ed intrinseci, che lavorano insieme per garantire flessibilità nell'adattarsi al terreno e rigidità per generare la propulsione durante il cammino.

1.1.6.1 Muscoli estrinseci

I muscoli estrinseci, con i loro grandi ventri muscolari, sono responsabili principalmente di movimenti più ampi e potenti del piede e della caviglia. Questi muscoli hanno origine sulle ossa della gamba e si inseriscono nel piede tramite lunghi tendini, permettendo movimenti come la dorsiflessione, la flessione plantare, l'inversione e l'eversione del piede. Grazie alla loro struttura e posizione, essi garantiscono una forza sufficiente a sostenere il peso corporeo durante le attività quotidiane e sportive.

I muscoli della gamba inferiore, in Figura 1.7, sono suddivisi in quattro compartimenti: posteriore superficiale, posteriore profondo, laterale e anteriore.

Il compartimento posteriore superficiale costituisce una potente massa muscolare, che forma il polpaccio della gamba. Questo strato contiene i principali flessori plantari della caviglia, che contribuiscono a trasformare il piede in una leva rigida e a spingere durante la fase di spinta del ciclo del passo. Inoltre, questi muscoli controllano la progressione della tibia sul piede durante il contatto iniziale e la pronazione del piede.

- Il gastrocnemio è il muscolo più superficiale del polpaccio e ne costituisce la maggior parte. Esso è composto da due teste, una interna e una esterna, che si originano dai condili del femore tramite tendini piatti e robusti. La testa interna, più grande, si attacca al condilo interno del femore, mentre la testa esterna si attacca al condilo esterno. Entrambe le teste estendono fibre muscolari da espansioni tendinee che si uniscono in un'aponeurosi. Le fibre delle due teste convergono verso il tendine del soleo, formando insieme il tendine d'Achille.
- Il soleo è un muscolo largo e piatto situato sotto il gastrocnemio. Le sue fibre tendinee si originano dalla testa e dalla superficie posteriore del perone, dalla linea obliqua della tibia e dal bordo interno della tibia, nonché da un arco tendineo che collega le origini tibiale e fibulare del muscolo, sotto il quale passano i vasi e il nervo popliteo. Le sue fibre si dirigono verso un'aponeurosi, che si unisce al tendine del gastrocnemio per formare il tendine d'Achille.
- Il plantare è un piccolo muscolo situato tra il gastrocnemio e il soleo, noto per il suo lungo tendine sottile. Si origina dalla parte inferiore del femore e dal legamento posteriore del ginocchio. Ha un ventre muscolare ridotto che termina in un tendine lungo, che si inserisce vicino al tendine d'Achille nel calcagno. È un muscolo accessorio del gastrocnemio e contribuisce all'estensione della caviglia e alla flessione del ginocchio.

Il compartimento posteriore profondo contiene muscoli che assistono nella flessione delle dita e nel supporto dell'arco plantare, lavorando con i tendini dei muscoli più superficiali.

- Il flessore lungo delle dita è un muscolo situato sul lato tibiale della gamba. Questo muscolo ha origine dalla superficie posteriore della tibia e dalla fascia che ricopre il tibiale posteriore. Le sue fibre si uniscono in un tendine che scorre lungo la parte posteriore della gamba, passando dietro il malleolo interno in una scanalatura. Questo tendine, incrociando il tendine del flessore lungo dell'alluce, si espande e si divide in quattro tendini che si inseriscono nelle ultime falangi distali delle quattro dita minori del piede.

- Il tibiale posteriore è il muscolo più profondo della gamba, situato tra il flessore lungo delle dita e il flessore lungo dell'alluce. Esso ha origine dalla superficie posteriore della membrana interossea, dalla tibia e dal perone. Nella parte inferiore della gamba, il tibiale posteriore passa davanti al flessore lungo delle dita e termina in un tendine che scorre dietro il malleolo interno e si inserisce sulla tuberosità dell'osso navicolare, su tutte le ossa cuneiformi, sull'osso cuboide e sulle basi delle ossa metatarsali dal secondo al quarto dito. Il suo tendine, che contiene una fibrocartilagine sesamoide, rilascia espansioni fibrose verso varie ossa del piede. Questo muscolo contribuisce alla flessione della gamba sul femore e alla rotazione interna della tibia. È anche un estensore diretto del piede all'articolazione della caviglia e inverte la pianta del piede, antagonizzando i muscoli peronei che lo ruotano verso l'esterno e gioca un ruolo cruciale nel mantenimento dell'arco del piede.
- Il flessore lungo dell'alluce è un muscolo situato sul lato fibulare della gamba, ed è il più superficiale e grande tra i muscoli circostanti. Si origina dai due terzi inferiori della superficie posteriore del perone, dalla parte inferiore della membrana interossea e dai setti intermuscolari circostanti. Le sue fibre si dirigono verso il basso, terminando in un lungo tendine che percorre scanalature sull'estremità inferiore della tibia, sull'astragalo e sotto la prominenza ossea situata sulla parte mediale del calcagno. Il tendine poi attraversa la pianta del piede e si inserisce nella base della falange distale dell'alluce, contribuendo alla flessione dell'alluce durante la fase di spinta.
- Il popliteo è un muscolo sottile, piatto e triangolare situato nella parte posteriore del ginocchio, formando parte del pavimento dello spazio popliteo. Questo muscolo origina da un tendine robusto situato sul condilo laterale del femore e dal legamento posteriore del ginocchio, e si inserisce nella superficie posteriore della tibia prossimale.

Il compartimento laterale è responsabile dell'eversione della caviglia e della stabilizzazione della colonna laterale del piede. I muscoli in questo compartimento

- Il peroneo lungo è situato nella parte superiore del lato esterno della gamba ed è il muscolo più superficiale dei due peronei. Origina dalla testa e dai due terzi superiori del corpo del perone, dalla fascia profonda e dai setti intermuscolari. Non ci sono fibre muscolari in un piccolo intervallo di osso tra l'attacco alla testa e al corpo del perone, attraverso il quale passa il nervo popliteo esterno. Termina in un lungo tendine che passa dietro il malleolo esterno e corre obliquamente in avanti attraverso il lato esterno dell'osso calcico, inserendosi nella base dell'osso metatarsale dell'alluce e dell'osso cuneiforme interno. Il tendine cambia direzione in due punti: dietro il malleolo esterno e sul lato esterno dell'osso cuboide. Il muscolo lungo del perone contribuisce all'elevazione e alla stabilizzazione del piede durante la fase di spinta, supportando la funzione di inversione e aiutando a mantenere l'arco trasverso del piede e fornendo supporto laterale.
- Il peroneo breve è situato sotto il peroneo lungo ed è più corto e piccolo di quest'ultimo. Origina dai due terzi inferiori della superficie esterna del corpo della fibula e dai setti intermuscolari che lo separano dai muscoli circostanti. Le sue fibre scorrono verticalmente verso il basso e terminano in un tendine che passa davanti a quello del peroneo lungo, attraversando il solco dietro il malleolo esterno, e si trova nella stessa guaina fibrosa del tendine del muscolo lungo, con la medesima membrana sinoviale. Si inserisce nella tuberosità alla base dell'osso metatarsale del mignolo, sul lato esterno. Questo muscolo passa attraverso una guaina separata sul lato esterno dell'osso calcico, separata dal tubercolo peroneo. Il peroneo breve, insieme al peroneo lungo e al tibiale posteriore, estende il piede sulla gamba e contribuisce all'eversione della pianta del piede. La loro azione è finalizzata al mantenimento dell'arco trasversale del piede e contribuisce alla stabilità durante la locomozione.

Il compartimento anteriore contiene muscoli che eseguono la flessione dorsale della caviglia e controllano la posizione del piede durante il cammino. Il tibiale anteriore e l'estensore lungo dell'alluce contribuiscono anche all'inversione del piede, mentre l'estensore lungo delle dita facilita l'eversione durante la flessione dorsale.

- Il tibiale anteriore è situato sul lato esterno della tibia ed è caratterizzato da una parte superiore spessa e carnosa, mentre la parte inferiore è tendinea. Origina dai due terzi superiori della superficie laterale della tibia e si inserisce sulla superficie interna e inferiore del cuneiforme mediale e sulla base del primo osso metatarsale del piede. Le fibre scendono verticalmente e terminano in un tendine visibile sulla superficie anteriore del muscolo nel terzo inferiore della gamba. Gioca un ruolo importante nella dorsiflessione della caviglia, nell'inversione del piede e nel supporto dell'arco plantare.
- L'estensore lungo delle dita è un muscolo appiattito e pennato situato nella parte anteriore della gamba. Si trova esternamente rispetto agli altri muscoli della parte anteriore della gamba. Origina dalla metà prossimale della superficie mediale del perone e dal condilo tibiale laterale, inserendosi sulle falangi distali e medie dal secondo al quinto dito. Il tendine entra in un canale nel legamento anulare anteriore con il peroneo terzo e si divide in quattro strisce che attraversano il dorso del piede. Le strisce tendinee si inseriscono nelle seconde e terze falangi delle quattro dita minori. È fondamentale per l'estensione delle dita del piede, contribuendo alla mobilità e alla stabilità durante la locomozione.
- L'estensore lungo dell'alluce è un muscolo sottile, allungato e appiattito situato tra il tibiale anteriore e l'estensore lungo delle dita. Origina dalla superficie anteriore del perone, nei due quarti centrali, e dalla membrana interossea. Le fibre del muscolo si dirigono verso il basso e terminano in un tendine che occupa il bordo anteriore, attraversando un compartimento nel legamento anulare e si inserisce nella base della falange distale dell'alluce. In corrispondenza dell'articolazione metatarsofalangea, il tendine emette un prolungamento sottile su ciascun lato, e spesso invia un'espansione dal lato interno verso la base della prima falange.
- Il peroneo terzo è considerato una parte dell'estensore lungo delle dita, funzionando come un quinto tendine. Si trova nella parte inferiore della superficie anteriore della fibula. Origina dalla superficie mediale del perone distale e dalla membrana interossea, inserendosi sulla superficie dorsale della base del quinto osso metatarsale. Attraversa il canale del legamento anulare dell'estensore lungo delle dita. Gioca un ruolo nell'estensione e nella stabilizzazione del piede, contribuendo a mantenere la posizione perpendicolare delle ossa della gamba durante la postura eretta e aumentando la forza dell'articolazione della caviglia (Gray, 1988) (Jahss, 1991) (Jerome, 2024).

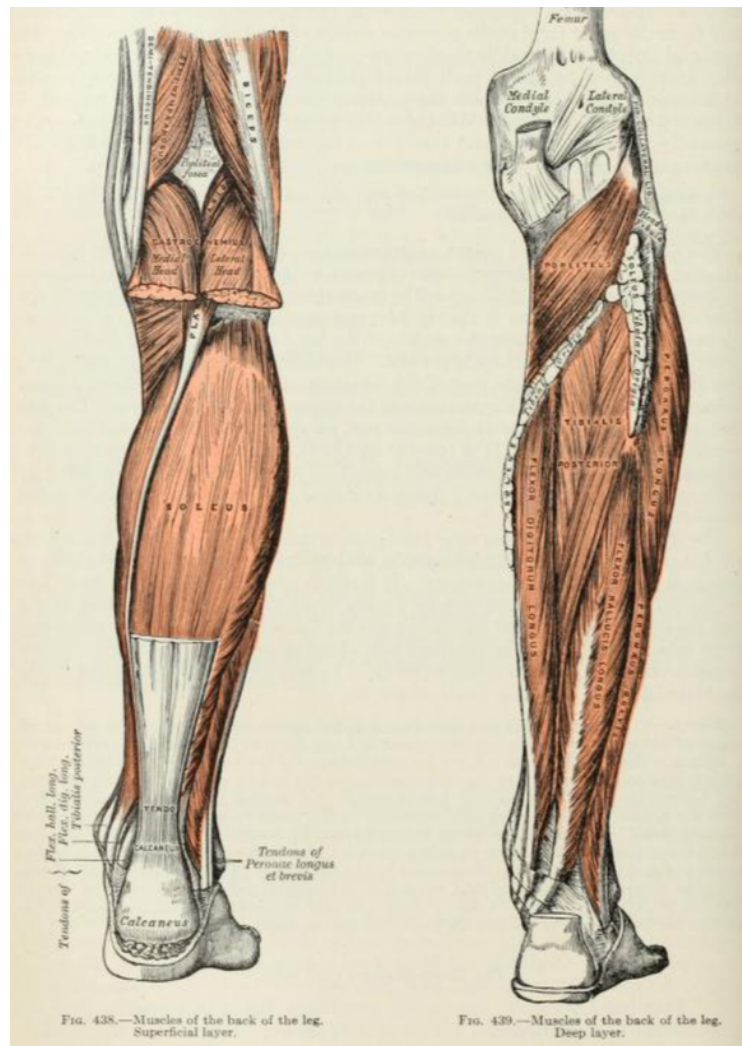


Figura 1.7: Muscoli della gamba inferiore (Gray, 1988).

1.1.6.2 Muscoli intrinseci

I muscoli intrinseci del piede, interamente situati all'interno della sua struttura, contribuiscono alla stabilità, alla postura e alla regolazione dei movimenti più fini. Sebbene meno potenti dei muscoli estrinseci, svolgono un ruolo cruciale nel mantenimento dell'equilibrio, nella distribuzione delle forze durante il cammino e nel supporto dell'arco plantare, adattandosi alle irregolarità del terreno. Questi muscoli si dividono in plantari e dorsali.

I muscoli intrinseci plantari sono divisi in mediali, detti anche muscoli del primo dito, laterali, o muscoli del quinto dito, e intermedi (Figura 1.8).

I mediali sono:

- L'abduuttore dell'alluce è situato lungo il bordo interno del piede. Origina dal tubercolo interno del calcagno, dal legamento anulare interno, dalla fascia plantare e dal setto intermuscolare vicino al flessore breve delle dita. Le sue fibre si inseriscono, tramite un tendine condiviso con il flessore breve dell'alluce, nella base della prima falange dell'alluce.

- L'adduttore trasverso dell'alluce è un muscolo stretto e piatto che si estende trasversalmente tra le teste delle ossa metatarsali, situato tra queste e i tendini flessori. Origina dai legamenti metatarsofalangei inferiori delle tre dita esterne e talvolta solo dal terzo e quarto metatarso, nonché dal legamento trasverso del metatarso. Si inserisce nel lato esterno della prima falange dell'alluce, con le sue fibre che si fondono con il tendine dell'adduttore obliquo dell'alluce.
- L'adduttore obliquo dell'alluce, invece, è un muscolo spesso e carnoso che attraversa obliquamente il piede, occupando lo spazio tra le quattro ossa metatarsali interne. Origina dalle estremità tarsali del secondo, terzo e quarto osso metatarsale e dalla guaina del tendine del peroneo lungo, per poi inserirsi nel lato esterno della base della prima falange dell'alluce insieme alla porzione esterna del flessore breve dell'alluce.
- Il flessore breve dell'alluce origina dalla parte interna della superficie inferiore dell'osso cuboide, dalla parte contigua del cuneiforme esterno e dal tendine del tibiale posteriore. Si divide in due porzioni anteriori che si inseriscono nei lati interno ed esterno della base della prima falange dell'alluce, con un osso sesamoide sviluppato in ciascun tendine. La porzione interna si fonde con l'abducente dell'alluce, mentre quella esterna si unisce all'adduttore obliquo dell'alluce. Il tendine del flessore lungo dell'alluce passa tra queste due porzioni.

I laterali sono:

- L'abducente del quinto dito si trova lungo il bordo esterno del piede. Origina dal tubercolo esterno e dalla superficie inferiore del calcagno, dalla fascia plantare e dal setto intermuscolare che lo separa dal flessore breve delle dita. Il suo tendine scivola su una faccetta liscia del quinto osso metatarsale e si inserisce, insieme al flessore breve del quinto dito, sul lato esterno della base della prima falange del mignolo.
- Il flessore breve del quinto dito è un muscolo situato sull'osso metatarsale del quinto dito e presenta una somiglianza con gli interossei. Origina dalla base dell'osso metatarsale del mignolo e dalla guaina del peroneo lungo, e il suo tendine si inserisce nella base della prima falange del mignolo, sul lato esterno. Talvolta, alcune fibre più profonde possono essere inserite nella parte esterna della metà distale del quinto osso metatarsale, e queste fibre sono talvolta considerate un muscolo distinto, noto come opponente minimo diti.

Gli intermedi sono:

- Il flessore breve delle dita si trova al centro della pianta del piede, sotto la fascia plantare, a cui è strettamente unito. Origina dal tubercolo interno del calcagno, dalla parte centrale della fascia plantare e dai setti intermuscolari circostanti. Si divide in quattro tendini, uno per ciascuna delle quattro dita esterne. Ogni tendine si divide per permettere il passaggio del tendine del flessore lungo delle dita, formando un canale che poi si inserisce sui lati delle seconde falangi. La divisione e l'inserzione dei tendini è simile a quella del flessore superficiale delle dita della mano.
- Il flessore accessorio, o muscolo quadrato della pianta del piede, si origina da due capi: uno interno, muscolare, attaccato alla superficie concava interna del calcagno, e uno esterno, piatto e tendineo, attaccato alla superficie esterna del calcagno e al legamento plantare lungo. Le due porzioni si uniscono e si inseriscono sul tendine del flessore lungo delle dita, formando un solco per ospitarlo.
- I lombricali sono quattro piccoli muscoli che originano dai tendini del flessore lungo delle dita. Tre di essi nascono da due tendini, mentre quello più interno da uno solo. Ogni muscolo termina in un tendine che si inserisce sul lato interno delle quattro dita minori, contribuendo all'espansione del tendine dell'estensore lungo sulla prima falange di ciascun dito.

- I muscoli interossei sono sette e si dividono in due gruppi: dorsali e plantari (Figura 1.9). Gli interossei dorsali sono quattro e si trovano tra le ossa metatarsali, originando dai lati adiacenti e inserendosi nelle basi delle prime falangi e nell'aponeurosi del tendine estensore comune. Il primo interosseo dorsale si inserisce nel lato interno del secondo dito, mentre gli altri tre si inseriscono nei lati esterni del secondo, terzo e quarto dito. Gli interossei plantari, invece, sono tre e si situano sotto le ossa metatarsali, originando dalla base e dai lati interni del terzo, quarto e quinto osso metatarsale e inserendosi nei lati interni delle basi delle prime falangi delle stesse dita.

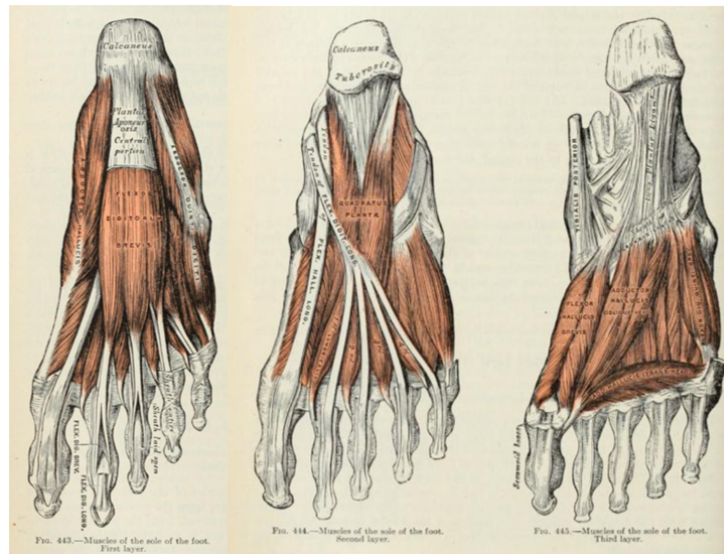


Figura 1.8: Primi 3 stati dei muscoli intrinseci plantari del piede (Gray, 1988).

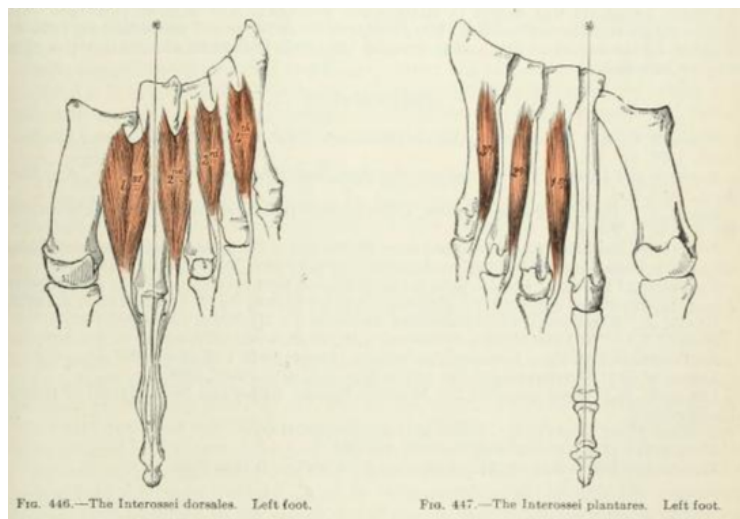


Figura 1.9: Muscoli interossei dorsali e plantari - 4° strato (Gray, 1988).

I muscoli intrinseci dorsali, presenti in Figura 1.10, includono l'estensore breve delle dita e dell'alluce. L'estensore breve delle dita è un muscolo largo e sottile situato sul dorso del piede, che origina dal calcagno e dai legamenti circostanti. Si divide in quattro tendini: tre si uniscono a quelli dell'estensore lungo delle dita, mentre uno, chiamato estensore breve

dell'alluce, si inserisce sulla falange prossimale dell'alluce. Questo muscolo, agendo in sinergia con l'estensore lungo, contribuisce all'estensione uniforme delle dita durante la fase di oscillazione del cammino, facilitando il sollevamento dell'avampiede e una camminata fluida. Una suddivisione alternativa dei muscoli intrinseci plantari è quella in quattro strati che vanno dalla superficie più esterna fino agli strati profondi. Tra i muscoli del primo strato troviamo l'abduuttore del quinto dito, il flessore breve delle dita, e l'abduuttore dell'alluce. Il secondo strato include il quadrato plantare e i lombricali, il terzo, l'adduttore dell'alluce trasverso e obliquo, il flessore breve dell'alluce e il flessore breve del quinto dito. L'ultimo strato è formato dai muscoli interossei. In generale i muscoli intrinseci dorsali e i muscoli intrinseci plantari garantiscono, rispettivamente, la dorsiflessione e la plantar flessione del piede (Gray, 1988) (Jahss, 1991) (Jerome, 2024).

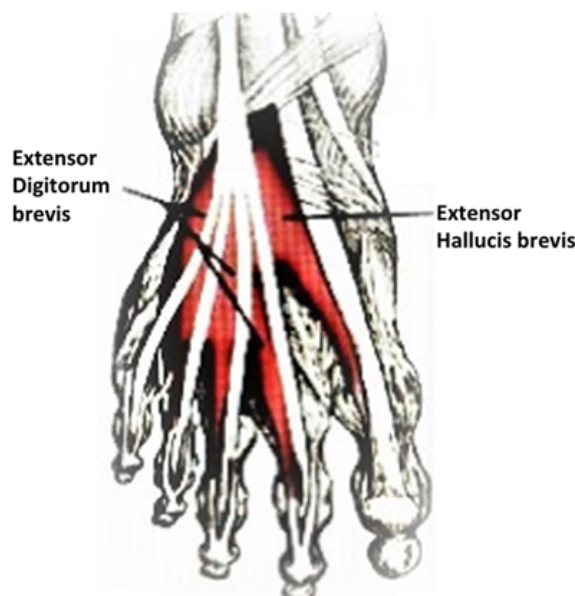


Figura 1.10: Muscoli intrinseci dorsali del piede (Jerome, 2024).

1.1.7 Archi ed aponeurosi plantare

L'articolazione della caviglia gioca un ruolo cruciale nella distribuzione del peso corporeo attraverso il piede, supportato dalle arcate plantari, essenziali per la distribuzione del peso e l'assorbimento degli impatti durante il movimento (Figura 1.11). In posizione eretta, il peso del corpo è sorretto dall'astragalo, che funge da punto di trasferimento, e viene poi ridistribuito sui metatarsi anteriormente e sul calcagno posteriormente.

Dal calcagno decorrono due principali archi plantari longitudinali: laterale e mediale. L'arco plantare laterale è più corto e si estende fino all'appoggio anteroesterno, quasi parallelo al piano del terreno. Questo arco attraversa il calcagno, il cuboide e il quarto e quinto metatarso, ed è sostenuto dai muscoli peronieri breve e lungo, insieme all'abduuttore del quinto dito. D'altro canto, l'arco plantare mediale è molto più marcato e segue una linea che passa per il calcagno, l'astragalo, lo scafoide, il primo cuneiforme e il primo metatarsale. Questo arco, sostenuto dai muscoli tibiale posteriore, peroneo lungo, flessore proprio dell'alluce e adduttore dell'alluce, è essenziale per la stabilità e la funzionalità del piede. L'area più vulnerabile dell'arco longitudinale è l'articolazione tra astragalo e navicolare, particolarmente soggetta a stress in soggetti sovrappeso o con legamenti rilassati. La presenza del legamento calcaneonavicolare inferiore rinforza questa zona, consentendo un certo grado di

elasticità e contribuendo alla stabilità dell'arco. L'arco longitudinale è stabilizzato dalla forma delle ossa e dai robusti legamenti che lo attraversano, mentre il movimento del piede durante l'andatura implica meccanismi di flessione ed estensione, oltre a eventi come la rotazione della tibia e l'inversione del calcagno.

In aggiunta a questi archi longitudinali, esiste anche un arco trasverso anteriore, rappresentato dalla curvatura nel piano frontale delle ossa metatarsali e tarsali. Questo arco, pur essendo meno sostenuto, svolge un ruolo cruciale nella distribuzione del peso e nel fornire al piede una rigidità passiva che aiuta ad immagazzinare energia elastica, utilizzata durante la fase di spinta del cammino. Le lesioni dell'arco trasversale possono compromettere l'integrità biomeccanica del piede, portando all'insorgenza di deformità come l'alluce valgo (Gray, 1988) (Jahss, 1991) (Asghar & Naaz, 2022).

L'aponeurosi plantare riveste anch'essa un ruolo importante durante la camminata, attivando il meccanismo a mulinello (Voller, 2022) e trasformando il piede in una leva rigida che aiuta nella propulsione del corpo in avanti. Inoltre, i muscoli intrinseci del piede supportano ulteriormente la stabilità dell'arco, mentre la forma dell'articolazione talonavicolare offre un supporto aggiuntivo, rendendo l'articolazione stabile anche durante i movimenti in punta di piedi. L'aponeurosi plantare, o fascia plantare, è una robusta struttura di tessuto connettivo dalla consistenza fibrosa-tendinea che si estende longitudinalmente dalla tuberosità calcaneare fino alle teste dei metatarsi. Questa aponeurosi è suddivisa in tre porzioni: mediale, centrale e laterale. La porzione centrale, la più ampia, appare come una fascia spessa che si espande e si assottiglia mentre si dirige verso il basso, dividendosi infine in cinque processi, uno per ciascun dito. All'articolazione metatarsofalangea, questi processi si biforcano ulteriormente in una porzione superficiale, che collega la pelle ai cuscinetti delle dita, e in una porzione profonda, che si integra con le guaine dei tendini flessori. Le porzioni mediale e laterale dell'aponeurosi sono più sottili e piccole rispetto a quella centrale. Inoltre, i setti intermuscolari verticali mediale e laterale si originano dalla giunzione della porzione centrale con le altre due, suddividendo i muscoli plantari in gruppi mediale, laterale e intermedio. Questa struttura supporta l'arco plantare e svolge una funzione ammortizzatrice durante la postura eretta e la deambulazione, contribuendo così alla stabilità e alla funzionalità del piede, ma lavora anche in sinergia con gli archi del piede per garantire stabilità, flessibilità e capacità di carico al piede umano (Jahss, 1991).

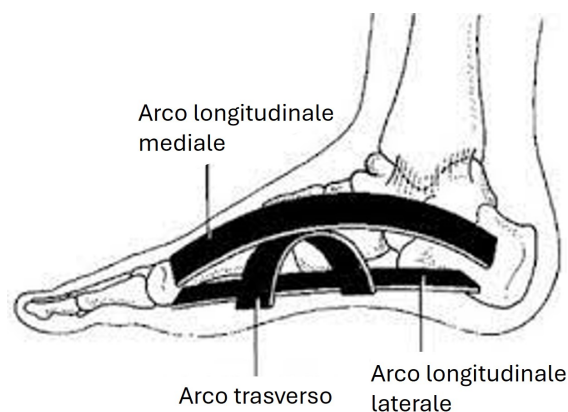


Figura 1.11: Archi plantari del piede.

1.2 Analisi del cammino

La locomozione, intesa come il movimento da un luogo all'altro, rappresenta una delle funzioni essenziali per l'uomo e si manifesta in molteplici forme, tra cui il cammino. La deambulazione, in particolare, è un'attività complessa che richiede un'integrazione precisa di processi biomeccanici, neurologici e muscolari. L'analisi del cammino si propone di studiare questi processi al fine di comprendere come si sviluppano e si coordinano le azioni necessarie per il movimento, consentendo agli individui di muoversi in modo efficiente (Jahss, 1991).

1.2.1 Cinematica

Un elemento centrale dell'analisi del cammino è il *gait cycle*, il ciclo di movimento che si verifica da un contatto del piede al suolo fino al successivo contatto dello stesso piede. Il *gait cycle* è suddiviso in diverse fasi, ognuna delle quali gioca un ruolo fondamentale nel garantire una locomozione fluida e bilanciata. Lo studio e l'analisi di queste fasi, insieme ai meccanismi che le governano, sono essenziali per identificare eventuali anomalie o inefficienze nel cammino.

1.2.1.1 Biomeccanica del piede sano

Il piede è una struttura anatomica in grado di sostenere il peso corporeo nelle attività motorie quotidiane e di permettere la deambulazione su terreni diversi grazie alle sue articolazioni che permettono movimenti nei tre piani anatomici. La biomeccanica del piede e della caviglia è importante per il supporto del peso corporeo in posizione eretta, come leva per la propulsione durante il cammino e per l'assorbimento delle forze esterne (Voller, 2022). I movimenti illustrati in Figura 1.12 permettono di mantenere l'equilibrio del corpo e una corretta distribuzione del carico durante la fase di appoggio. Tali movimenti si basano sull'interazione complessa e interdipendente delle articolazioni del piede e della caviglia, per garantire la mobilità necessaria in ogni fase del movimento. Qui di seguito l'elenco dei movimenti principali del piede e le articolazioni coinvolte (Hoppenfeld, 2014).

- A. La dorsiflessione è il movimento che porta il dorso del piede verso la parte anteriore della gamba, riducendo l'angolo tra il piede e la tibia. Questo movimento avviene principalmente attorno all'asse trasversale, che attraversa l'articolazione talocrurale ed è principalmente limitata all'articolazione talocrurale. In condizioni normali, la dorsiflessione ha un'escursione di circa 20° . È essenziale durante la fase di appoggio del cammino, poiché consente di stabilizzare il piede mentre il corpo si muove in avanti.
- B. La plantar flessione è il movimento opposto alla dorsiflessione, in cui il piede si sposta verso il basso, aumentando l'angolo tra il piede e la tibia. Questo movimento avviene sia nell'articolazione talocrurale che nella regione del mesopiede, in cui i principali attori del movimento sono l'astragalo e la tibia. La plantar flessione è essenziale per la spinta propulsiva nella fase finale del cammino. L'angolo massimo di plantar flessione è di circa 50° , a seconda della flessibilità individuale.
- C. L'adduzione è il movimento in cui l'avampiede si sposta verso la linea mediana del corpo. Questo movimento avviene prevalentemente in corrispondenza dell'articolazione talocrurale, con un'escursione di circa 20° . La rotazione interna coinvolge principalmente l'astragalo e il calcagno e aiuta a stabilizzare il piede e a mantenere una linea di movimento corretta durante il ciclo del passo.
- D. L'abduzione del piede è il movimento laterale che allontana l'avampiede dalla linea mediana del corpo. Questo movimento avviene principalmente attorno all'asse longitudinale, che attraversa l'articolazione del piede e coinvolge una rotazione verso l'esterno, con un'escursione di circa 10° . L'articolazione talocrurale ha un ruolo più limitato, invece l'astragalo mostra una maggiore partecipazione rispetto ad altre articolazioni.

L'abduzione è particolarmente rilevante durante la fase di oscillazione del cammino, quando il piede si prepara per il successivo contatto con il suolo.

- E. L'inversione è il movimento in cui la pianta del piede si inclina verso l'interno, sollevando il bordo mediale del piede. Questo movimento avviene principalmente attorno all'asse frontale, che attraversa l'articolazione subtalare. L'inversione ha una gamma di movimento di circa 5° ed è cruciale per adattare il piede a terreni irregolari e mantenere la stabilità laterale.
- F. L'eversione è il movimento opposto all'inversione, dove la pianta del piede si inclina verso l'esterno, sollevando il bordo laterale del piede. L'angolo di eversione è generalmente inferiore rispetto all'inversione, con un'escursione di circa 5° . L'eversione contribuisce a mantenere l'equilibrio e ad assorbire le forze laterali durante il contatto con il terreno.

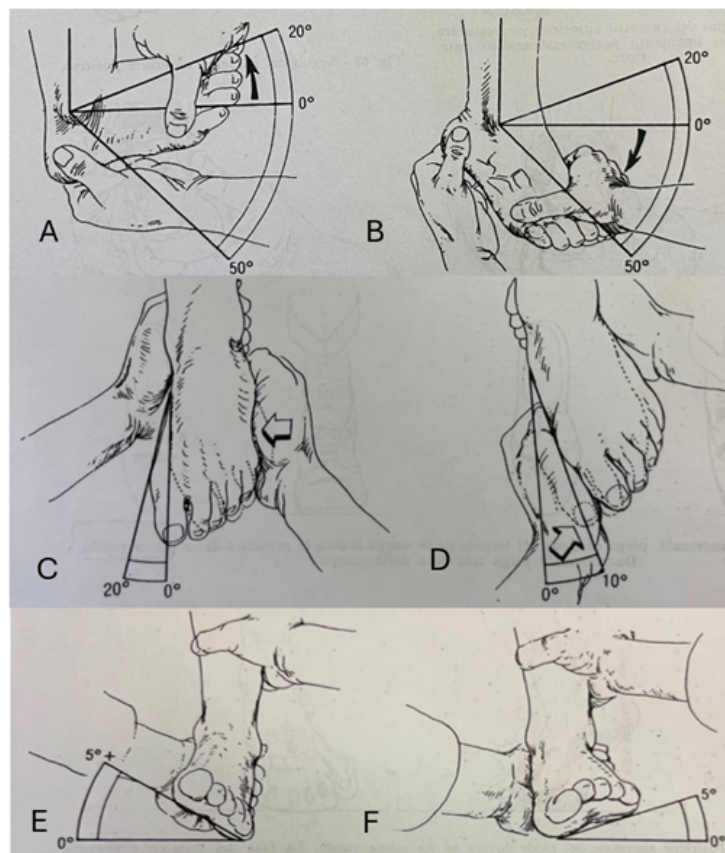


Figura 1.12: Rappresentazione dei movimenti del piede: (A) dorsiflessione, (B) plantarflexione, (C) adduzione, (D) abduzione, (E) inversione, (F) eversione (Hoppenfeld, 2014).

Combinando i movimenti del piede si generano movimenti più complessi, tra cui la pronazione e la supinazione. La pronazione rappresenta una combinazione sinergica di eversione, abduzione e dorsiflessione, attraverso cui il piede si appiattisce leggermente, adattandosi alle irregolarità del terreno ed assorbendo gli impatti. Questo movimento, con un'escursione compresa tra 5° e 15° , avviene principalmente nella fase iniziale di appoggio durante il cammino, permettendo una distribuzione uniforme del carico sul piede. Al contrario, la supinazione è il movimento opposto, che integra inversione, adduzione e plantarflexione. Durante la supinazione, il piede si irrigidisce, trasformandosi in una leva stabile per la spinta

propulsiva. Con un'escursione di 5° - 10° , questo movimento è essenziale nella fase finale del passo, quando il piede si solleva dal terreno, fornendo la propulsione necessaria per avanzare. I movimenti di pronazione e supinazione combinano diversi piani di movimento ed avvengono principalmente attorno ad un asse obliquo, che passa attraverso l'articolazione subtalare e l'articolazione trasversa del tarso. L'astragalo e il calcagno sono le ossa maggiormente coinvolte in questi movimenti, con un significativo contributo anche del navicolare durante la pronazione.

1.2.1.2 *Gait cycle*

Il *gait cycle* si definisce come l'intervallo di tempo compreso tra due successivi contatti iniziali dello stesso piede con il suolo. Durante l'avanzamento del corpo, un arto funge da sostegno, mentre l'altro avanza fino al successivo appoggio; in seguito, i due arti si scambiano di ruolo ed entrambi i piedi sono in contatto con il terreno durante il trasferimento del peso del corpo da un arto all'altro. Questa serie di eventi è ripetuta da ogni arto in modo alternato, permettendo la progressione del corpo nello spazio. Una singola sequenza di queste funzioni di un arto è definita ciclo del passo, rappresentato in Figura 1.13.

Il *gait cycle* è diviso in due fasi principali: la fase di appoggio, che occupa il 62% del ciclo ed è caratterizzata dal contatto anche parziale tra piede e terreno, e la fase di oscillazione, che occupa il restante 38% e si riferisce al tempo in cui il piede si trova nella fase di volo e permette l'avanzamento dell'arto. La fase dell'appoggio comprende la fase di accettazione del carico, di appoggio e di trasferimento del carico. Inizio e fine dell'appoggio comprendono un periodo di contatto bilaterale, o doppio appoggio, mentre durante la parte intermedia il contatto è di un solo piede.

Il *gait cycle* è divisibile in 8 fasi, ciascuna delle quali ha un preciso obiettivo funzionale ed è caratterizzata da uno schema di movimento sinergico per mantenere l'equilibrio e preparare l'arto per il successivo contatto con il suolo (Root et al., 1977) (Voller, 2022) (Benedetti, 2005).

1. Contatto iniziale (0-2%): L'arto tocca il suolo attraverso il contatto del calcagno, consentendone il rotolamento. L'obiettivo principale è posizionare correttamente il piede per iniziare l'appoggio. Nel primo *rocker*, la caviglia si plantarflette, portando l'avampiede a contatto con il suolo. Questo movimento è controllato dalla contrazione eccentrica dei muscoli del compartimento anteriore, come il tibiale anteriore, che impediscono al piede di colpire bruscamente il terreno.
2. Risposta al carico (2-10%): L'arto assorbe l'impatto e si stabilizza sotto carico, garantendo la progressione del corpo in avanti senza perdere l'equilibrio.
3. Appoggio intermedio (10-30%): Il piede supporta il peso del corpo, assicurando la stabilità dell'arto e del tronco. Il secondo *rocker* permette la progressione del corpo in avanti. Questa fase si caratterizza per la pronazione del piede, la rotazione interna della gamba e il completo caricamento dei metatarsi.
4. Appoggio terminale (30-50%): Si solleva il tallone per prepararsi al distacco del piede dal suolo e continuare la progressione del corpo oltre il piede in appoggio. In questa fase il piede funziona come una leva rigida attraverso la supinazione continua dell'articolazione sottoastragalica. La gamba ruota esternamente e il piede sopporta il peso del corpo mentre l'altro piede oscilla.
5. Preoscillazione (50-60%): Il piede sta per lasciare il suolo, e il peso viene trasferito all'avampiede, si attiva il terzo *rocker*. Questa fase è cruciale per preparare l'arto al movimento di oscillazione. In questa fase, la supinazione del piede continua per migliorare la rigidità necessaria per la propulsione, mentre la gamba ruota esternamente. Il peso corporeo viene progressivamente trasferito dalla pianta alle dita dei piedi e, infine, all'altro piede (Jerome, 2024) (Asghar & Naaz, 2022) (Benedetti, 2005).

6. Oscillazione iniziale (60-73%): Il piede si solleva dal suolo e, insieme alla gamba, ruota sul piano trasversale. L'obiettivo è il sollevamento del piede dal suolo e permettere all'arto di avanzare.
7. Oscillazione intermedia (73-87%): Il piede prona muovendosi in avanti oltre la linea di gravità e la gamba ruota internamente, consentendo l'avanzamento ottimale del passo.
8. Oscillazione terminale (87-100%): Il piede supina e ruota internamente per allinearsi con il suolo in preparazione al contatto del tallone. L'obiettivo è il completo avanzamento dell'arto e la preparazione dell'arto all'appoggio (Benedetti, 2005) (Kharb et al., 2011).

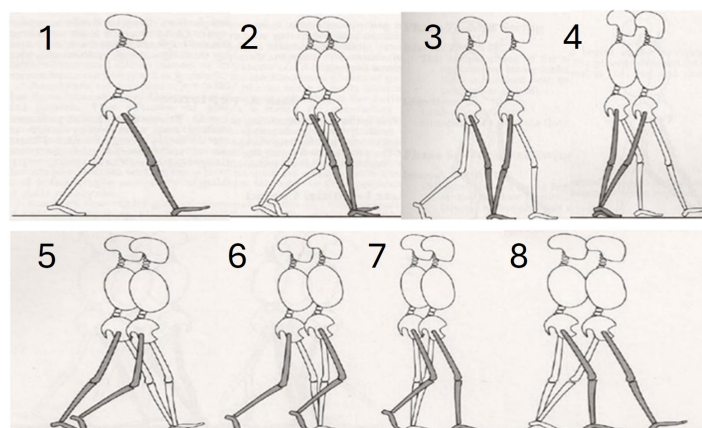


Figura 1.13: Fasi del ciclo del cammino: (1) Contatto iniziale, (2) Risposta al carico, (3) Appoggio intermedio, (4) Appoggio terminale, (5) Preoscillazione, (6) Oscillazione iniziale, (7) Oscillazione intermedia, (8) Oscillazione terminale (Kharb et al., 2011).

1.2.1.3 Movimenti articolari durante il ciclo del cammino

Vengono di seguito analizzati i movimenti articolari più rilevanti del complesso piede-caviglia che si verificano nelle due fasi principali del ciclo del cammino, evidenziandone il ruolo nella progressione del passo e nella stabilità del corpo.

Durante la fase di appoggio, il movimento delle articolazioni del complesso piede-caviglia è essenziale per permettere la progressione del corpo in avanti. La caviglia si flette plantarmente sul piano sagittale dall'impatto del tallone fino al contatto dell'avampiede. Dopo l'appoggio, la caviglia entra in dorsiflessione spostando il centro di massa in avanti rispetto alla base di appoggio del piede. Con l'inizio della fase propulsiva e il sollevamento del tallone, la caviglia si flette nuovamente plantarmente fino al distacco delle dita, contribuendo alla spinta in avanti del corpo.

L'articolazione sottoastragale consente la rotazione interna della gamba e la pronazione del piede durante il contatto, invertendo il calcagno. Con il progredire del ciclo dell'andatura verso l'appoggio intermedio e la propulsione, l'articolazione sottoastragale supina, permettendo la rotazione esterna della gamba, stabilizza il piede per prepararlo alla fase di spinta.

L'articolazione medio-tarsale è influenzata sia dall'attività muscolare sia dalle forze di reazione al suolo. Durante il contatto, l'avampiede è supinato sull'asse longitudinale e pronato sull'asse obliquo. Durante l'appoggio intermedio e la propulsione, l'articolazione mediotarsale supina per migliorare la stabilità, bloccando l'avampiede e creando una leva rigida necessaria per la propulsione.

Il primo raggio si può dorsiflettere o plantarmente flettersi durante la fase di appoggio per mantenere il contatto con il suolo. Durante la propulsione, la flessione plantare del primo raggio è fondamentale per garantire la stabilità dell'alluce e del piede, permettendo una spinta efficace durante il distacco delle dita.

Le dita non supportano il peso durante il contatto e l'appoggio intermedio, ma diventano attive nella fase propulsiva. I flessori plantari stabilizzano le dita contro il suolo, mentre i muscoli estensori flettono dorsalmente le dita, favorendo una propulsione più efficiente durante la spinta finale del passo (Jahss, 1991) (Root et al., 1977).

Durante la fase di oscillazione, il complesso piede-caviglia esegue movimenti cruciali per prepararsi all'impatto successivo e mantenere un'andatura fluida. Subito dopo il distacco della punta, la caviglia si flette leggermente plantarmente, ma rapidamente entra in dorsiflessione per garantire che il piede non tocchi il suolo durante l'oscillazione. A metà della fase di *swing*, il piede è quasi a 90° rispetto alla gamba, e la dorsiflessione continua fino a quando il piede si trova in una posizione stabile, leggermente dorsiflessa, in preparazione per l'impatto del tallone.

L'articolazione sottoastraglica, a seguito del distacco della punta, inizia a pronare leggermente per permettere il sollevamento del piede da terra. A metà oscillazione, il piede è completamente pronato, ma verso la fine della fase, la supinazione ritorna gradualmente, preparando il piede all'impatto del tallone.

L'articolazione mediotarsale subisce una serie di rotazioni durante la fase di oscillazione. Al distacco della punta, l'articolazione è supinata sull'asse obliquo e pronata sull'asse longitudinale. Durante l'oscillazione, l'articolazione mediotarsale pronata ulteriormente, mentre l'avampiede diventa completamente pronato. Nell'ultima parte della fase di oscillazione, l'articolazione mediotarsale torna a supinare grazie alla contrazione del tibiale anteriore, preparando il piede per il contatto con il suolo.

Al distacco delle dita, il primo raggio è plantarflexo, ma si dorsiflette rapidamente dopo il distacco grazie alla contrazione del tibiale anteriore. Questo movimento prepara il piede per l'impatto successivo, e il primo raggio rimane in dorsiflessione fino alla fine della fase di oscillazione.

Le dita minori sono dorsiflesse al distacco della punta e rimangono tali fino a metà oscillazione, per poi flettersi leggermente plantarmente verso la fine della fase. L'alluce segue un movimento simile, dorsiflettendosi al distacco della punta e mantenendo una dorsiflessione durante tutta la fase di oscillazione, per poi ridursi leggermente alla fine (Jahss, 1991) (Root et al., 1977).

In generale, il movimento delle articolazioni del piede è essenziale per la locomozione, consentendo al piede di adattarsi al terreno durante la fase di contatto e di trasformarsi in una leva rigida per la propulsione nella fase finale. La pronazione dell'articolazione sottoastraglica favorisce l'assorbimento degli urti durante l'impatto del tallone, mentre la pronazione dell'articolazione mediotarsale facilita il trasferimento del peso da un piede all'altro. La stabilità e la mobilità articolare sono fondamentali per garantire un'andatura efficace e priva di anomalie.

1.2.1.4 Parametri spazio-temporali

I parametri spazio-temporali rappresentano misure utili per descrivere la configurazione spaziale e la dinamica del cammino, fornendo informazioni quantitative sulla lunghezza, la velocità e la durata del passo, che permettono di caratterizzare globalmente il cammino.

I parametri spaziali, in Figura 1.14, sono essenziali per comprendere la qualità del cammino e rilevare eventuali anomalie nella deambulazione.

Questi parametri includono:

- La lunghezza del passo, o *stride length*, rappresenta la distanza tra due successivi contatti dello stesso piede con il suolo. È una misura globale della lunghezza del passo e comprende l'intero ciclo di movimento per ciascun arto.

- La lunghezza del semipasso, o *step length*, indica la distanza tra il contatto di un piede e il contatto successivo dell'altro piede. Questo parametro è cruciale per valutare la simmetria del cammino ed eventuali asimmetrie dovute a condizioni patologiche.
- La larghezza dello step, o *walking base*, misura la distanza laterale tra i piedi, ovvero la distanza trasversale tra i punti di contatto di un piede e dell'altro. Questo parametro riflette l'ampiezza della base di appoggio e ha implicazioni sulla stabilità del cammino.
- La rotazione del piede, o *toe out angle*, si riferisce all'angolo formato dall'asse longitudinale del piede rispetto alla linea di progressione durante l'appoggio. Un'eccessiva rotazione può indicare alterazioni nella biomeccanica del cammino.

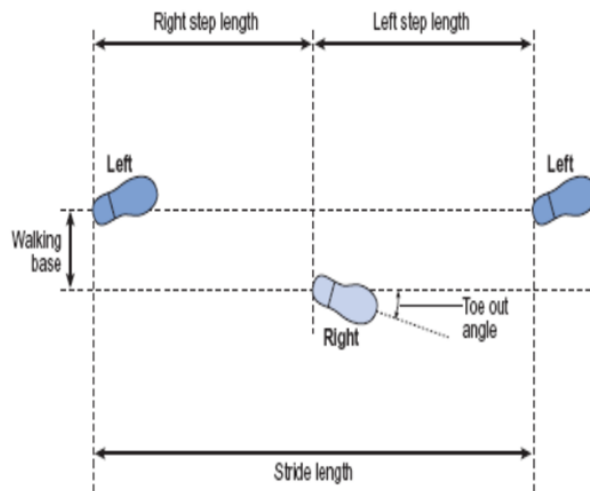


Figura 1.14: Parametri spaziali (Voller, 2022).

I parametri temporali descrivono la durata delle diverse fasi del ciclo del passo e sono necessari per valutare la regolarità e la fluidità del movimento.

Questi parametri includono:

- Durata dello stride o *cycle time*: rappresenta il tempo necessario per completare un ciclo completo di movimento di un arto inferiore, dall'appoggio iniziale del piede fino al successivo appoggio dello stesso piede.

$$\text{Cycle Time} = \frac{120}{\text{Cadence}} \quad (\text{s})$$

- Durata dello step: indica l'intervallo temporale tra l'appoggio di un piede e l'appoggio dell'altro piede. È una misura essenziale per valutare la simmetria temporale tra gli arti.
- Durata della fase di appoggio o *stance time*: misura il tempo in cui il piede rimane a contatto con il suolo durante il ciclo del passo. Questa fase è essenziale per la stabilità e l'equilibrio.
- Durata della fase di oscillazione o *swing time*: corrisponde al tempo in cui il piede si solleva dal suolo e si muove in avanti per prepararsi al successivo contatto. È una fase importante per l'avanzamento.
- Cadenza: rappresenta il numero di passi al minuto (step/min) ed è direttamente correlata alla durata del passo. La cadenza è un indicatore chiave della frequenza del cammino.

- Frequenza del passo: esprime il numero di stride al secondo (stride/s o Hz) ed è inversamente proporzionale alla durata del passo.

La velocità del cammino è determinata dal rapporto tra la lunghezza del passo e la sua durata, offrendo una misura precisa della rapidità con cui una persona si muove nello spazio.

$$\text{Speed} = \frac{\text{Stride Length}}{\text{Cycle Time}} \quad (\text{m/s})$$

Questo parametro è considerato un importante biomarcatore in quanto possiede un alto potere discriminante: è in grado di fornire indicazioni sull'aspettativa di vita del soggetto e sulla sua idoneità a beneficiare di trattamenti specifici. Non a caso, il cammino è spesso definito la "sesta funzione vitale" poiché riflette il corretto funzionamento di molti sistemi corporei ed è un potente predittore dello stato generale di salute (Kharb et al., 2011).

1.2.2 Modelli cinematici basati su *marker* passivi

Esistono numerosi modelli e protocolli per la descrizione della cinematica del corpo umano, basati sull'utilizzo di *marker* passivi, che sono stati disegnati per la ricerca e la pratica clinica. La loro complessità varia in base al numero di segmenti corporei considerati e ai gradi di libertà articolari inclusi. Per lo studio del cammino e della deformità dell'alluce valgo, è importante utilizzare modelli che rappresentino accuratamente la biomeccanica del piede. I modelli cinematici multi-segmentali rappresentano un'evoluzione rispetto ai modelli a segmento unico, permettendo un'analisi più dettagliata del movimento delle diverse strutture ossee. Secondo Leardini et al. (2019), esistono circa 40 modelli multi-segmentali, sviluppati per migliorare la misurazione della cinematica del piede. Tra i più utilizzati in ambito clinico e di ricerca vi sono l'Oxford Foot Model, il Rizzoli Foot Model e il Milwaukee Foot Model, applicati nello studio delle deformità del piede. Altri modelli, come il Glasgow-Maastricht Foot Model e il Shriners Hospital for Children Greenville Foot Model, sono stati sviluppati per segmentazioni più dettagliate o per valutazioni pediatriche. Questi modelli differiscono per numero di segmenti, *marker* e convenzioni cinematiche adottate. Tuttavia, persistono alcune sfide metodologiche, come la necessità di standardizzazione e la riduzione degli artefatti da movimento della pelle.

In questo lavoro, verranno utilizzati due modelli cinematici ideati dai ricercatori dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna: IOR gait e Rizzoli Foot Model. Questi modelli consentono un'analisi dettagliata della cinematica del piede e della caviglia, fornendo una base robusta per il confronto tra pazienti affetti da alluce valgo e soggetti sani (Leardini, Sawacha et al., 2007; Leardini, Benedetti et al., 2007; Portinaro et al., 2014).

1.2.2.1 IOR gait

Il modello IOR gait, sviluppato presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna (Leardini, Sawacha, et al., 2007), è un protocollo anatomico per l'analisi del cammino, concepito per ottenere una descrizione tridimensionale completa del movimento del bacino e delle articolazioni dell'arto inferiore.

Questo protocollo nasce come un compromesso tra la riduzione del tempo di preparazione del paziente, grazie all'utilizzo di un numero relativamente ridotto di *marker* (26 *marker* di cui 6 di "calibrazione" che vengono tolti dopo la calibrazione in statica), e l'accuratezza e affidabilità dei risultati, garantita dalla calibrazione dei punti anatomici, che coinvolge sei punti di riferimento, inclusi i centri delle articolazioni dell'anca, del ginocchio e della caviglia, definiti attraverso metodi predittivi geometrici (come nel protocollo Cast). I *marker* sferici di 14 mm di diametro vengono applicati su punti anatomici specifici, come i margini anteriori e posteriori dell'articolazione iliaco-spinale (ASIS, PSIS), le prominenze del grande trocantere (GT) e dell'epicondilo laterale femorale (LE e ME), la testa della fibula (HF), il

bordo più sporgente della tibia (TT), i malleoli (LM e MM), l'inserzione del tendine d'Achille sul tallone (CA) e i margini dorsali del piede, corrispondenti al primo (FM), al secondo (SM) e al quinto metatarso (VM), come illustrato in Figura 1.15. I *marker* ME, MM e SM sono utilizzati per la calibrazione e rimossi dopo l'acquisizione statica. Il protocollo adotta la convenzione di Groot e Suntay (1983) per la definizione degli angoli articolari. Il centro dell'articolazione di ginocchio è definito come il punto medio tra LE ed ME, mentre il centro della caviglia è definito come il punto medio tra LM e MM. Per l'articolazione d'anca, il centro (testa del femore, FH) viene calcolato utilizzando i *marker* posizionati sul bacino. Le rotazioni articolari vengono descritte attraverso un sistema di riferimento standard per flessione/estensione, rotazione interna/esterna e abduzione/adduzione, con specifiche terminologie per l'anca, il ginocchio e la caviglia (dorsiflessione, plantarflexione, inversione, eversione). Questo approccio rende il modello particolarmente utile per analizzare deformità del sistema muscolo-scheletrico. Il modello è stato validato su una popolazione di bambini sani, ma è applicabile anche a pazienti adulti con deformità muscolo-scheletriche, fornendo uno strumento affidabile per l'analisi del cammino e per confronti inter e intrasoggetto (Leardini, Sawacha, et al., 2007).

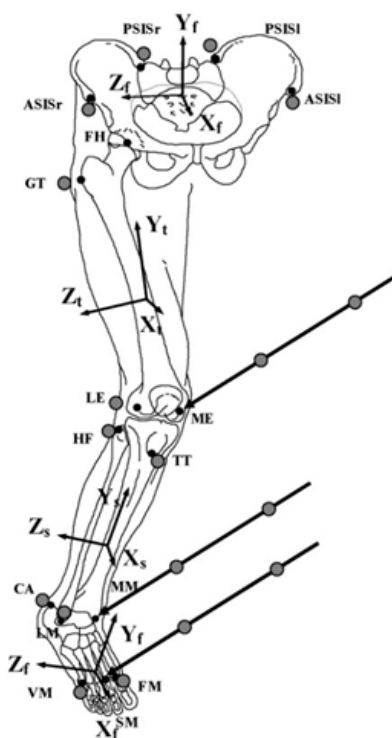


Figura 1.15: Protocollo IOR gait. Diagramma che mostra la posizione dei punti di riferimento anatomici (cerchi neri), dei *marker* riflettenti (cerchi grigi) e l'orientamento dei sistemi di riferimento anatomici per i segmenti del bacino, coscia, gamba e piede. Il puntatore indica la posizione dei 3 *marker* di calibrazione (ME, MM, SM), che vengono rimossi dopo l'acquisizione statica (Leardini, Sawacha, et al., 2007).

1.2.2.2 Rizzoli Foot Model

Il Rizzoli Foot Model, sviluppato presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna (Leardini, Benedetti, et al., 2007) (Portinaro et al., 2014), è un protocollo avanzato per l'analisi cinematica multi-segmento del piede in condizioni statiche e dinamiche.

Questo modello è stato progettato per fornire una descrizione dettagliata dei movimenti del retropiede, del mesopiede e dell'avampiede, superando la limitazione dell'approccio che considera il piede come un singolo segmento rigido. Attraverso l'uso di un set di *marker* sferici di 9 mm di diametro posizionati su prominenze ossee e linee articolari del piede, è possibile tracciare con precisione i movimenti di diversi segmenti ossei durante il cammino (Figura 1.16).

Il protocollo si basa su riferimenti anatomici ben definiti e segue le raccomandazioni internazionali per il calcolo delle rotazioni articolari. Il modello fornisce un'analisi dettagliata della deformazione dinamica dell'arco longitudinale mediale e delle relazioni angolari tra i segmenti del piede, offrendo informazioni preziose per la comprensione delle patologie del piede come il piede piatto o l'alluce valgo. La sua importanza risiede nella capacità di quantificare il movimento relativo dei diversi segmenti del piede, consentendo di rilevare alterazioni biomeccaniche non visibili con un'analisi standard del cammino. Questo modello è particolarmente rilevante per l'analisi clinica delle patologie del piede, poiché fornisce misure quantitative utili per la valutazione funzionale pre e post trattamento, permettendo di comprendere meglio come le deformità del piede influenzano il cammino e la funzione articolare (Leardini, Benedetti, et al., 2007) (Portinaro et al., 2014).

Mettendo a confronto i due modelli proposti, nel modello IOR gait l'arto inferiore viene considerato, permettendo di analizzare il movimento del complesso piede-caviglia in relazione ai segmenti superiori come tibia e perone. Sebbene il piede venga trattato come un segmento rigido, l'obiettivo principale è comprendere l'interazione tra le diverse articolazioni della gamba, aspetto cruciale per valutare il movimento globale dell'arto inferiore. Questo modello è utile per esaminare l'influenza che i segmenti scheletrici e muscolari della gamba esercitano sul piede durante il cammino, permettendo di correlare eventuali disfunzioni della gamba con il movimento del piede. Il Rizzoli Foot Model, invece, si concentra esclusivamente sul piede, consentendo una caratterizzazione dettagliata del movimento triplanare di retropiede, mesopiede ed avampiede. Pertanto, la combinazione di questi due modelli offre una visione completa e complementare del movimento dell'arto inferiore.

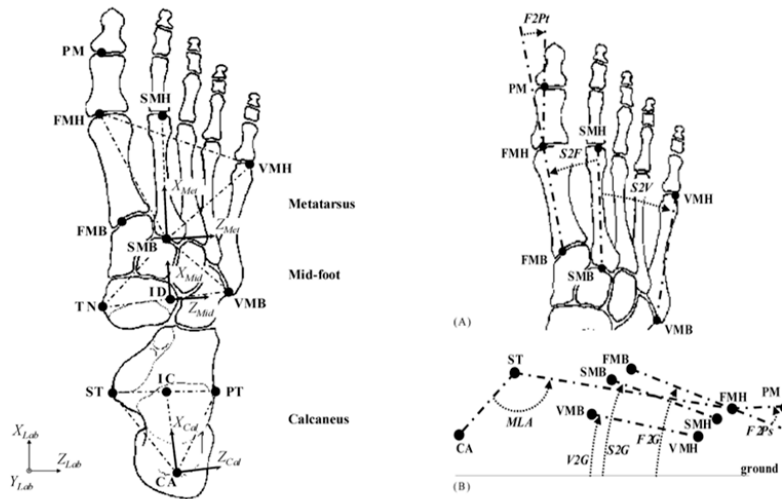


Figura 1.16: Rizzoli Foot Model: A sinistra, il diagramma del piede con i segmenti rigidi assunti, i punti di riferimento anatomici e i sistemi di riferimento rappresentati. Sono mostrati i piani trasversali (triangoli tratteggiati) e gli assi X e Z (freccie solide) su questi piani, con gli assi Y corrispondenti orientati prossimalmente. A destra, lo schema per il calcolo degli angoli planari (freccie tratteggiate) nei piani trasversale (A) e sagittale (B). Gli angoli planari sono rappresentati tra le direzioni dei segmenti lineari dell'alluce e dei metatarsali (freccie tratteggiate) (Leardini, Benedetti, et al., 2007).

1.2.3 Elettromiografia di superficie

L'elettromiografia di superficie consente di registrare l'attività elettrica dei muscoli durante il cammino. Attraverso l'analisi dei segnali elettromiografici, è possibile ottenere informazioni dettagliate sulla sequenza di attivazione dei muscoli, sulle loro contrazioni e sulla sinergia necessaria per eseguire i diversi movimenti del *gait cycle*. Questo strumento fornisce dati preziosi per comprendere non solo come i muscoli si attivano durante la camminata, ma anche come le alterazioni in questa attivazione possano influenzare la performance locomotoria e contribuire a condizioni patologiche (Jahss, 1991).

1.2.3.1 Controllo motorio

Il controllo motorio, schematizzato nella Figura 1.17, si riferisce all'insieme dei processi neurologici e biomeccanici che consentono la pianificazione, l'esecuzione e la regolazione dei movimenti volontari del corpo. Esso rappresenta il risultato di un complesso sistema neuromuscolare, in cui il sistema nervoso centrale (SNC) e il sistema nervoso periferico (SNP) lavorano in sinergia per coordinare il movimento e l'interazione con l'ambiente. Questo sistema integra informazioni sensoriali provenienti da differenti fonti (visive, propriocettive, vestibolari, cutanee) per generare risposte motorie appropriate (Levin & Piscitelli, 2022). Il movimento ha origine nella corteccia motoria, dove si trovano i corpi cellulari dei neuroni motori, responsabili dell'elaborazione e dell'invio dei comandi motori necessari per eseguire i movimenti volontari, come il cammino. Le vie efferenti trasportano questi segnali dal SNC alla periferia, attraverso il midollo spinale e il SNP, permettendo l'attivazione muscolare e quindi l'esecuzione del movimento. Ci sono anche le vie afferenti, che in verso opposto, trasportano informazioni sensoriali dai muscoli al SNC. Queste informazioni possono chiudersi a livello del midollo spinale, innescando i riflessi, oppure raggiungere strutture superiori del cervello per un'elaborazione più complessa. Una volta attivati, i muscoli generano forze e momenti articolari, che muovono i segmenti scheletrici del corpo. Ogni segmento si muove in modo coordinato per eseguire i movimenti necessari al ciclo del cammino.

Durante il cammino, i piedi interagiscono con il suolo, generando forze di reazione essenziali per la propulsione, ossia lo spostamento in avanti del centro di massa del corpo. Ogni volta che il piede spinge contro il suolo, il corpo riceve una forza di reazione uguale e opposta, che consente l'avanzamento, mantenendo un cammino fluido e continuo.

Il controllo motorio è strettamente legato alla funzione dei sensori muscolari, come i fusi neuromuscolari e l'organo tendineo del Golgi. I fusi neuromuscolari rilevano l'allungamento e la velocità di allungamento del muscolo e inviano queste informazioni al SNC tramite le afferenze di tipo Ia. Quando il muscolo si allunga, anche i fusi neuromuscolari si deformano e in base alla velocità e all'entità dell'allungamento, i neuroni inviano segnali proporzionali. I motoneuroni gamma controllano la tensione dei fusi neuromuscolari, regolando la loro sensibilità e permettendo loro di rispondere efficacemente agli allungamenti muscolari. L'organo tendineo del Golgi, situato nei tendini, rileva la forza esercitata dal muscolo. Quando viene rilevata una forza eccessiva, l'organo di Golgi attiva interneuroni inibitori, prevenendo una contrazione muscolare eccessiva e proteggendo il muscolo da danni. Inoltre, al midollo spinale arrivano anche *feedback* sensoriali (propriocettivi, visivi, vestibolari), che forniscono informazioni sulla posizione dei segmenti corporei, sull'equilibrio, sulla postura e sulle condizioni ambientali. Questi segnali viaggiano nuovamente verso il SNC, dove vengono integrati per apportare correzioni in tempo reale al movimento e alla postura. Questo ciclo continuo di regolazione è definito controllo a circuito chiuso e permette al sistema di adattarsi alle variazioni esterne, come il terreno irregolare, o alle esigenze interne, come il mantenimento dell'equilibrio (Latash, 2012).

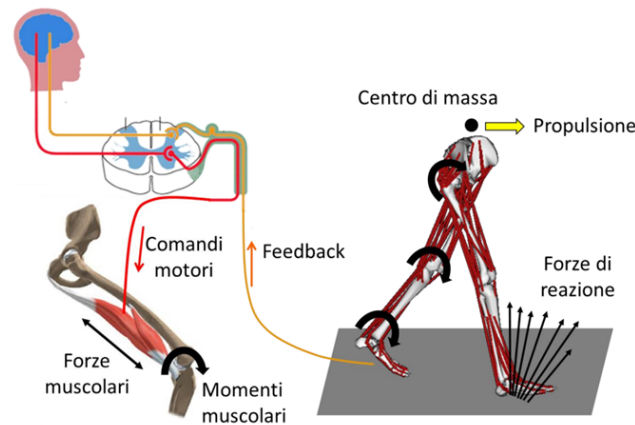


Figura 1.17: Flow del controllo motorio.

1.2.3.2 Generazione di un MUAP

Il potenziale d'azione dell'unità motoria (MUAP) consiste nell'attività elettrica generata dalla contrazione simultanea di un gruppo di fibre muscolari innervate dallo stesso motoneurone alpha. Questo segnale elettrico rappresenta la risposta muscolare a un impulso nervoso che supera la soglia di attivazione e costituisce l'unità funzionale di base osservabile nell'elettromiografia. Il MUAP si propaga lungo l'assone del motoneurone fino alla giunzione neuromuscolare, dove induce la depolarizzazione della membrana delle fibre muscolari. Una volta attivato, il potenziale d'azione si diffonde dalla zona di innervazione (IZ) lungo le fibre muscolari verso i tendini, dove si estingue, generando il segnale elettromiografico. Questa propagazione determina una variazione del potenziale elettrico, rilevabile tramite elettrodi posti sulla superficie del muscolo (elettromiografia di superficie) o inseriti al suo interno (elettromiografia ad ago).

I segnali sEMG risentono dell'influenza di un numero maggiore di unità motorie vicine e di muscoli attivi adiacenti, il che può rendere più complessa la loro interpretazione. Al contrario, l'sEMG intramuscolare registra segnali direttamente dal muscolo di interesse, fornendo informazioni più precise (Kim et al., 2007). Esistono due modalità principali per il prelievo del segnale sEMG: monopolare e differenziale. Nella prima modalità, un singolo elettrodo registra il potenziale elettrico rispetto ad un riferimento distante in posizione neutra. In questo caso, l'elettrodo rileva l'attività elettrica del muscolo e include tutte le componenti del segnale, sia quelle propaganti sia quelle non propaganti. Questa modalità è particolarmente sensibile ai rumori e agli artefatti, ma può fornire una visione più ampia dell'attività muscolare complessiva. Nella modalità differenziale, invece, si utilizzano due elettrodi vicini, e il segnale registrato rappresenta la differenza di potenziale tra di loro. Questa modalità è più comune per l'analisi del segnale sEMG, poiché riduce l'interferenza da segnali lontani (*crosstalk*), il rumore di fondo e le componenti non propaganti, enfatizzando solo le variazioni del potenziale d'azione, anche se una parte del contenuto informativo viene persa (Latash, 2012).

Per avere una migliore visione della propagazione del potenziale d'azione lungo le fibre, invece di utilizzare solo due elettrodi, si utilizzano schiere di elettrodi. Da questa configurazione di elettrodi, possiamo osservare la tipica forma a "V" dei segnali sEMG, che indica la propagazione del potenziale in direzioni opposte rispetto alla zona di innervazione. La presenza di un canale piatto indica che la zona di innervazione si trova esattamente tra quei due canali, essendo che i potenziali generati ai due lati si annullano a vicenda.

Il MUAP è costituito sia da una componente propagante che da una componente non propagante. La componente che propaga rappresenta il potenziale d'azione che si sposta

lungo le fibre muscolari dalla IZ verso i tendini. Questa componente riflette la propagazione del segnale sEMG e può essere utilizzata per calcolare la velocità di conduzione (CV) del segnale lungo le fibre muscolari e altri indicatori utili per l'estrazione di informazioni dal segnale sEMG. La componente non propagante, invece, è legata alla depolarizzazione che si verifica in aree specifiche, come nella zona di innervazione o alla fine delle fibre muscolari (effetto di fine fibra). Questa componente non si propaga lungo le fibre, ma rappresenta l'attività locale, come l'inizio o la fine del potenziale d'azione.

Il prelievo e l'analisi di questi segnali (Figura 1.18) permettono di determinare la posizione della zona di innervazione, la CV lungo le fibre muscolari, la posizione dei tendini e altre caratteristiche, come l'ampiezza e la forma d'onda del MUAP, che forniscono informazioni utili sulle unità motorie attivate e sulla composizione del segnale elettromiografico.

Il segnale sEMG interferente è il risultato della sovrapposizione di molti MUAP generati dalle diverse unità motorie attivate durante una contrazione muscolare volontaria. Questi MUAP si sommano in modo asincrono, poiché le unità motorie non si attivano simultaneamente, ma con tempi di attivazione differenti, a seconda delle necessità del movimento e del controllo nervoso. Questa somma di MUAP dà origine al MUAP train, che rappresenta l'attività complessiva del muscolo in contrazione.

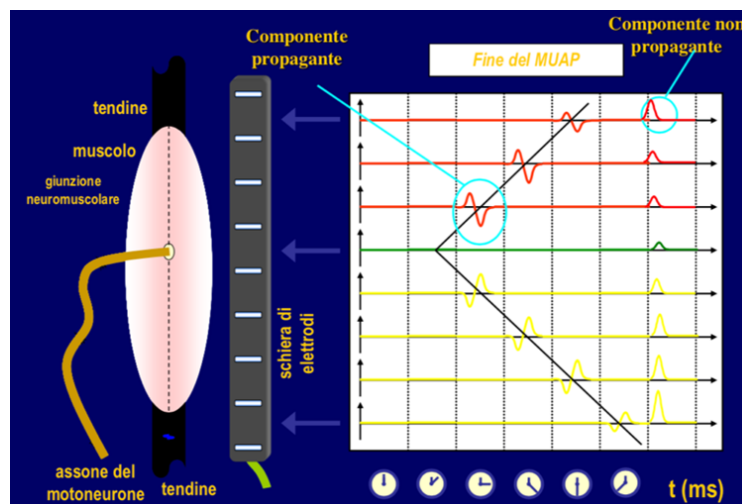


Figura 1.18: Prelievo di un MUAP.

1.2.3.3 Indicatori utili

L'analisi del segnale sEMG è supportata da una serie di indicatori che permettono di estrarre informazioni sull'attività muscolare. Questi indicatori includono parametri relativi all'ampiezza del segnale, alla sua distribuzione spettrale e alla velocità di conduzione delle fibre muscolari.

Gli indicatori di ampiezza rappresentano misure quantitative utilizzate per descrivere l'intensità del segnale sEMG in un determinato intervallo temporale. L'ARV calcola la media del modulo del segnale sEMG su un determinato intervallo temporale, mentre l'RMS prevede la media dei quadrati dei valori del segnale, rappresentando la sua potenza in quel periodo e restituendo la radice quadrata per una stima più precisa dell'ampiezza. Sebbene entrambi siano utilizzati, l'RMS tende a essere più stabile in condizioni di contrazioni elevate, quando la distribuzione del segnale sEMG è più gaussiana, mentre l'ARV è preferito per contrazioni più basse, dove il segnale tende a una distribuzione laplaciana. La relazione tra l'ampiezza del segnale e la forza muscolare non è lineare, poiché l'ampiezza dipende dal reclutamento di unità motorie di diverse dimensioni e dalla loro profondità nel muscolo. L'ampiezza è inoltre direttamente proporzionale alla fatica muscolare a causa del reclutamento di ulteriori

unità motorie e del rallentamento della CV, che allunga la durata dei MUAP, aumentando l'ampiezza complessiva. Questa relazione è importante anche per capire quando un muscolo è attivo, un parametro cruciale nell'analisi del cammino. Esistono vari metodi per stimare i tempi di attivazione muscolare, dal semplice utilizzo di una soglia, che può essere soggetta a errori, all'uso di una doppia soglia, per evitare oscillazioni on-off rapide quando l'ampiezza è vicina alla soglia. Altri approcci, come l'analisi wavelet e Fourier, consentono di decomporre il segnale sEMG in componenti temporali o frequenziali, fornendo una visione più dettagliata delle dinamiche del segnale e delle diverse unità motorie coinvolte.

Lo spettro di potenza di un segnale, noto anche come densità spettrale di potenza (PSD), fornisce una misura della distribuzione della potenza del segnale tra le diverse frequenze. Nel contesto dell'sEMG, specialmente in condizioni di fatica muscolare, la PSD mostra una transizione verso frequenze più basse a causa della riduzione della CV, con un conseguente allargamento dei MUAP. Anche se il segnale sEMG è non stazionario, è possibile considerarlo quasi stazionario su intervalli brevi (0.5-1 s) per stimare la PSD. L'indicatore di frequenza media (MNF) e mediana (MDF) sono comunemente usati per valutare la fatica muscolare. La frequenza media rappresenta il baricentro della PSD, mentre la frequenza mediana rappresenta il valore che divide lo spettro in due parti uguali in termini di potenza.

Per la stima della CV il metodo più semplice consiste nel valutare il ritardo tra due segnali distinti, si scelgono punti di riferimento come massimi, minimi o attraversamenti di zeri. Tuttavia, questo metodo produce una stima grossolana e soggetta ad errori. Il metodo della cross-correlazione consiste nel calcolare la correlazione tra due segnali per diversi ritardi, trovando il massimo in corrispondenza del ritardo ottimale. Questo metodo è robusto rispetto al rumore, ma può essere influenzato dall'effetto di fine fibra. Il metodo della minimizzazione dello scarto quadratico medio (o *spectral matching*) ha gli stessi vantaggi e difetti della cross-correlazione, ma si basa sulla differenza tra i segnali e il calcolo dell'integrale del quadrato delle differenze. Quando il ritardo è corretto, il residuo sarà basso. Infine, il metodo della massima verosimiglianza, utilizzando più canali di prelievo, migliora la stima del ritardo assumendo una CV costante e uniformità nella disposizione degli elettrodi, rendendo il processo molto più preciso rispetto all'uso di soli due canali.

Il *fatigue plot* integra tutti questi indicatori, normalizzati rispetto ai loro valori iniziali, e mostra come gli indicatori di ampiezza tendano ad aumentare con l'aumentare della fatica muscolare, mentre gli indicatori spettrali e la CV diminuiscano progressivamente (Kim et al., 2007).

1.2.3.4 Funzione muscolare

La funzione muscolare dell'estremità inferiore viene descritta e rappresentata in Figura 1.19 come un'attività generalizzata dei compartimenti muscolari. I muscoli del polpaccio, divisi nei compartimenti anteriore, posteriore e laterale, lavorano come gruppi funzionali piuttosto che come singoli muscoli, sebbene possano essere allenati per operare individualmente. La comprensione della loro funzione è strettamente legata alla posizione rispetto agli assi articolari della caviglia e dell'articolazione sottoastraglica, poiché la loro posizione determina la funzione biomeccanica.

Il compartimento anteriore del polpaccio, che comprende il tibiale anteriore, l'estensore lungo delle dita e l'estensore lungo dell'alluce, agisce principalmente per provocare la dorsiflessione della caviglia durante la fase di oscillazione e per controllare la flessione plantare dopo il contatto con il suolo.

Il compartimento posteriore del polpaccio, composto da gastrocnemio, soleo, tibiale posteriore, flessore lungo dell'alluce e flessore lungo delle dita, inizia la sua attività dal 15% della fase di appoggio, prolungandosi fino al 50%. Questi muscoli limitano il movimento in avanti della tibia sul piede fisso e provocano la flessione plantare. La loro disfunzione comporta un'iper dorsiflessione e un passo accorciato, con il piede oscillante che tocca il suolo prematuramente.

Il compartimento laterale del polpaccio, che include i muscoli peronei, lavora in sinergia con i muscoli posteriori per stabilizzare il piede, bilanciando l'inversione causata dalla muscolatura posteriore. I peronei agiscono come eversori, con il peroneo breve che svolge un ruolo chiave nella stabilizzazione laterale del piede e il peroneo lungo, che agisce anche come flessore plantare del primo raggio.

Infine, i muscoli intrinseci del piede, come l'abduktore dell'alluce e il flessore breve delle dita, partecipano alla stabilizzazione delle articolazioni metatarsofalangee. Questi muscoli si attivano intorno al 30% del ciclo del cammino e cessano al distacco delle dita, aiutando a mantenere l'integrità dell'asse longitudinale del piede.(Jahss, 1991).

I muscoli hanno tre principali funzioni durante la locomozione: stabilizzare, accelerare e decelerare. Queste tre funzioni devono operare simultaneamente per garantire una normale andatura. Inoltre, i muscoli del piede si possono dividere in due categorie: quelli della fase di appoggio e quelli della fase di oscillazione. I muscoli della fase di appoggio si contraggono quando il piede sostiene il peso corporeo, mentre quelli della fase di oscillazione si contraggono quando il piede è sospeso tra un passo e l'altro. Durante la locomozione, i muscoli si contraggono contro diverse forze, come la gravità, le forze cinetiche e le forze generate dalla contrazione di altri muscoli. Per comprendere a fondo la funzione di ogni muscolo durante la deambulazione, è necessario considerare non solo la contrazione muscolare, ma anche l'interazione con le altre forze e la posizione delle ossa e delle articolazioni.

Di seguito è riportato l'elenco dei muscoli coinvolti e delle funzioni da essi svolte durante il ciclo del passo.

- Il muscolo tibiale anteriore è fondamentale per l'accelerazione e la decelerazione del piede durante il ciclo del cammino. Durante la fase di accelerazione (fase di preoscillazione e di oscillazione iniziale), dorsiflette il piede al distacco della punta, sollevandolo per evitare il contatto con il suolo e garantire una transizione fluida verso l'oscillazione. Inoltre, prepara il piede per l'impatto del tallone con una leggera supinazione e dorsiflessione del primo raggio. Nella fase di *swing*, previene un'eccessiva pronazione del piede, mantenendolo stabile. Dopo l'appoggio del calcagno, il tibiale anteriore decelera la flessione plantare, controllando il carico graduale dell'avampiede e facilitando il trasferimento del peso da laterale a mediale.
- Il muscolo estensore lungo dell'alluce è cruciale per stabilizzare e muovere il piede durante il ciclo del cammino. Nella fase propulsiva (fase di appoggio terminale e di preoscillazione), rende l'alluce rigido e fornisce estensione alla prima articolazione metatarsofalangea, mantenendo stabili le falangi. Durante la fase di oscillazione, dorsiflette la caviglia subito dopo il distacco della punta, evitando il contatto delle dita con il terreno. È il principale dorsiflessore del piede e partecipa attivamente con il tibiale anteriore per mantenerlo sollevato. Nella fase di contatto, aiuta a decelerare e stabilizzare il piede al suolo. Il muscolo è attivo durante la propulsione, l'oscillazione iniziale e il contatto, ma si rilassa durante la fase di appoggio.
- Il muscolo estensore lungo delle dita svolge un ruolo fondamentale nel ciclo del cammino, contribuendo alla stabilizzazione e alla dorsiflessione del piede. Nella fase propulsiva, partecipa attivamente con i muscoli lombricali per rendere rigide le articolazioni interfalangee delle dita minori, stabilizzando le falangi contro le teste metatarsali per sostenere il peso corporeo. Durante la fase di oscillazione, facilita la dorsiflessione del piede, evitando che le dita tocchino il terreno e prevenendo un'eccessiva supinazione. Il muscolo si attiva durante la fase finale della propulsione, continua nella fase iniziale dell'oscillazione e si rilassa parzialmente nel terzo centrale, per poi contrarsi nuovamente verso la fine dell'oscillazione in preparazione all'impatto del tallone. La sua azione di pronazione bilancia la supinazione del tibiale anteriore, contribuendo a mantenere la stabilità del piede.
- Il muscolo peroneo terzo svolge una funzione parallela a quella dell'estensore lungo delle dita durante la fase di oscillazione del ciclo del cammino. Le sue principali

funzioni includono la dorsiflessione del piede per facilitare il sollevamento delle dita e la prevenzione di un'eccessiva supinazione del piede durante questa fase.

- Il muscolo gastrocnemio svolge funzioni essenziali di decelerazione, stabilizzazione e accelerazione durante la locomozione. Mantiene la tensione di flessione sul ginocchio durante l'estensione, prevenendo un'iperestensione improvvisa e rallentando lo slancio in avanti della tibia. Inoltre, favorisce la rotazione esterna del femore e la supinazione delle articolazioni sottoastragale e mediotarsale. Durante la propulsione, periodo in cui è maggiormente attivo, il gastrocnemio flette il ginocchio, solleva il tallone e accelera il tronco in avanti. Si contrae dalla fine della fase di contatto, generando una forza di spinta che contribuisce alla flessione plantare del piede permettendo la stabilizzazione del ginocchio e il sollevamento del tallone dal suolo.
- Il muscolo soleo svolge funzioni cruciali durante la locomozione, stabilizzando e decelerando il piede. Durante la fase di appoggio, stabilizza il lato laterale dell'avampiede e, insieme al tibiale posteriore e al gastrocnemio, rallenta la pronazione dell'articolazione sottoastragale e la rotazione interna della gamba. Contribuisce anche all'estensione del ginocchio rallentando lo slancio della tibia. Nella propulsione, solleva il tallone bloccando la dorsiflessione della caviglia e stabilizzando il piede con una forza di supinazione. Si contrae fin dal periodo di contatto e si rilassa durante la propulsione precoce, quando il peso si sposta verso il lato mediale del piede.
- Il muscolo tibiale posteriore è essenziale per la stabilizzazione e il controllo del piede durante la camminata. Decelera la pronazione dell'articolazione sottoastragale e la rotazione interna della gamba durante il contatto con il suolo, rallentando lo slancio in avanti della tibia e contribuendo all'estensione del ginocchio. Nella fase intermedia, accelera la supinazione e la rotazione esterna della gamba, stabilizzando l'articolazione mediotarsale e prevenendo il collasso dell'arco plantare. Si attiva presto nel ciclo del cammino e rimane attivo fino alla fase propulsiva.
- Il muscolo flessore lungo dell'alluce partecipa al controllo e alla stabilità del piede durante la locomozione. Aiuta a rallentare la tibia e ad estendere il ginocchio durante l'appoggio intermedio e, insieme ad altri muscoli, accelera la supinazione della sottoastragale. Contribuisce anche al sollevamento del tallone e stabilizza l'alluce contro il terreno nella fase propulsiva, permettendo all'alluce di funzionare come una trave rigida per sostenere il peso. Inoltre, partecipa attivamente nella flessione plantare e nella supinazione dell'articolazione mediotarsale.
- Il muscolo flessore lungo delle dita svolge un ruolo chiave nella locomozione, soprattutto durante la fase di appoggio. Aiuta a decelerare la pronazione dell'articolazione sottoastragale e la rotazione interna della gamba nel periodo di contatto, lavorando insieme al tibiale posteriore e altri muscoli. Nella fase intermedia, rallenta lo slancio della tibia, contribuendo all'estensione del ginocchio. Durante la propulsione, stabilizza le dita minori del piede, assicurando una spinta efficace e facilitando la supinazione della sottoastragale.
- Il muscolo peroneo lungo è cruciale per stabilizzare il primo raggio del piede, mantenendo il primo metatarso contro il terreno e resistendo alle forze di adduzione durante l'appoggio intermedio e propulsiva. Trasferisce il peso corporeo dal lato laterale a quello mediale, contribuendo anche alla flessione plantare dell'articolazione della caviglia e al sollevamento del tallone. La sua funzione può essere compromessa in caso di piede pronato, causando instabilità del primo raggio e deformità come l'alluce valgo.
- Il muscolo peroneo breve ha un ruolo essenziale nella locomozione, soprattutto nelle fasi intermedie e propulsiva del cammino. La sua funzione principale è stabilizzare il piccolo tarso e il quinto metatarso, mantenendo questi ultimi ancorati al cuboide

e al calcagno. Durante la propulsione, il muscolo stabilizza il lato laterale del piede, contrastando la supinazione e fornendo una forza di pronazione che bilancia la rotazione esterna della gamba. Inoltre, partecipa attivamente con il peroneo lungo per trasferire il peso dal lato laterale a quello mediale del piede, garantendo una transizione del peso fluida e stabile.

- Il muscolo estensore breve delle dita svolge un ruolo importante nella locomozione, contribuendo alla stabilizzazione e pronazione dell'articolazione mediotarsale. Durante la fase iniziale della propulsione, stabilizza l'articolazione mediotarsale e i metatarsi centrali, garantendo una solida base posteriore. È coinvolto con i muscoli lombricali e l'estensore lungo delle dita nella stabilizzazione ed estensione delle dita minori, supportando la corretta funzione articolare. Il muscolo si attiva all'inizio dell'appoggio intermedio e rimane attivo fino alla fine della propulsione, garantendo il movimento stabile dell'avampiede.
- Il muscolo estensore breve dell'alluce ha un ruolo chiave nella stabilizzazione del primo metatarso e dell'alluce durante la locomozione. Stabilizza posteriormente il primo metatarso e l'alluce nella fase di appoggio intermedio e propulsiva, favorendo anche la stabilità in abduzione dell'alluce alla prima articolazione metatarsofalangea. Sebbene non abbia un grande braccio di leva, la sua funzione principale è garantire l'estensione e la stabilità posteriore dell'alluce durante la propulsione.
- I muscoli lombricali svolgono un ruolo cruciale durante la locomozione, estendendo le articolazioni interfalangee delle dita minori e mantenendole rigide e stabili contro il terreno durante la fase di appoggio intermedio e propulsiva. Aiutano anche a stabilizzare la falange prossimale in flessione plantare per resistere alle forze verticali e forniscono una leggera stabilità in adduzione. Lavorano in sinergia con il flessore lungo delle dita e il quadrato della pianta, prevenendo la deformazione e assicurando che le dita rimangano estese e stabili durante la propulsione.
- I muscoli interossei durante la locomozione stabilizzano le basi delle falangi prossimali delle dita minori contro le teste metatarsali, garantendo stabilità sia longitudinale che trasversale. Forniscono anche supporto nell'adduzione e nell'abduzione delle falangi prossimali e, in alcuni casi, assistono l'espansione dell'estensore. Questi muscoli si attivano nella fase finale dell'appoggio e proseguono fino alla fine della propulsione. Anche se normalmente le forze trasversali sono minime, in condizioni patologiche come l'alluce valgo, possono verificarsi sublussazioni delle dita minori, poiché i muscoli interossei non riescono a contrastare adeguatamente le forze laterali anomale.
- Il muscolo abduttore dell'alluce svolge un ruolo importante nella locomozione, stabilizzando l'alluce in direzione dell'adduzione e mantenendo la falange prossimale stabile contro la testa del primo metatarso. Durante la propulsione, assicura la flessione plantare della falange prossimale rispetto al terreno e contribuisce alla stabilizzazione dell'articolazione mediotarsale e del primo raggio, mantenendo la testa del metatarso saldamente a contatto con il terreno. Il muscolo si contrae dalla fase di appoggio intermedio fino alla fine di quella propulsiva. La sua funzione può essere compromessa in caso di pronazione anomala del piede, che riduce la sua efficacia e causa ipermobilità del primo raggio.
- Il muscolo adduttore dell'alluce, in particolare la sua testa obliqua, ha il compito di stabilizzare l'alluce in direzione dell'abduzione, mantenendo la falange prossimale contro la testa del primo metatarso e le forze del terreno durante la propulsione. Si contrae dalla dall'appoggio intermedio fino alla fine della propulsione. Originando dalle basi del secondo, terzo e quarto metatarso, si inserisce sulla superficie laterale della falange prossimale. L'adduttore e l'abduttore dell'alluce agiscono come antagonisti,

bilanciando le forze trasversali per stabilizzare l'articolazione metatarsofalangea, per prevenire deformità come l'alluce valgo.

- Il muscolo flessore breve dell'alluce è cruciale durante la locomozione, in particolare nella fase di propulsione. Le sue funzioni principali includono la stabilizzazione della base della falange prossimale dell'alluce rispetto al terreno e contro la testa del primo metatarso. Partecipa attivamente con il flessore lungo dell'alluce per garantire una stabilità ottimale durante il movimento. Inoltre, contribuisce alla stabilità posteriore dei primi tre metatarsi contro i rispettivi cuneiformi, fornendo anche supporto trasversale ai metatarsi centrali. Durante la propulsione, il muscolo lavora con i sesamoidi come pulegge, stabilizzando l'alluce e rendendolo una trave rigida per un'efficace spinta in avanti.
- Il muscolo flessore breve delle dita è fondamentale durante la locomozione, in particolare nella fase di propulsione. Le sue funzioni principali includono la stabilizzazione dell'articolazione mediotarsale in direzione della supinazione e il contrasto alle forze che agiscono sulle teste dei metatarsi minori. Stabilizza inoltre i raggi minori (secondo, terzo, quarto e quinto metatarso), permettendo la flessione plantare e un movimento fluido del piede. Si contrae al sollevamento del tallone e continua per tutta la propulsione, aiutando il flessore lungo delle dita a stabilizzare le piccole dita contro il terreno. Inoltre, sostiene la funzione delle falangi come travi rigide per garantire una propulsione efficace.
- Il muscolo trasverso del piede, noto anche come capo trasverso dell'adduttore dell'alluce, ha il ruolo di stabilizzare l'avampiede durante la locomozione. La sua funzione principale è prevenire l'allungamento del legamento metatarsale trasverso profondo e garantire la stabilità trasversale delle articolazioni metatarsofalangee nella fase propulsiva. Si contrae a partire dall'appoggio intermedio fino alla fine della propulsione, impedendo la separazione delle teste metatarsali e contrastando le forze laterali sul piede. Se il piede presenta patologie come ipermobilità o pronazione anomala, il muscolo perde la capacità di stabilizzare correttamente, contribuendo allo sviluppo di deformità come l'alluce valgo.
- Il muscolo quadrato della pianta ha un ruolo chiave nella stabilizzazione del piede durante la locomozione. Stabilizza l'articolazione mediotarsale in supinazione e mantiene il tendine del flessore lungo delle dita allineato correttamente. Funziona anche come una puleggia, garantendo la trasmissione efficace della forza del tendine e la stabilità delle dita durante la propulsione. Durante la propulsione, è responsabile di mantenere l'efficacia della flessione delle dita e la loro stabilità contro il terreno. Il quadrato della pianta stabilizza anche i metatarsi e le ossa tarsali minori, in particolare il cuboide e i cuneiformi, durante il periodo di appoggio (Root et al., 1977) (Benedetti, 2005).

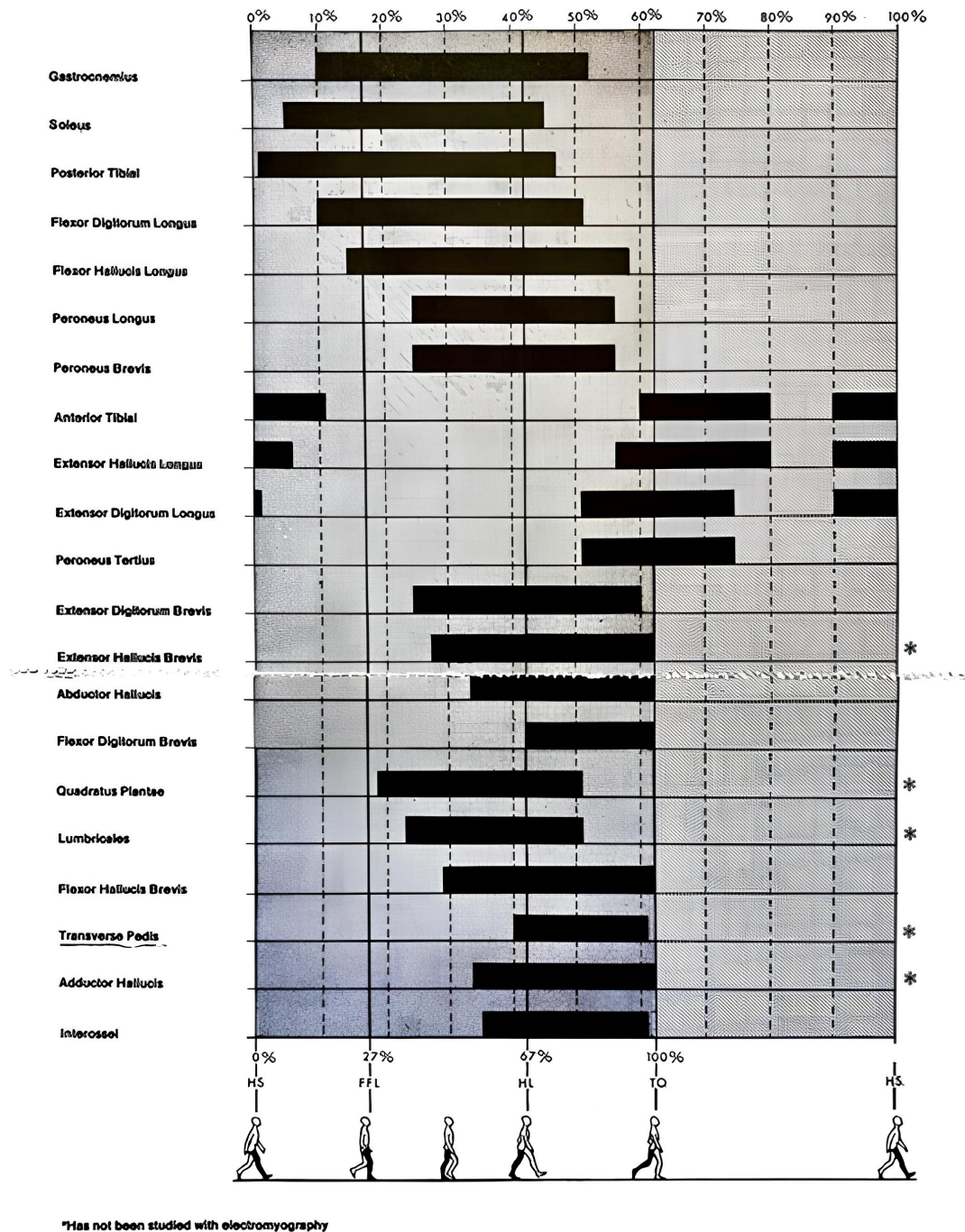


Figura 1.19: Attivazioni muscolari durante il ciclo del passo (Root et al., 1977).

1.3 Alluce valgo

L'alluce valgo è una deformità progressiva del primo raggio caratterizzata dalla deviazione laterale della falange prossimale dell'alluce e dalla deviazione mediale della testa del primo metatarso, che altera l'allineamento biomeccanico del piede. Nelle fasi avanzate, può causare una sublussazione della prima articolazione metatarsofalangea e la formazione di una borsa avventizia dorsomediale per l'attrito tra ossa e tessuti molli. L'alluce valgo è caratterizzato da deformazione morfologica nei 3 piani anatomici. Le cause includono fattori genetici, uso di calzature strette, deformità come il piede piatto, ipermobilità e disturbi neuromuscolari. La condizione colpisce più frequentemente le donne, in parte a causa dell'uso di scarpe con tacchi alti e di una diversa anatomia. I sintomi comprendono difficoltà nell'indossare scarpe, dolore alla base dell'alluce e dolore articolare. Il trattamento iniziale è conservativo, ma nei casi più gravi può essere necessario un intervento chirurgico (Ray et al., 2019) (Hecht & Lin, 2014) (Root et al., 1977) (Hatch et al., 2018).

1.3.1 Classificazione

Come mostrato nella Figura 1.20, l'alluce valgo viene classificato radiograficamente da due misure angolari: l'angolo di valgismo dell'alluce (HVA) e il primo angolo intermetatarsale (IMA). Questi parametri permettono di valutare la gravità della deformità e consentono di suddividerla in forme lievi, moderate e severe. L'HVA misura la deviazione laterale dell'alluce rispetto al primo metatarso: un angolo inferiore a 20° indica una deformità lieve, tra 20° e 40° si classifica come moderata, mentre un angolo superiore a 40° rappresenta una deformità grave (Iliou et al., 2016). L'IMA, che corrisponde al metatarsus primus varus (MPV), misura la deviazione mediale del primo metatarso rispetto al secondo. Un valore inferiore a 9° è normale, mentre tra 9° e 11° si ha una deformità lieve, tra 11° e 16° moderata, e superiore a 16° grave (Condon et al., 2002).

Oltre agli angoli HVA e IMA, un parametro utile è la sublussazione del sesamoide laterale rispetto alla testa del primo metatarso, valutata tramite radiografie anteroposteriori. Se il sesamoide laterale è spostato fino a coprire il 50% della larghezza della testa del primo metatarso, si definisce una sublussazione lieve, mentre se la copertura è tra il 50% e il 75%, è moderata e se supera il 75%, è grave. Tuttavia, per una valutazione completa della natura triplanare dell'alluce valgo, è importante includere proiezioni laterali e assiali dei sesamoidi, che consentono di valutare la loro posizione rispetto alla testa del primo metatarso e identificare eventuali sublussazioni o rotazioni del metatarso stesso.

Per un'analisi più completa della deformità, è utile applicare una classificazione tridimensionale dell'alluce valgo, articolata in quattro classi. La prima classe descrive deformità limitate al piano trasversale, con deviazioni principalmente degli angoli HVA e IMA. La seconda classe viene definita da un aumento dell'angolo HVA e IMA, con la concomitante presenza di eversione del primo metatarso nel piano frontale. La terza classe è una deformità complessa che coinvolge sia l'alluce valgo che una deformità più globale del piede, che richiede un trattamento specifico e un approccio chirurgico più esteso. La quarta classe, infine, è caratterizzata dalla degenerazione dell'articolazione metatarsofalangea del primo dito, conosciuta come "alluce valgo degenerativo", e il trattamento preferito è l'artrodesi dell'articolazione metatarsofalangea per alleviare il dolore e correggere le deformità HVA e IMA. Questa classificazione consente una personalizzazione del trattamento chirurgico, affrontando non solo la deviazione laterale dell'alluce, ma anche l'eversione del primo metatarso, che influenza significativamente sia l'intervento che la gestione del post-operatorio (Hatch et al., 2018).

È inoltre essenziale esaminare l'articolazione metatarsofalangea per identificare segni di degenerazione artrosica. La tomografia computerizzata in carico o *Weight-Bearing Computed Tomography* (WBCT) sta emergendo come uno strumento per un'analisi tridimensionale dell'alluce valgo, permettendo una comprensione più dettagliata della deformità. L'angolo articolare distale del metatarso (DMAA), in Figura 1.21, misura l'inclinazione della superfi-

cie articolare distale del primo metatarso rispetto all'asse longitudinale del metatarso stesso, valutando la congruenza dell'articolazione metatarsosfalangea. Un valore normale è inferiore a 10° , ma il DMAA è considerato meno affidabile rispetto a HVA e IMA, poiché le variazioni possono derivare più dalla rotazione della testa del metatarso che da cambiamenti angolari reali (Ray et al., 2019) (Hecht & Lin, 2014).

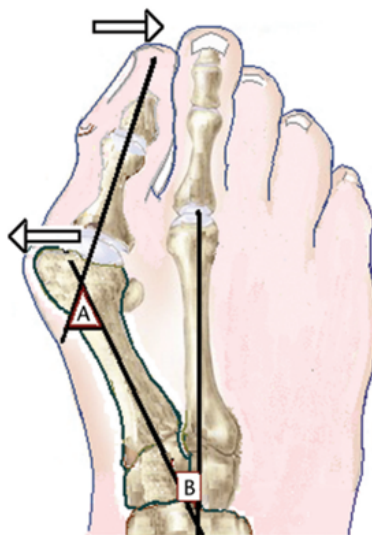


Figura 1.20: La deformità dell'alluce valgo è caratterizzata dall'angolo (A) di alluce valgo (HVA) e dal primo angolo (B) intermetatarsale (IMA) (Glasoe et al., 2010).



Figura 1.21: A sinistra, IMA (1) e HVA (2) e, a destra, DMAA (Latash, 2012).

1.3.2 Epidemiologia

L'alluce valgo è una delle patologie più frequenti del piede, in particolare la più comune negli adulti e una delle più frequenti nei bambini e negli adolescenti. La prevalenza è del 7.8% nella popolazione con meno di 18 anni, del 23% nella popolazione di età compresa tra 18 e 65 anni, e del 35.7% nella popolazione con più di 65 anni. Inoltre, la prevalenza

aumenta con l'età ed è più alta nelle donne, con una stima del 30%, rispetto al 13% negli uomini. Questo indica che l'alluce valgo è particolarmente prevalente nelle donne e tende ad aumentare con l'avanzare dell'età probabilmente a causa di differenze nell'anatomia ossea, nella lassità legamentosa generalizzata e nell'ipermobilità del primo raggio (Nix et al., 2010).

Le calzature strette e con tacchi alti sono considerate un fattore estrinseco che favorisce lo sviluppo della deformità, poiché aumentano il carico sul primo metatarso e lo stress in valgo sull'articolazione metatarsofalangea durante la camminata, quando il piede scivola in avanti nella punta stretta della scarpa. La prevalenza dell'alluce valgo aumenta con l'età, a causa delle alterazioni nella meccanica articolare e nei modelli di carico plantare che si verificano con l'invecchiamento (Ray et al., 2019) (Piqué-Vidal et al., 2007).

1.3.3 Eziologia e patogenesi

Tra i fattori eziologici dell'alluce valgo si annoverano l'ipermobilità del primo raggio (Glasoe et al., 2010), le malattie infiammatorie reumatiche e le malattie neuromuscolari. Inoltre, in alcuni casi, esiste il rischio di recidiva della deformità anche dopo l'intervento chirurgico. Il malfunzionamento meccanico della prima articolazione metatarsofalangea è considerato il principale fattore causale di tutte le deformità dell'alluce valgo.

La pronazione anomala dell'articolazione sottoastragale è riconosciuta come la causa primaria di questa deformità, poiché altera l'allineamento biomeccanico del piede, determinando una dorsiflessione del primo raggio e la conseguente perdita della capacità di sostenere correttamente il peso. La malattia infiammatoria reumatica, che provoca gonfiore intra-articolare e lo spostamento dei tendini attorno alla prima articolazione metatarsale, rappresenta invece una causa secondaria. In entrambi i casi, la sublussazione e il completo sviluppo della deformità sono attribuibili all'instabilità ossea della prima articolazione metatarsofalangea durante la fase propulsiva della camminata, quando l'individuo tenta di stabilizzare l'alluce (Root et al., 1977).

La componente ereditaria gioca un ruolo importante nello sviluppo dell'alluce valgo. L'evidente tendenza familiare alla deformità può far concludere che essa derivi da un'anomalia congenita. Tuttavia, ciò è vero solo quando un'anomalia congenita, come la pronazione anomala del piede, predispone alla deformità. Ad esempio, una deformità varo dell'avampiede, spesso ereditaria, può contribuire allo sviluppo dell'alluce valgo se associata ad un avampiede addotto. Di conseguenza, è facile dedurre che l'alluce valgo sembri ereditario, ma in realtà è la deformità varo dell'avampiede ad essere trasmessa geneticamente. La pronazione compensatoria dell'articolazione sottoastragale, associata a questa deformità, porta infine allo sviluppo dell'alluce valgo (Piqué-Vidal et al., 2007).

Il primo raggio è intrinsecamente instabile, poiché la sua stabilità dipende da diverse strutture statiche e dinamiche nelle articolazioni metatarsale e tarsometatarsale. Questo raggio svolge un ruolo fondamentale nel mantenimento dell'arco mediale e sopporta una quantità significativa di peso. L'indebolimento delle strutture di supporto mediali, come il legamento collaterale mediale e l'osso sesamoide mediale, è considerato il primo stadio della deformità dell'alluce valgo. Ciò porta a una deviazione mediale del primo metatarso e a una deviazione laterale e pronazione dell'alluce. Questo processo causa una deformità in varo progressiva nell'articolazione tarsometatarsale, con la testa del metatarso che si sposta medialmente e ruota sul piano frontale, alterando la sua posizione rispetto all'apparato sesamoideo. La testa del primo metatarso finisce per posizionarsi sopra il sesamoide mediale, mentre il sesamoide laterale si colloca nello spazio intermetatarsale. La deformità a livello dell'articolazione metatarsofalangea consente ai tendini flessori ed estensori dell'alluce di arcuarsi lateralmente, esercitando una forza deformante aggiuntiva, mentre l'abduktore dell'alluce, spostato, flette plantarmente e pronava la falange. Man mano che la testa del metatarso si sposta medialmente e la falange prossimale si inclina in valgo, la borsa della prominenza mediale si infiamma e diventa più evidente, accentuando la deformità. Questo complesso di fattori meccanici contribuisce all'aggravamento della condizione, rendendo

l'alluce valgo una deformità progressiva che richiede un intervento tempestivo per evitare peggioramenti (Ray et al., 2019) (Hecht & Lin, 2014).

Il tasso di sviluppo della deformità è variabile. La progressione può essere rapida o lenta, ma la deformità avanza sempre attraverso i diversi stadi. Una progressione rapida è spesso associata a condizioni meccaniche o infiammatorie gravi, mentre una progressione lenta suggerisce una forza meccanica meno rilevante sulla prima articolazione metatarsofalangea. Tra i fattori che influenzano il tasso di progressione troviamo l'entità della pronazione anomala dell'articolazione sottoastragale durante la propulsione, la dimensione dell'angolo di adduzione dell'avampiede, l'eversione calcaneare e la sublussazione delle articolazioni sottoastragale e mediotarsale. Anche l'infiammazione cronica della prima articolazione metatarsofalangea può accelerare il processo. Altri fattori che possono influenzare la velocità di progressione includono l'angolo di inclinazione dell'asse di movimento dell'articolazione sottoastragale, l'obesità, la lunghezza del passo e le condizioni del terreno su cui si cammina. Sebbene le calzature inadeguate possano accelerare la progressione della deformità in un piede già compromesso, non ci sono prove sufficienti per affermare che le scarpe causino direttamente l'alluce valgo in un piede sano. L'insorgenza dell'alluce valgo può verificarsi a qualsiasi età. Nei casi in cui la deformità è causata da infiammazione artritica, si sviluppa rapidamente se l'infiammazione non è controllata. Quando la causa è una pronazione anomala del piede, la deformità segue il malfunzionamento meccanico e può apparire già nei bambini, in particolare dopo che hanno sviluppato la capacità di camminare con propulsione, tipicamente intorno ai tre o quattro anni. Tuttavia, possono passare anni prima che la deformità diventi visibile a occhio nudo. Le condizioni neuromuscolari che causano squilibri o pronazione anomala possono far sviluppare la deformità in tempi più rapidi dopo l'insorgenza del disturbo neuromuscolare (Root et al., 1977).

1.3.4 Alterazioni biomeccaniche in presenza dell'alluce valgo

La biomeccanica del cammino patologico nell'alluce valgo è essenziale per comprendere come questa deformità influenzi non solo la funzione del piede, ma anche l'intera catena cinematica durante la deambulazione. L'alluce valgo altera l'allineamento e la distribuzione del carico sul piede, comportando problemi biomeccanici come un'eccessiva pronazione (Figura 1.22), con conseguenze che si manifestano durante le diverse fasi del ciclo del cammino. In particolare, l'eccessiva pronazione si verifica quando l'appoggio avviene principalmente con l'avampiede mediale, evidenziato da un contatto prevalente della prima testa metatarsale rispetto alla quinta. In casi gravi, anche l'arco mediale può prendere contatto con il terreno, segnalando un ulteriore squilibrio biomeccanico. Durante la fase del contatto iniziale, un appoggio completo del tallone o un contatto esclusivo con la superficie mediale del calcagno sono considerati anormali, portando a una riduzione della durata dell'appoggio del tallone. Nella fase di risposta al carico e appoggio intermedio, un eccessivo valgismo fa sì che il contatto avvenga prevalentemente con la prima testa metatarsale, una situazione che può perdurare per tutto l'appoggio intermedio. Durante questa fase, l'eccessiva pronazione dell'articolazione sottoastragale sblocca le articolazioni mediotarsali, causando una flessione dorsale del mesopiede e accentuando l'instabilità. Nella fase di appoggio terminale e preoscillazione, con il distacco del calcagno, le teste metatarsali mediali diventano il principale punto di supporto, con un centro di pressione che rimane prevalentemente mediale. Tuttavia, il contatto limitato alla prima testa metatarsale durante la preoscillazione non è necessariamente indicativo di valgismo (Root et al., 1977) (Benedetti, 2005).

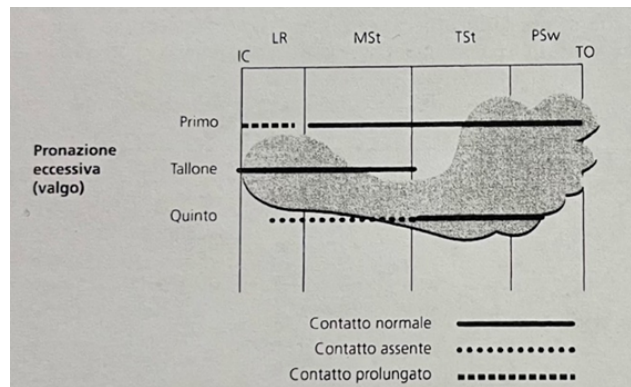


Figura 1.22: Pattern di contatto piede/suolo (Benedetti, 2005).

Le alterazioni biomeccaniche legate all'alluce valgo non solo riducono l'efficienza del cammino, ma generano anche un sovraccarico sulle strutture muscolari del piede e della gamba, incaricate di mantenere l'equilibrio e la stabilità dell'arco plantare. La muscolatura intrinseca ed estrinseca del piede deve compensare tali disallineamenti, portando a sovraccarichi muscolari e, nel lungo periodo, a dolori e limitazioni funzionali. Diversi muscoli contribuiscono direttamente o indirettamente all'insorgenza e alla progressione dell'alluce valgo. Tra i principali vi sono l'adduttore dell'alluce, l'abduktore dell'alluce, il flessore lungo e breve dell'alluce, l'estensore lungo dell'alluce, il peroneo lungo e il tibiale posteriore. L'adduttore dell'alluce, che normalmente mantiene l'alluce stabile contro il primo metatarso, può perdere efficacia, facilitando la deviazione laterale. Anche l'abduktore dell'alluce, che stabilizza l'alluce in direzione mediale, può indebolirsi, peggiorando la deformità. I flessori e gli estensori dell'alluce, che controllano i movimenti del dito, subiscono alterazioni delle forze che ne peggiorano lo spostamento laterale. Inoltre, il peroneo lungo e il tibiale posteriore, muscoli stabilizzatori del primo raggio e dell'arco mediale, se compromessi, possono favorire il collasso dell'arco e la progressione della deviazione (Glasoe et al., 2010).

L'eccessiva pronazione durante la fase di appoggio è spesso dovuta alla debolezza dei muscoli supinatori, come il tibiale posteriore, il tibiale anteriore e il flessore lungo dell'alluce. Anche la debolezza del soleo può determinare un contatto prolungato del tallone, riducendo l'efficienza dell'appoggio. Il cedimento dell'arco mediale è associato ad una lassità legamentosa, che contribuisce al crollo strutturale del piede. La pronazione durante la fase di oscillazione, sempre anomala, si verifica quando i muscoli flessori dorsali non operano in equilibrio, portando il piede a ruotare verso l'interno. Un'eccessiva attività dei muscoli estensori delle dita e del peroneo anteriore può sollevare la parte laterale del piede, mentre la debolezza del tibiale anteriore determina il collasso della parte mediale, impedendo un distacco completo dal terreno e mantenendo il piede in pronazione per tutta la fase oscillante. Inoltre, l'alluce valgo non solo modifica la geometria del piede, ma anche i carichi esterni che vengono applicati su di esso. L'aumento dell'angolo dell'articolazione metatarsofalangea e dell'angolo di varo del primo metatarso rispetto al tarso è visibile nelle radiografie anteroposteriori. Questi cambiamenti influenzano la riduzione delle forze esercitate dall'alluce durante la fase di spinta del cammino, con una correlazione diretta tra la gravità della deformità e la diminuzione del carico sull'avampiede mediale. Le alterazioni nelle forze di spinta influiscono anche sull'attività dei muscoli flessori dell'alluce, riducendo il loro contributo al supporto dell'arco mediale e determinando un aumento della tensione sulle strutture legamentose passive. Queste modificazioni biomeccaniche non solo influiscono sull'efficienza del cammino, ma determinano anche un sovraccarico sui muscoli coinvolti nel mantenere la stabilità del piede e dell'arco plantare (Jahss, 1991) (Root et al., 1977) (Benedetti, 2005).

1.3.5 Trattamenti

Il trattamento dell'alluce valgo viene scelto in base alla gravità della deformità e ai sintomi riportati dal paziente. Tuttavia, negli ultimi 10 anni, i tassi di recidiva sono stati elevati, evidenziando le difficoltà nel definire la deformità individuale di ciascun paziente e nel selezionare la procedura più adeguata a garantire risultati ottimali a lungo termine (Hatch et al., 2018). In generale, le opzioni terapeutiche si suddividono in due categorie principali: trattamenti conservativi e interventi chirurgici.

1.3.5.1 Trattamento conservativo

Il trattamento conservativo per l'alluce valgo è indicato soprattutto nelle fasi iniziali della deformità o quando i sintomi sono gestibili senza ricorrere alla chirurgia. L'obiettivo principale è ridurre il dolore, rallentare la progressione e migliorare la qualità di vita del paziente, pur consapevoli che queste misure non correggono la patologia di base.

I pazienti dovrebbero essere educati sull'uso di calzature con punta larga e pianta anatomica, per ridurre il dolore, la formazione di vesciche, calli e l'infiammazione. L'uso di spaziatori per le dita, cuscinetti e protezioni per l'alluce può contribuire a migliorare il comfort (Figura 1.23). Tuttavia, è importante chiarire che, sebbene questi interventi possano alleviare i sintomi temporaneamente, non vi sono prove che possano correggere o rallentare significativamente la deformità (Torkki et al., 2001).

Questo approccio è particolarmente indicato per pazienti anziani, giovani e per coloro che, a causa di neuropatie o altre comorbidità, non sono candidati alla chirurgia. In questi casi, la gestione conservativa può includere l'uso di tutori, ortesi o plantari, che, pur non fermando la progressione della deformità, possono ridurre il dolore. La gestione conservativa include anche esercizi terapeutici per rafforzare i muscoli del piede, in particolare l'abduktore dell'alluce, e migliorare la flessione plantare tramite esercizi specifici, come il sollevamento dei talloni da terra. Educare i pazienti su questi esercizi è necessario per massimizzare i benefici del trattamento. Infine, i farmaci antinfiammatori da banco, come il paracetamolo, e, in casi rari, iniezioni, possono essere utilizzati per gestire il dolore. I pazienti che mantengono un buon livello di attività fisica dovrebbero posticipare l'intervento chirurgico fino a quando la deformità non comprometta significativamente la mobilità o la qualità della vita (Hecht & Lin, 2014) (Ray et al., 2019).



Figura 1.23: Protezione per borsite (Hecht & Lin, 2014).

1.3.5.2 Chirurgia dell'alluce valgo

Quando le terapie conservative non riescono a controllare i sintomi o la deformità è in uno stadio avanzato, l'intervento chirurgico diventa una scelta appropriata (Torkki et al.,

2001). Gli approcci chirurgici per l'alluce valgo includono diverse tecniche, che spaziano dalla correzione dei tessuti molli alle osteotomie per riallineare le ossa del piede, con l'obiettivo di ripristinare l'anatomia, alleviare il dolore e migliorare la funzionalità. La scelta della procedura chirurgica si basa sulla gravità della deformità, determinata dall'HVA e dall'IMA, ma deve anche tenere conto di altri fattori, come l'età, l'occupazione e lo stile di vita del paziente. La WBCT ha permesso di identificare e misurare anche le componenti rotazionali e sagittali della deformità, consentendo scelte terapeutiche più mirate ed efficaci (Jahss, 1991) (Ray et al., 2019). Inoltre, il *counseling* pre-operatorio è essenziale per informare i pazienti sui potenziali rischi e benefici dell'intervento. È importante avvertirli della possibilità di dolore residuo, della necessità di continuare a modificare le calzature e del rischio di recidiva (Jahss, 1991).

Le procedure vengono generalmente classificate in categorie, ognuna delle quali è indicata in base alla gravità della malattia, ai parametri radiografici, alla presenza o assenza di degenerazione significativa dell'articolazione metatarsofalangea e alla possibilità di correggere passivamente la deformità durante l'esame clinico. Le categorie principali includono interventi sui tessuti molli distali, osteotomie del primo metatarso, osteotomie della falange prossimale, artrodesi e artroplastiche di resezione. Spesso, viene utilizzata una combinazione di queste procedure per ottenere risultati ottimali (Hecht & Lin, 2014).

Tra le tecniche chirurgiche moderne per la correzione dell'alluce valgo spiccano: l'osteotomia percutanea secondo Chevron e l'osteotomia tradizionale SERI (Simple, Effective, Rapid, Inexpensive), con differenti approcci e indicazioni basate sulla gravità della deformità e le condizioni del paziente. È importante considerare anche gli effetti delle osteotomie del primo metatarso in uno o più piani, che possono essere calcolati mediante analisi trigonometriche, tenendo presente che possono verificarsi cambiamenti concomitanti durante la procedura. La consapevolezza di tali cambiamenti pre-operatori consente di pianificare correzioni più precise, riducendo al minimo le complicazioni post-operatorie (Jahss, 1991).

L'osteotomia percutanea secondo Chevron è un'opzione miniminvasiva particolarmente indicata per deformità moderate dell'alluce valgo. La procedura, mostrata in Figura 1.24, prevede un'incisione di pochi millimetri, attraverso la quale viene eseguito un taglio a "V" sul primo metatarso nel piano anteroposteriore, permettendo di spostare lateralmente la testa metatarsale per correggere la deviazione dell'alluce. Il tutto avviene sotto guida fluoroscopica, che consente un controllo visivo preciso della correzione senza dover aprire ampiamente la pelle. La stabilizzazione è garantita dall'inserimento di piccole viti metalliche o riassorbibili, che attraverso fori percutanei assicurano una guarigione sicura, riducendo il trauma chirurgico, minimizzando la cicatrizzazione e accelerando i tempi di recupero rispetto alle tecniche tradizionali a cielo aperto (Figura 1.25). Solitamente indicata per deformità di grado lieve o moderato, questa tecnica offre risultati clinici e radiografici equivalenti alla chirurgia tradizionale, con vantaggi aggiuntivi come una minore invasività, un rischio ridotto di infezioni e un decorso post-operatorio più agevole (Brogan et al., 2016) (Dragosloveanu et al., 2022).

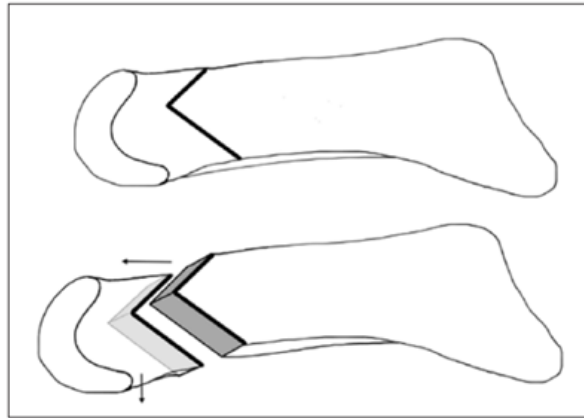


Figura 1.24: Come viene eseguita l'osteotomia percutanea secondo Chevron (Brogan et al., 2016).



Figura 1.25: A sinistra, le radiografie del piede destro di un paziente pre-operatorio e, a destra, dopo 1 anno dall'operazione (Dragosloveanu et al., 2022).

L'osteotomia tradizionale SERI, mostrata nelle radiografie in Figura 1.26, si colloca a metà strada tra le procedure chirurgiche tradizionali e le tecniche minimamente invasive. Sebbene preveda un'incisione di circa 1-2 cm, che è più grande rispetto alle incisioni tipiche delle tecniche completamente percutanee, questa è significativamente più piccola rispetto alle incisioni delle osteotomie tradizionali, che possono essere anche di 5-6 cm o più. In questo caso, il taglio è lineare, e il metatarso viene spostato lateralmente per correggere la deformità, offrendo al chirurgo una visione diretta dell'area interessata. La stabilizzazione dell'osteotomia avviene con una vite o un filo di Kirschner (Figura 1.27) (Almalki et al., 2019) (Giannini et al., 2013). Questa tecnica richiede un tempo di recupero più lungo rispetto all'osteotomia di Chevron, ma comunque più breve rispetto alle tecniche tradizionali. Offre, inoltre, una correzione stabile e precisa, risultando particolarmente indicata per deformità complesse e di grado severo.

La scelta tra le due tecniche dipende dalla gravità della deformità e dalle esigenze individuali del paziente. Entrambe rappresentano soluzioni efficaci, ma il *counseling* pre-operatorio è essenziale per informare i pazienti sui potenziali rischi e sul rischio di recidiva.

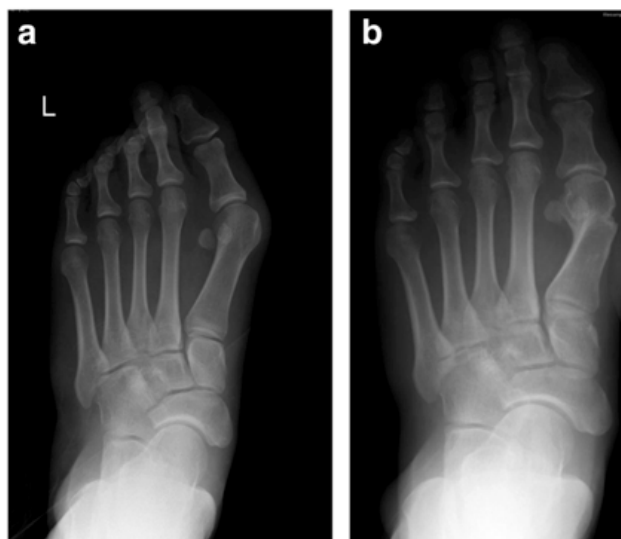


Figura 1.26: Radiografie del piede sinistro di un paziente prima della correzione chirurgica SERI dell'alluce valgo (a) e 1 anno dopo l'intervento (b) (Almalki et al., 2019).



Figura 1.27: Radiografie del piede destro di una donna di 44 anni con alluce valgo moderato prima dell'operazione (A) e post-operatoria, che mostra l'osteotomia e la correzione mantenuta dal filo di Kirschner (B). Aspetto radiografico al *follow-up* di 7 anni che mostra la correzione della deformità con completa guarigione e rimodellamento dell'osso metatarsale (C) (Giannini et al., 2013).

Infine, un'innovazione nel post-operatorio è la deambulazione con carico anticipato, che può iniziare a partire da due settimane dopo l'intervento. Questo approccio accelera il recupero funzionale senza aumentare le complicazioni, come infezioni o necrosi, permettendo ai pazienti di tornare più rapidamente alle loro attività quotidiane. L'adozione di un regime di riabilitazione accelerata rappresenta un'opzione efficace per un ritorno alla normalità senza compromettere la sicurezza (Ling et al., 2020).

1.3.5.3 Adattamento funzionale dell'osso

Le forme delle superfici articolari sono determinate geneticamente, ma possono essere modificate dall'adattamento funzionale dell'osso. Sebbene la struttura determini la posizione

dell'asse di movimento rispetto ai piani, l'articolazione può cambiare quando è sottoposta a movimenti non in linea con il suo asse naturale. In tali casi, le superfici articolari subiscono separazione da un lato e compressione dall'altro, portando a modifiche della loro forma. Se un'articolazione continua a funzionare in modo anomalo, il movimento articolare può peggiorare, ma se le forze anomale vengono corrette, l'adattamento funzionale può riportare la normalità (Root et al., 1977).

Un esempio evidente di adattamento funzionale si osserva nel caso dell'osteotomia per la correzione dell'alluce valgo. In questa deformità, l'asse di movimento della prima articolazione metatarsofalangea si trasforma in un asse triplano a causa della pronazione anomala del piede, provocando movimenti atipici come l'eversione e l'abduzione dell'alluce durante la dorsiflessione, invece di un movimento limitato al piano sagittale. Questo cambiamento può avere effetti significativi sull'adattamento osseo, soprattutto se le forze biomeccaniche anomale non vengono corrette durante o dopo l'intervento (Root et al., 1977). Inoltre, l'analisi anatomica delle articolazioni tarsometatarsali ha rivelato tre sottotipi distinti di superfici articolari, che evidenziano la variabilità anatomica tra pazienti con e senza alluce valgo. Nei casi di alluce valgo, si riscontra frequentemente una singola faccetta articolare, mentre nei piedi normali si osservano due o tre faccette. Queste differenze strutturali possono influenzare l'adattamento funzionale dell'osso e il risultato post-operatorio, sottolineando l'importanza di considerare la biomeccanica specifica di ogni paziente. Dopo un'osteotomia, se la causa biomeccanica della pronazione anomala non viene eliminata, è possibile che l'articolazione sviluppi nuovamente un asse triplano alterato, compromettendo il movimento corretto dell'alluce e potenzialmente causando una recidiva o complicazioni. Al contrario, correggere adeguatamente la biomeccanica del piede può ripristinare il corretto asse di movimento articolare, favorendo una guarigione funzionale dell'articolazione metatarsofalangea.

1.4 Obiettivo della tesi

Nel 2019 è stato avviato uno studio pilota per la valutazione clinica e funzionale dell'intervento chirurgico di correzione dell'alluce valgo attraverso uno studio randomizzato condotto presso il Laboratorio di Analisi del Movimento e Valutazione Funzionale Protesi dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna, sotto la responsabilità della Dott.ssa Lisa Berti (Codice CE AVEC 345/2020/Sper/IOR). L'obiettivo principale dello studio è valutare l'*outcome* clinico e funzionale di due tecniche chirurgiche - SERI e Chevron - per la correzione dell'alluce valgo e gli effetti degli interventi a 12 mesi dall'intervento. L'analisi cinematica, elettromiografica e di pressione plantare è finalizzata a caratterizzare meglio la patologia e il suo impatto funzionale.

All'interno di questo contesto più ampio, la presente tesi si concentra sull'analisi clinica, cinematica e sull'attività muscolare, misurata tramite elettromiografia di superficie, nei pazienti affetti da alluce valgo in fase pre-operatoria. L'obiettivo principale è confrontare questi dati con quelli di un gruppo di controllo sano, al fine di determinare le alterazioni e le compensazioni biomeccaniche nell'arto inferiore associate alla patologia. Questo confronto consente di identificare le differenze nei pattern di movimento e nell'attivazione muscolare tra i soggetti sani e patologici, offrendo un quadro più dettagliato dell'impatto della patologia sulla funzione del piede.

Capitolo 2

Materiali e metodi

2.1 Protocollo sperimentale

I dati sono stati acquisiti presso il Laboratorio di Analisi del Movimento e Valutazione Funzionale Protesi dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna su pazienti affetti da alluce valgo, con l'obiettivo di condurre una valutazione clinica e funzionale tramite analisi cinematica ed elettromiografica e di quantificare le alterazioni funzionali del piede in condizioni dinamiche.

2.1.1 Popolazione

A questo studio hanno partecipato 21 soggetti affetti da alluce valgo, di cui 20 femmine e un maschio, con un'età compresa tra i 18 e i 70 anni, come riportato in Tabella 2.1. I pazienti, per essere idonei all'intervento chirurgico, devono presentare un HVA tra 20° e 60° e un IMA tra 10° e 20°. Oltre all'età, al sesso e agli angoli articolari, fattori antropometrici come peso, altezza e indice di massa corporea (BMI) hanno influito sulla deformità dell'alluce valgo. Il peso corporeo aumenta il carico sul piede, aggravando la pressione sulle articolazioni e favorendo la progressione della deformità. Inoltre, un alto BMI è spesso associato a un aumento delle forze di compressione sulle strutture del piede, contribuendo al peggioramento della condizione. I criteri di esclusione dallo studio sono stati: instabilità della prima articolazione MTF, gravi alterazioni morfostrutturali o altre patologie a carico del piede e dell'arto inferiore, necessità di procedure chirurgiche aggiuntive, gravi patologie sistemiche vascolari e neurologiche o condizioni che hanno compromesso o rallentato la consolidazione ossea. I soggetti ritenuti idonei sono stati sottoposti, prima dell'intervento, ad analisi cinematica ed elettromiografica, e successivamente sono stati suddivisi in due gruppi: la prima metà è stata trattata con osteotomia percutanea secondo Chevron, mentre l'altra ha ricevuto un'osteotomia tradizionale SERI.

Paziente N°	Genere	Lato da operare	Età (anni)	BMI $\left(\frac{kg}{m^2}\right)$
1	F	dx	49.8	23.7
2	F	sx	68.4	22.1
3	F	dx	65.2	21.2
4	F	dx	67.1	22.9
5	F	sx	41.2	24.2
6	M	sx	68.9	27.6
7	F	dx	67.0	22.3
8	F	dx	44.3	18.3
9	F	sx	58.5	23.6
10	F	sx	70.6	27.9
11	F	bil	69.2	27.0
12	F	sx	40.1	21.1
13	F	dx	38.1	19.4
14	F	bil	56.6	38.0
15	F	bil	40.2	22.7
16	F	sx	40.4	21.5
17	F	bil	22.1	29.3
18	F	bil	23.9	26.0
19	F	bil	69.1	23.9
20	F	bil	45.9	20.3
21	F	bil	45.6	19.7
Media			52.5	16.1
SD			24.0	4.4

Tabella 2.1: Dati demografici e antropometrici dei pazienti con alluce valgo. Nella colonna "Lato da operare": dx=destra, sx=sinistra e bil=bilaterale.

2.1.2 Strumentazione

Nel Laboratorio di Analisi del Movimento, la strumentazione per l'acquisizione dei dati include un sistema stereofotogrammetrico a otto telecamere con anelli di LED a infrarossi (Vicon, Oxford, UK), come mostrato in Figura 2.1. Questo sistema traccia i *marker* riflettenti posizionati sul corpo del soggetto durante il cammino, fornendo una ricostruzione tridimensionale precisa dei movimenti dei segmenti anatomici. Le telecamere, sincronizzate tra loro, operano con una frequenza di campionamento di 100 Hz, permettendo il tracciamento della posizione 3D dei *marker* passivi.

Per l'acquisizione dell'attività muscolare sono stati utilizzati elettrodi wireless della famiglia Mini Wave della Cometa, noti per la loro alta precisione e sensibilità, come illustrato in Figura 2.2. Questi elettrodi sono ottimizzati per rilevare segnali sEMG di bassa ampiezza, generalmente nell'ordine dei microvolt, con una frequenza di campionamento fino a 2000 Hz e una risoluzione di 16 bit. Il rapporto di reiezione del modo comune (CMRR), superiore a 100 dB, assicura un'efficace riduzione del rumore, mentre il rumore di fondo, inferiore a 3 μV , permette la rilevazione di segnali muscolari molto deboli. Questi sensori wireless possono operare con una portata di 40 m in ambienti interni e sono dotati di una memoria

interna che consente fino a 8 ore di registrazione continua. Per il rilevamento dei segnali sEMG dai muscoli più profondi, come il peroneo lungo e il flessore lungo dell'alluce, sono stati utilizzati elettrodi Mini Wave Fine, caratterizzati da dimensioni ridotte e fili più lunghi e sottili, che garantiscono una maggiore accuratezza nel rilevamento in profondità.



Figura 2.1: A sinistra, il Laboratorio di *gait analysis* con sistema stereofotogrammetrico e, a destra, una telecamera del sistema Vicon.

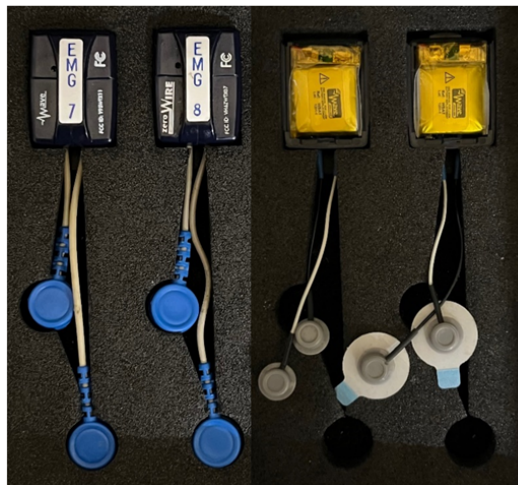


Figura 2.2: A sinistra, gli elettrodi di superficie Mini Wave e, a destra, i Mini Wave Fine della Cometa.

2.1.3 Calibrazione degli strumenti

La calibrazione delle telecamere in un sistema stereofotogrammetrico, come il Vicon, è un passaggio fondamentale per garantire la precisione e l'affidabilità delle misurazioni cinematiche. Questo processo è stato effettuato mediante l'utilizzo della Vicon Active Wand, uno strumento dotato di LED tracciati automaticamente dal software, che ha permesso di definire il volume di acquisizione, ridurre le distorsioni ottiche e garantire la sincronizzazione tra

le telecamere. Ciò ha assicurato un'elevata accuratezza nella ricostruzione tridimensionale dei movimenti (nell'ordine di 0.1 mm) e la corretta tracciabilità dei marker posizionati sui soggetti in movimento (Cappozzo et al., 2005). Nonostante una buona calibrazione tenda a ridurre gli errori sistematici, possono insorgere errori casuali, come il rumore elettronico o l'imprecisione nella rilevazione dei *marker*, che vengono gestiti con tecniche di filtraggio e smoothing dei dati raccolti (Cappozzo et al., 2005; Chiari et al., 2005). Inoltre, per minimizzare le variazioni dovute alla luminosità, la calibrazione viene eseguita poco prima delle acquisizioni (Chiari et al., 2005).

Oltre alla calibrazione delle telecamere, è stata essenziale anche la calibrazione dei *marker*, detta calibrazione anatomica. Questo processo prevede il posizionamento preciso dei *marker* su punti anatomici specifici, come i punti ossei, per garantire una corretta rappresentazione dei movimenti articolari. Durante la calibrazione anatomica, per i protocolli Rizzoli Foot Model e IOR gait, si utilizzano 36 *marker*, a cui si aggiungono 6 *marker* specifici per la calibrazione, posizionati sull'epicondilo mediale destro e sinistro, sul malleolo mediale destro e sinistro, e sulla base del calcagno destro e sinistro. Questi *marker* extra sono stati utilizzati esclusivamente durante l'acquisizione statica e poi vengono rimossi, poiché il loro scopo principale è quello di migliorare la definizione degli istanti e garantire un allineamento accurato tra i segmenti ossei e i *marker* utilizzati per l'acquisizione dinamica. La calibrazione dei *marker* ha contribuito a ridurre gli artefatti dovuti al movimento della pelle rispetto all'osso sottostante, migliorando la qualità dei dati. Gli studi di Leardini et al. (Leardini, Sawacha, et al., 2007; Leardini, Benedetti, et al., 2007) sottolineano l'importanza di questo processo per minimizzare gli errori e garantire l'accuratezza degli istanti. La combinazione di entrambe le calibrazioni, quella delle telecamere e quella anatomica, ha permesso acquisizioni precise e riproducibili, essenziali per un'analisi clinica dettagliata del movimento, come nel caso del piede e delle articolazioni durante il cammino (Cappozzo et al., 1995).

2.1.4 Valutazione clinica e strumentale

Il processo di valutazione degli angoli di valgismo è iniziato con un colloquio preliminare tra il fisiatra e il paziente, durante il quale sono state raccolte informazioni utili attraverso il Manchester Oxford Foot Questionnaire (MOxFQ), un questionario validato da (Garrow et al., 2000) e in lingua italiana da (Marinozzi et al., 2009), volto ad indagare l'entità del dolore percepito durante il cammino. Nel MOxFQ, 100 ha corrisposto al massimo grado di dolore.

Successivamente, il paziente è stato posizionato supino sul lettino per la valutazione strumentale. Il medico ha misurato il range di movimento (ROM) passivo della prima articolazione MTF utilizzando un goniometro. Durante questa procedura, l'alluce è stato spostato manualmente sia in flessione che in estensione fino al punto di percezione del dolore. Il goniometro articolare è stato posizionato medialmente, con il centro appoggiato sulla testa del primo metatarso; un'estremità dello strumento ha seguito la diafisi del primo metatarso, mentre l'altra ha consentito di misurare l'ampiezza massima dei movimenti dell'alluce. È seguita poi la misurazione del ROM passivo dell'articolazione tibiotarsica (TT), utilizzando lo stesso strumento. In questo caso, il fisiatra ha posizionato il centro del goniometro articolare sul malleolo mediale, orientando un'estremità lungo la direzione della tibia e l'altra lungo l'asse di flessione ed estensione della caviglia per rilevare i movimenti massimi. La valutazione è proseguita con la misura dell'angolo di valgismo dell'alluce. In questa fase, il goniometro articolare è stato posizionato lungo il bordo mediale del piede: un'estremità ha seguito la direzione del primo metatarso, mentre l'altra è stata ruotata lateralmente per determinare l'inclinazione della prima falange rispetto al metatarso. Successivamente, mentre il paziente si è trovato in posizione ortostatica sopra il podoscopio, è stato misurato il grado di valgismo del calcagno: è stato posizionato il centro del goniometro lungo il tendine d'Achille all'altezza dei malleoli, un'estremità dello strumento ha seguito la direzione della tibia mentre l'altra è stata ruotata lateralmente per valutare il grado di pronazione del piede. Tutte le misurazioni sono state eseguite su entrambi i piedi per un'analisi comparativa.

Completata questa fase, il fisiatra ha compilato la scala di valutazione AOFAS (American Orthopaedic Foot & Ankle Society), un sistema di punteggio validato da (Kitaoka et al., 1997) e tradotto nella versione italiana da (Leigheb et al., 2019), che ha integrato le misurazioni con il grado di dolore, la funzionalità e, attraverso un'ispezione visiva, le callosità e l'allineamento della prima articolazione metatarsofalangea. Nell'AOFAS, 100 ha rappresentato la situazione di massimo benessere. Inoltre, al paziente è stato chiesto di valutare il dolore percepito negli ultimi giorni utilizzando la scala analogica visiva del dolore (VAS), che è variata da 0 (assenza di dolore) a 10 (dolore massimo).

2.1.5 Acquisizione dei dati biomeccanici

Il processo di acquisizione cinematica è iniziato con il posizionamento, a cura del medico, di 36 *marker* riflettenti con un diametro di 9 mm sui punti di repere anatomici del paziente, seguendo i modelli IOR gait e Rizzoli Foot Model, al fine di tracciare i movimenti durante il cammino. Inoltre, il fisiatra ha applicato gli elettrodi sEMG bipolari sui muscoli target: TA, GASTMH, FHL e PL, garantendo la corretta configurazione per il monitoraggio della cinematica e dell'attivazione muscolare, come mostrato nella Figura 2.3. Per garantire la corretta calibrazione dei *marker*, è stata eseguita preliminarmente un'acquisizione in statica, in cui sono stati utilizzati 6 *marker* aggiuntivi, successivamente rimossi prima dell'inizio del movimento.

Successivamente, al paziente è stato richiesto di camminare lungo una traiettoria rettilinea di circa 8 m alla propria velocità naturale. Due pedane di forza (Kistler 9281B, AG, Switzerland) con una frequenza di campionamento di 2000 Hz, nascoste sotto il pavimento lungo il percorso, hanno consentito di registrare le forze di reazione al suolo e i momenti articolari, evitando che il paziente modificasse il proprio schema di cammino. Ogni paziente ha eseguito 5 acquisizioni, durante le quali i dati cinematici ed elettromiografici sono stati registrati tramite il software Nexus.



Figura 2.3: Posizionamento dei *marker* e degli elettrodi di superficie.

2.2 Elaborazione dei dati

Dopo l'acquisizione, l'elaborazione dei dati è iniziata direttamente sul Nexus con la labelizzazione dei *marker* e la ricostruzione dello scheletro sulla base della registrazione statica.

Una volta completata questa fase, si è passati all'analisi delle acquisizioni dinamiche, ovvero le camminate, in cui per ogni acquisizione e per ciascun soggetto è stato identificato un solo ciclo del passo, da cui sono stati determinati gli eventi del passo: contatto del tallone e distacco delle dita per entrambi i piedi. Il contatto iniziale di ciascun piede è stato determinato nel momento in cui il tallone ha toccato una delle due pedane di forza. Successivamente, sono state analizzate istante per istante le posizioni di ciascun *marker* per verificare che fossero correttamente identificati e, se necessario, sono state corrette eventuali discrepanze. Una volta validata la posizione dei *marker*, si è proceduto al riempimento dei buchi, ovvero alla ricostruzione della traiettoria dei *marker* negli istanti in cui non sono stati rilevati dalle telecamere, garantendo così la continuità dei dati cinematici. Infine, per ottenere una ricostruzione ottimale della cinematica del cammino, sono stati applicati filtri di smoothing, che hanno ridotto le oscillazioni dei *marker* durante la deambulazione, migliorando l'accuratezza e l'affidabilità dell'analisi cinematica. Anche i segnali sEMG sono stati acquisiti tramite il software Nexus, che ha applicato automaticamente al segnale grezzo un filtro passa-alto Butterworth con una frequenza di taglio di 20 Hz. Questo filtro ha consentito di rimuovere il rumore a bassa frequenza, come gli artefatti da movimento, preservando le componenti ad alta frequenza del segnale elettromiografico di superficie e garantendo una maggiore qualità dei dati acquisiti.

Una volta terminato il post-processing, i dati sono stati esportati per ogni paziente come file .csv e importati in MATLAB per le analisi successive. Ogni file ha contenuto dati strutturati relativi al ciclo del cammino, organizzati in diverse sezioni. I parametri spazio-temporali hanno descritto aspetti quantitativi del cammino, come la lunghezza del passo e la velocità. Le traiettorie articolari hanno rappresentato gli angoli delle articolazioni sui tre piani: sagittale, frontale e trasverso. I segnali elettromiografici, invece, hanno fornito informazioni sull'attivazione dei muscoli target. Per l'importazione e la normalizzazione dei dati in MATLAB, è stato utilizzato uno *script ad-hoc*, che ha consentito l'elaborazione dei dati cinematici, elettromiografici e di forza. La normalizzazione è stata effettuata rispetto al ciclo del passo, definito dagli eventi individuati nella fase preliminare, al fine di garantire la comparabilità tra soggetti e prove, indipendentemente dalla durata del ciclo stesso. Le traiettorie articolari e le forze sono state normalizzate su 100 punti, mentre il segnale sEMG è stato normalizzato su 3000 punti per garantire un'adeguata risoluzione temporale in conformità con il teorema di Nyquist. Le informazioni sono state suddivise per lato e organizzate in base alle fasi di *stance* e all'intero ciclo del passo. Infine, i dati sono stati salvati in una struttura ordinata per ciascun paziente, suddivisa per acquisizioni.

2.2.1 Processing dei segnali elettromiografici

I segnali sEMG sono stati sottoposti ad un ulteriore processing per renderli più facilmente interpretabili nell'analisi muscolare durante la deambulazione, al fine di caratterizzare meglio la deformità dell'alluce valgo e il suo impatto sulla biomeccanica del complesso piede-caviglia. Una parte dei codici MATLAB implementati è riportata in appendice.

L'elaborazione ha previsto l'analisi dei segnali elettromiografici registrati dai quattro muscoli analizzati, per entrambi i piedi e per ciascun paziente, calcolando la media dei segnali sEMG sulle diverse acquisizioni di ciascun paziente. Il primo passaggio ha consistito nell'applicazione di un filtro notch per rimuovere l'interferenza di rete a 50 Hz, che ha compromesso la qualità del segnale, creando picchi non informativi nello spettro di frequenza e rendendo difficile l'interpretazione dell'attività muscolare reale. Il filtro notch ha eliminato selettivamente questi picchi, lasciando intatte le altre componenti del segnale sEMG. Successivamente, è stato applicato un filtro passa-basso con una frequenza di taglio di 500 Hz per rimuovere il rumore ad alta frequenza. Poiché il segnale sEMG di superficie ha contenuto informazioni utili principalmente tra i 20 Hz e i 500 Hz, le componenti oltre i 500 Hz hanno rappresentato in genere rumore non correlato all'attivazione muscolare. La rettificazione ha trasformato poi i valori negativi in positivi, producendo un segnale unipolare. Questo passaggio è risultato essenziale poiché i segnali sEMG grezzi hanno oscillato attorno allo zero,

il che ha reso complessa l'interpretazione visiva dell'intensità dell'attivazione muscolare. La rettificazione ha consentito di ottenere un tracciato che ha riflesso più chiaramente l'attivazione muscolare, permettendo di osservare l'andamento della contrazione durante il ciclo del passo e facilitando il calcolo dell'involuppo. Per ottenere un profilo dell'attività muscolare durante il ciclo del passo, è stato applicato un filtro passa-basso a 10 Hz sul segnale rettificato, producendo l'involuppo del segnale sEMG. Questo passaggio ha eliminato le rapide oscillazioni, generando un segnale smussato che ha fornito una misura interpretabile della variazione dell'attività muscolare nel ciclo del passo, facilitando l'individuazione dei picchi di attivazione e delle fasi di rilassamento.

Il segnale elettromiografico acquisito, con una durata di circa due secondi, non può essere considerato stazionario a causa della variabilità intrinseca nell'attività muscolare nel tempo. Per questa ragione, è stata utilizzata la Short-Time Fourier Transform (STFT), una rappresentazione tempo-frequenza (TFR) che ha consentito di analizzare le componenti frequenziali del segnale in intervalli temporali localizzati. Questa scelta ha permesso di visualizzare come l'energia del segnale si sia distribuita in funzione della frequenza e del tempo, fornendo una rappresentazione più dettagliata e dinamica rispetto all'analisi globale in frequenza. In particolare, la TFR ha consentito di individuare variazioni nei pattern di attivazione muscolare nel tempo, come la diminuzione delle frequenze elevate dovuta alla fatica muscolare. A partire dalla TFR, è stata calcolata la PSD media sulle diverse acquisizioni per ciascun paziente, da cui sono stati derivati specifici indici per caratterizzare ulteriormente l'attivazione muscolare. Gli indici di ampiezza, RMS e ARV, sono stati determinati a partire dal segnale rettificato e involuppo, che ha fornito una stima dell'intensità dell'attività muscolare rispettivamente come misura dell'energia e del valore medio dell'attività. Gli indici spettrali, MNF e MDF, sono stati calcolati invece direttamente dal segnale grezzo filtrato. Questa scelta è stata motivata dal fatto che la normalizzazione temporale sul ciclo del passo ha introdotto distorsioni che hanno potuto alterare l'analisi in frequenza, rendendo quindi meno affidabili i risultati per MNF e MDF. Le formule utilizzate per il calcolo degli indici di ampiezza e spettrali sono state le seguenti:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (\text{mV}) \quad (2.1)$$

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (\text{mV}) \quad (2.2)$$

dove x_i indica i campioni del segnale sEMG e N è il numero totale di campioni considerati.

$$MNF = \frac{\sum_{i=f_{\min}}^{f_{\max}} f_i P(f_i)}{\sum_{i=f_{\min}}^{f_{\max}} P(f_i)} \quad (\text{Hz}) \quad (2.3)$$

dove f_i sono le frequenze e $P(f_i)$ è la densità spettrale di potenza associata a ciascuna frequenza ($f_{\max}=500$ Hz e $f_{\min}=20$ Hz).

$$MDF = \int_0^{MDF} df = \frac{1}{2} \int_0^{f_{\max}} P(f) df \quad (\text{Hz}) \quad (2.4)$$

dove $P(f)$ è la densità spettrale di potenza e $f_{\max}$ è la frequenza massima del segnale.

Per rendere gli indici più significativi e strettamente correlati all'effettiva attivazione muscolare, è stato limitato il loro calcolo ai periodi in cui il muscolo è risultato attivo. Tali intervalli di attivazione sono stati individuati imponendo una soglia pari al 30% del massimo dell'involuppo del segnale sEMG, garantendo così l'esclusione di attività di basso livello non rappresentative di una reale contrazione. Per migliorare l'accuratezza dell'identificazione, è stato introdotto un criterio di aggregazione temporale: intervalli di attivazione separati

da meno di 450 ms sono stati uniti in un'unica finestra di attivazione. Questo approccio ha permesso di ottenere una rappresentazione più realistica della dinamica muscolare durante il ciclo del cammino, evitando di considerare erroneamente come eventi distinti attivazioni che sono appartenute a una stessa fase funzionale. L'analisi di questi intervalli ha consentito inoltre una valutazione approfondita delle sinergie muscolari, sia in termini qualitativi, attraverso l'osservazione visiva dell'attivazione simultanea dei diversi muscoli, sia in termini quantitativi, mediante il calcolo della massima cross-correlazione $R_{xy}(\tau)$ e del ritardo temporale associato tra le coppie di muscoli. Tali metriche hanno fornito informazioni sulla coordinazione tra muscoli sinergici e sull'organizzazione temporale del reclutamento neuromuscolare.

$$R_{xy}(\tau) = \frac{E[(x_t - \mu_x)(y_{t+\tau} - \mu_y)]}{\sigma_x \sigma_y} = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N (x_t - \mu_x)(y_{t+\tau} - \mu_y) \quad (2.5)$$

dove E indica la media statistica, x_t e y_t sono gli inviluppi medi dei due segnali, μ_x e μ_y sono le medie e, σ_x e σ_y sono le deviazioni standard.

2.2.2 Analisi dei campioni e statistica

Come gruppo di controllo è stato utilizzato quello descritto nello studio di Caravaggi et al. (2021), composto da 27 pazienti sani (16 maschi e 11 femmine). Le loro caratteristiche demografiche e antropometriche sono risultate simili a quelle della popolazione di pazienti affetti da alluce valgo in esame, rendendolo un campione adeguato per il confronto. L'età media del gruppo è stata di 53.1 ± 8.7 anni, mentre il BMI medio è stato di 24.2 ± 3.5 kg/m².

Per verificare che le differenze tra i due piedi sani fossero trascurabili, è stato calcolato il coefficiente di variazione sui parametri spazio-temporali, evidenziando una minima variazione tra i due lati. Per le traiettorie articolari, invece, la similarità tra i movimenti dei due piedi è stata quantificata attraverso l'Errore Quadratico Medio Normalizzato (NMSE), definito come il rapporto tra l'Errore Quadratico Medio (MSE) delle due curve e la media delle varianze dei piedi sinistro e destro, considerando così la variabilità complessiva di entrambe le traiettorie. Sempre tramite NMSE sono stati analizzati anche gli inviluppi medi sEMG dei muscoli tibiale anteriore e gastrocnemio mediale, confermando l'equivalenza funzionale tra i due lati. Ciò ha dimostrato che l'utilizzo di un solo piede per l'analisi, in questo caso sempre il sinistro, non ha influito sui risultati.

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i - \hat{y}_i)^2 \quad (2.6)$$

dove y_i rappresenta il valore relativo al piede sinistro, $\hat{y}_i$ il valore relativo al piede destro, e N è il numero di campioni considerati nei soggetti sani. Le unità di misura del MSE dipendono dal tipo di segnale analizzato: per le traiettorie articolari, l'unità di misura è (°²), mentre per i segnali sEMG è (mV²).

$$NMSE = \frac{MSE}{\sigma_y^2} \quad (2.7)$$

dove σ_y^2 è la varianza della variabile y .

Primariamente si sono osservati i dati clinici, sia quelli misurati passivamente tramite goniometro articolare, sia quelli ottenuti da scale e questionari compilati. Lo studio si è focalizzato successivamente sull'analisi di parametri spazio-temporali, traiettorie articolari e segnali sEMG dei muscoli target. I parametri spazio-temporali hanno compreso: la durata delle fasi di *stance* e *swing*, la lunghezza del passo, la velocità (riportata sia in valori assoluti che normalizzati), la cadenza e la durata del ciclo del passo. Relativamente a tali parametri, è stata valutata la correlazione tra la velocità del cammino nei pazienti affetti da alluce

valgo e il dolore percepito (valutato mediante scala VAS), tramite analisi di correlazione di Pearson. La cinematica articolare ha incluso la valutazione degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio in dinamica, e del piede sia in statica che in dinamica. Gli angoli del complesso piede-caviglia analizzati sono stati sia relativi, ovvero tra due segmenti ossei, sia assoluti, cioè rispetto al sistema di riferimento del laboratorio. Ogni angolo è stato calcolato nei tre piani di movimento: sagittale, frontale e trasverso. Per l'analisi elettromiografica si sono considerati gli involucri dei muscoli target, attraverso cui sono stati identificati i picchi e i relativi istanti durante le fasi di *stance* e *swing*. L'analisi è stata completata dal calcolo di indici di ampiezza (RMS e ARV) e di frequenza (MNF e MDF), dalla valutazione degli intervalli di attivazione muscolare e della coordinazione tra muscoli, quest'ultimo calcolato tramite cross-correlazione e massimo ritardo associato.

Per ridurre la variabilità intra-paziente, è stata calcolata la media tra le diverse acquisizioni per ciascun paziente. Successivamente, i dati sono stati mediati tra tutti i pazienti appartenenti al rispettivo gruppo (lato da operare, controlaterale o controllo), garantendo una stima complessiva più affidabile dei dati analizzati.

Sono stati condotti tre confronti principali:

- Lato da operare vs controlaterale nei pazienti con alluce valgo monolaterale, per determinare eventuali differenze significative tra il piede con la deformità e quello controlaterale nello stesso soggetto.
- Lato da operare vs piede sano del gruppo di controllo, includendo anche i pazienti con alluce valgo bilaterale, per identificare differenze funzionali e biomeccaniche tra un piede patologico e uno sano.
- Controlaterale vs piede sano del gruppo di controllo, per verificare se il piede controlaterale dei pazienti con alluce valgo presenti differenze rispetto ai piedi sani, consentendo di individuare eventuali adattamenti o compensazioni biomeccaniche dovuti alla deformità.

Considerata la ridotta numerosità del campione, sono stati eseguiti test statistici non parametrici, più robusti rispetto a quelli parametrici nell'analisi di campioni di piccole dimensioni. Il confronto tra il lato da operare e quello controlaterale è stato effettuato mediante il test di Wilcoxon per dati appaiati, appropriato per l'analisi di coppie di osservazioni correlate. Per il confronto tra il lato da operare e il piede sano della popolazione di controllo, e tra il controlaterale e il piede sano dei controlli, si è utilizzato il test di Mann-Whitney U, adatto al confronto tra gruppi indipendenti. Tali test sono stati applicati ai parametri spazio-temporali, alle traiettorie articolari e agli involucri sEMG, consentendo di evidenziare differenze significative tra i gruppi. Per quanto riguarda le traiettorie articolari, l'analisi statistica è stata condotta inizialmente utilizzando test 0D a parametri globali, come l'angolo massimo, l'angolo minimo ed il ROM articolare registrati durante il ciclo del passo. Successivamente, solo nei confronti con il gruppo di controllo, è stata applicata un'analisi più dettagliata mediante l'SPM1D con Two sample t-test. Questo metodo ha consentito di confrontare le curve temporali delle traiettorie articolari durante il ciclo del passo, permettendo di identificare intervalli temporali in cui sono emerse differenze statisticamente significative (Pataky et al., 2013) (Pataky et al., 2016). L'SPM1D è stato inoltre applicato anche agli involucri sEMG dei muscoli tibiale anteriore e gastrocnemio mediale. Le analisi condotte hanno permesso di ottenere informazioni significative sia dal punto di vista biomeccanico che elettromiografico, evidenziando differenze tra i gruppi e fornendo una comprensione più approfondita delle alterazioni funzionali associate all'alluce valgo.

L'interpretazione dei dati è stata realizzata attraverso un'analisi sia qualitativa che quantitativa. In una prima fase, i profili degli angoli articolari e i segnali sEMG sono stati visualizzati graficamente per individuare pattern di attivazione e differenze qualitative tra i gruppi. Successivamente, è stata eseguita un'analisi quantitativa supportata da test statistici per validare le osservazioni preliminari, adottando un livello di significatività pari a 0.05.

La rappresentazione tramite *box plot* ha consentito di esaminare la distribuzione dei dati tra i gruppi di studio, facilitando l'identificazione di differenze significative.

Capitolo 3

Risultati

3.1 Valutazione clinica e posturale del piede in statica

Nelle Tabelle 3.1 e 3.2 sono riportati i valori medi e le rispettive deviazioni standard delle valutazioni preliminari effettuate sui pazienti affetti da alluce valgo. Queste analisi mirano a caratterizzare la patologia e a fornire una base oggettiva per determinare la necessità di un intervento chirurgico. Le valutazioni comprendono sia misurazioni articolari che scale di valutazione standardizzate per la funzionalità e il dolore, fornendo un quadro completo della condizione dei pazienti.

Le misurazioni articolari hanno considerato gli angoli di flessione e dorsiflessione dell'articolazione MTF e TT per entrambi i piedi. Inoltre, sono stati misurati gli angoli di valgismo dell'alluce e del calcagno. I valori di normalità sono stati presi dalla letteratura (Iliou et al., 2016)(Hoppenfeld, 2014). Questi parametri hanno permesso di quantificare il grado di deformità e la funzionalità articolare, aspetti necessari per pianificare l'intervento e confrontare il lato da operare con quello controlaterale.

Parallelamente, l'analisi è stata integrata con tre strumenti di valutazione standardizzati: il MOxFQ (0-100), in cui 100 rappresenta il massimo grado di dolore; la scala AOFAS (0-100), in cui 100 indica il completo benessere; e la scala VAS (0-10), in cui 10 corrisponde al dolore più intenso percepito (Iliou et al., 2016).

Tabella 3.1: Media ($\pm SD$) dell'angolo di valgismo di alluce e calcagno e di flesso-estensione delle articolazioni MTF e TT per il lato da operare, il controlaterale e i range di normalità presi dalla letteratura (Iliou et al., 2016)(Hoppenfeld, 2014).

	Lato da operare	Controlaterale	Range di normalità
Valgismo Alluce (<i>deg</i>)	33.6 ± 9.7	20.5 ± 10.6	<15
Valgismo Calcagno (<i>deg</i>)	5.7 ± 3.8	5.8 ± 3.2	<5
MTF flex (<i>deg</i>)	40.7 ± 17.6	36.9 ± 13.6	40-45
MTF ext (<i>deg</i>)	36.3 ± 14.1	35.0 ± 14.9	70-90
TT dorsi (<i>deg</i>)	15.7 ± 7.1	15.5 ± 8.0	15-20
TT plant (<i>deg</i>)	35.2 ± 9.9	38.3 ± 9.3	45-50

Tabella 3.2: Media ($\pm SD$) delle scale di valutazione funzionale e del dolore nei pazienti affetti da alluce valgo.

MOxFQ	Scala AOFAS	Scala VAS
41.7 $\pm$ 19.4	45.1 $\pm$ 18.5	5.6 $\pm$ 2.4

3.2 Valutazione funzionale dei pazienti con alluce valgo monolaterale

Nei pazienti con deformità dell'alluce valgo monolaterale, il confronto è stato effettuato tra il lato da operare e quello controlaterale, che può essere sano o solo parzialmente coinvolto. L'analisi si è concentrata su tre categorie di dati principali: i parametri spazio-temporali, che forniscono una panoramica del cammino e delle eventuali strategie di compensazione adottate; gli angoli articolari, misurati per valutare l'impatto della deformità sulla mobilità delle articolazioni del complesso piede-caviglia; e l'attività muscolare, analizzata per individuare possibili alterazioni nella funzione dei muscoli coinvolti. Per approfondire l'analisi, si è applicato il test di Wilcoxon per dati appaiati, che ha permesso di individuare differenze statisticamente significative dei parametri analizzati tra il lato da operare ed il controlaterale.

3.2.1 Parametri spazio-temporali

Tra i parametri spazio-temporali sono stati analizzati: la durata delle fasi di *stance* e *swing* (in percentuale del ciclo del passo), la lunghezza del passo, la velocità (in valori assoluti e normalizzati rispetto all'altezza del soggetto), la cadenza e la durata del ciclo del passo (in secondi). Il confronto statistico tra il lato da operare e quello controlaterale è stato rappresentato mediante *box plots*, come mostrato in Figura 3.1.

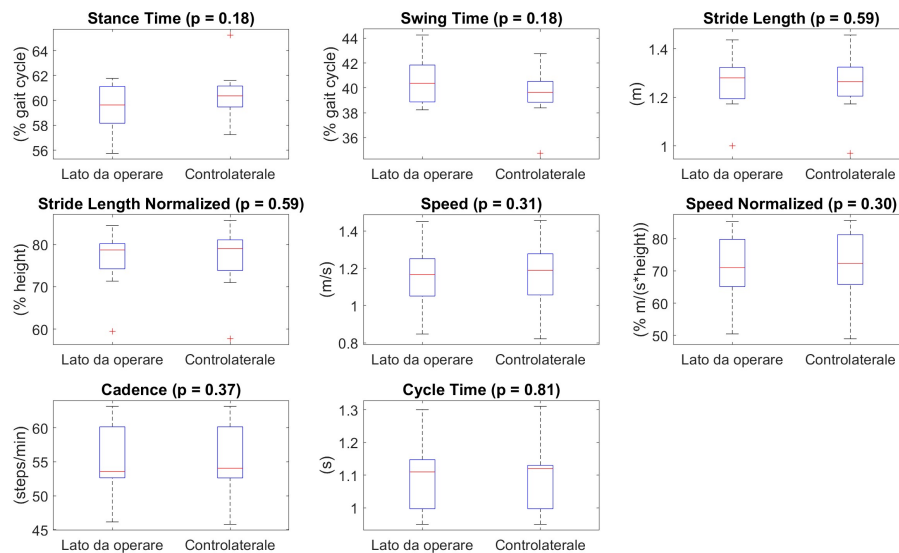


Figura 3.1: *Box plots* dei parametri spazio-temporali per il lato da operare e quello controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.

3.2.2 Cinematica articolare dell'arto inferiore

In Figura 3.2 sono state riportate le traiettorie articolari medie delle articolazioni di anca e ginocchio dei pazienti con deformità di alluce valgo monolaterale durante un ciclo del passo, al fine di offrire una visione d'insieme del comportamento del sistema muscolo-scheletrico nel cammino. Per verificare la presenza di differenze statisticamente significative tra il lato da operare e quello controlaterale, è stato applicato il test di Wilcoxon sui ROM, sui valori massimi e minimi degli angoli articolari, con i risultati rappresentati tramite *box plot* nelle Figure 3.3, 3.4 e 3.5, rispettivamente.

Da questo punto in avanti, in ciascun *subplot* delle figure contenenti le traiettorie articolari è stata riportata una linea verticale tratteggiata indicante la media, con relativa deviazione standard, del momento di stacco del piede, corrispondente al passaggio dalla fase di *stance* a quella di *swing*.

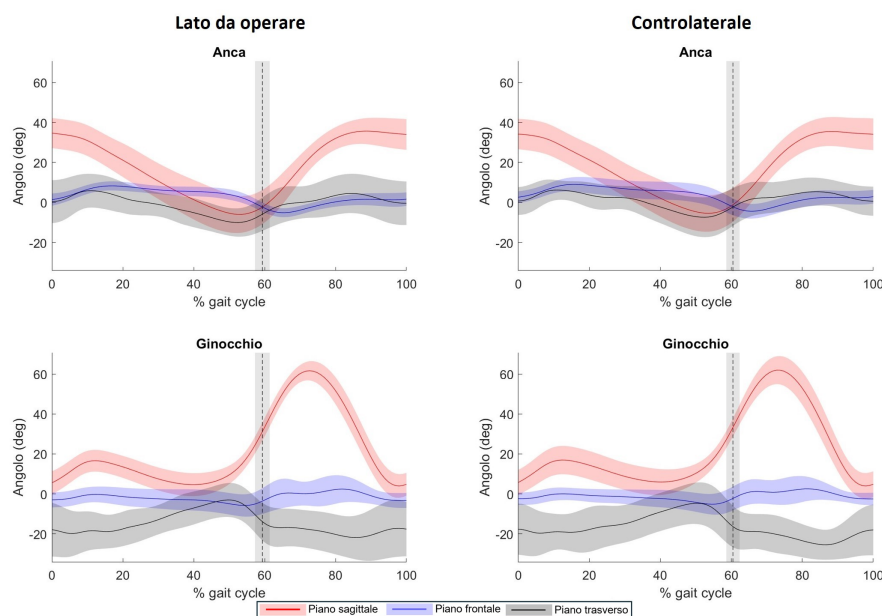


Figura 3.2: Profili temporali medi degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio, con bande di deviazione standard, nel lato da operare e in quello controlaterale durante il ciclo del cammino sui tre piani di movimento. La linea verticale tratteggiata rappresenta l'istante medio di passaggio dalla fase di *stance* a quella di *swing*, con relativa banda di deviazione standard.

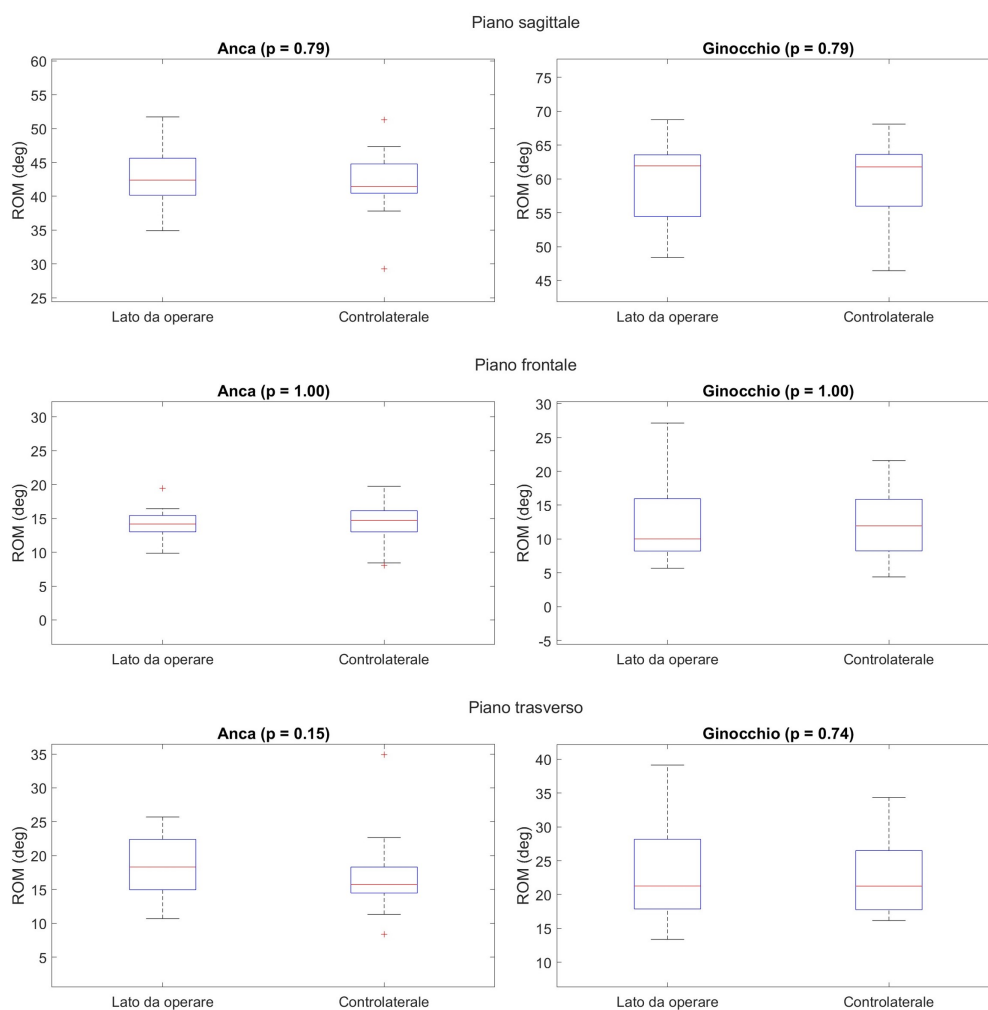


Figura 3.3: *Box plot* dei ROM degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.

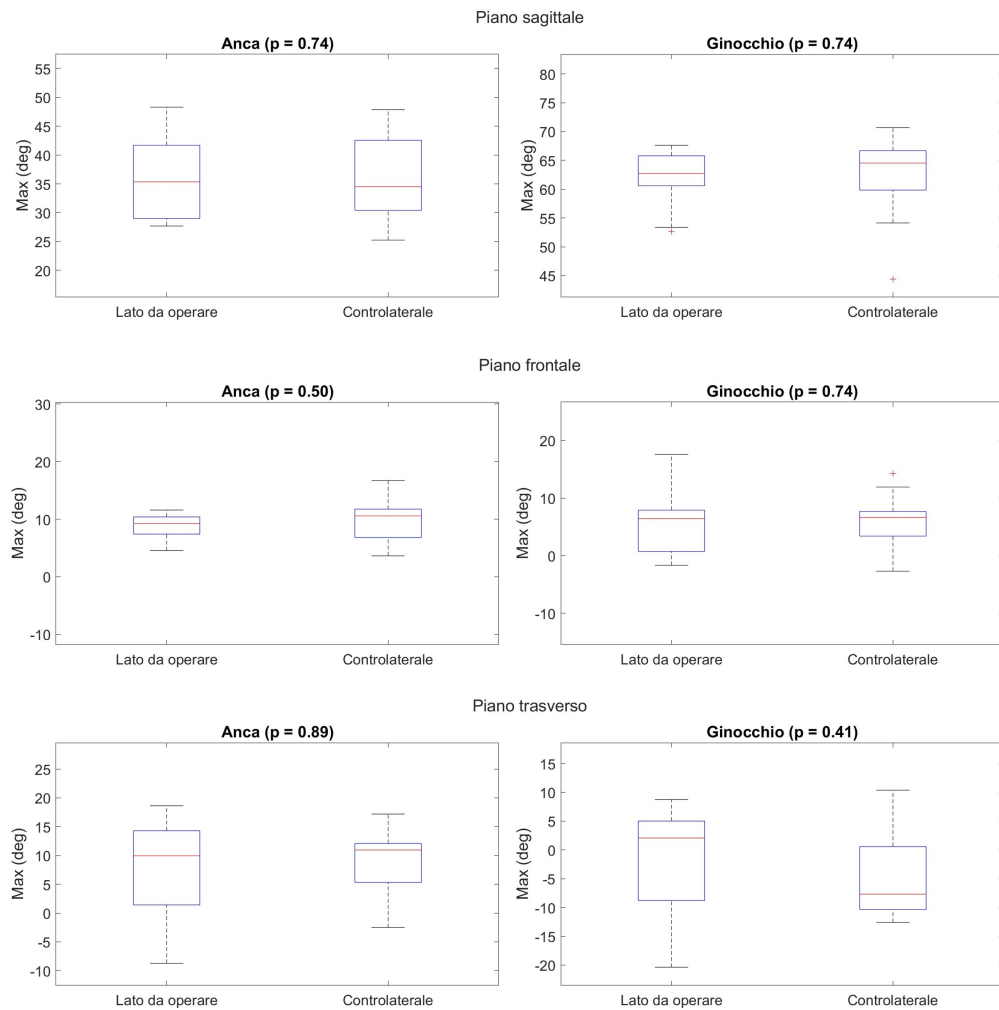


Figura 3.4: *Box plot* dei valori massimi degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.

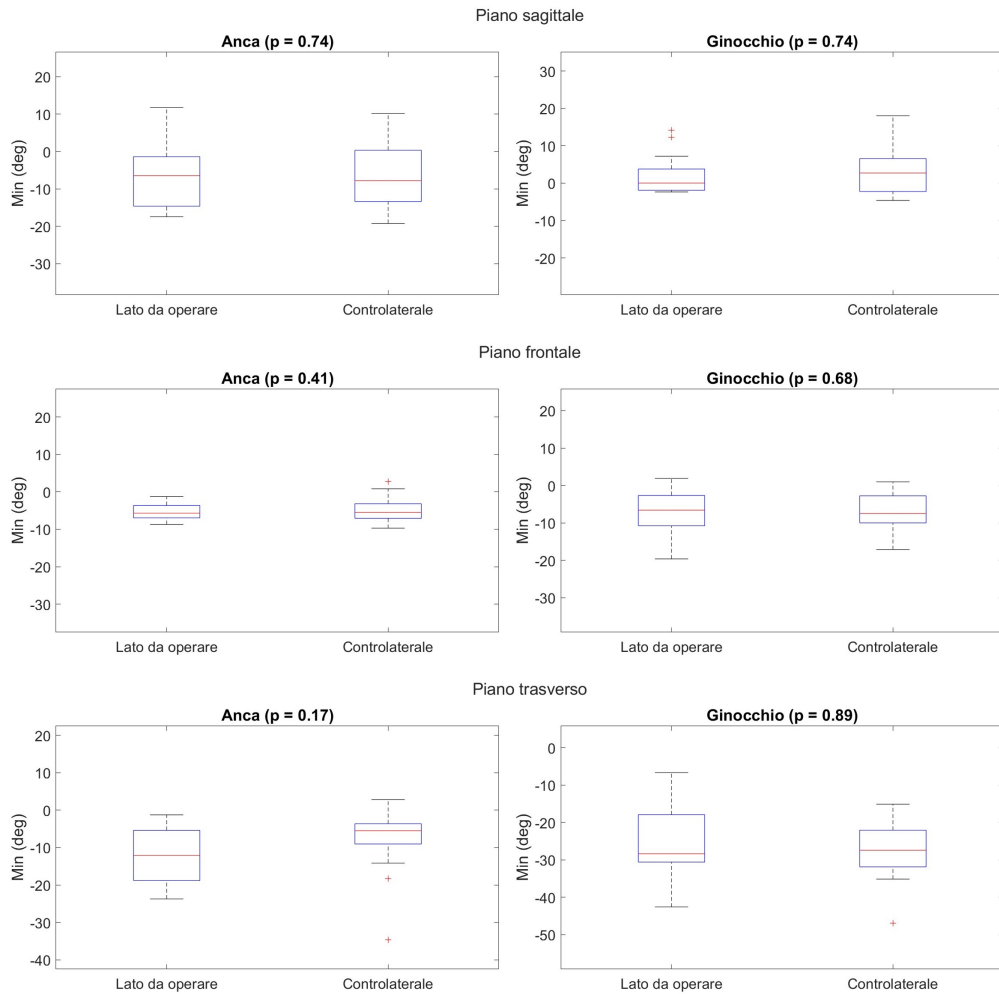


Figura 3.5: *Box plot* dei valori minimi degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.

Successivamente, sono stati analizzati gli angoli articolari del complesso piede-caviglia, distinguendo tra valori in statica e andamenti in dinamica durante il cammino. Gli angoli analizzati sono stati sia relativi che assoluti, con questi ultimi calcolati rispetto al sistema di riferimento del laboratorio. Gli angoli relativi analizzati hanno incluso: l'angolo tra l'alluce e il primo metatarso (F2P), sia nel piano trasverso sia in quello sagittale; l'angolo tra il primo e il secondo metatarso (S2F) nel piano trasverso; l'angolo tra l'avampiede e il calcagno (CMe); l'angolo tra il mesopiede e il calcagno (CMi); e l'angolo tra l'avampiede e il mesopiede (MiMe). Per quanto riguarda il movimento della caviglia, sono stati considerati sia l'angolo tra il calcagno e la tibia (SC), sia l'angolo tra il piede, inteso come segmento rigido, e la tibia (A), includendo inoltre l'angolo tra il quinto e il secondo metatarso (S2V) nel piano trasverso. Gli angoli assoluti analizzati hanno compreso l'angolo tra il primo, secondo e quinto metatarso rispettivamente e il sistema di riferimento assoluto (F2G, S2G e V2G) nel piano sagittale.

Gli angoli in statica sono stati analizzati per determinare l'offset iniziale e consentire un'interpretazione più corretta degli andamenti articolari in dinamica. Per valutare la presenza di differenze statisticamente significative tra il lato da operare e quello controlaterale, è stato applicato il test di Wilcoxon sui valori medi degli angoli, sia relativi (nei tre piani

di movimento), sia assoluti. I risultati sono stati riportati rispettivamente nelle Figure 3.6, 3.7, 3.8 e 3.9.

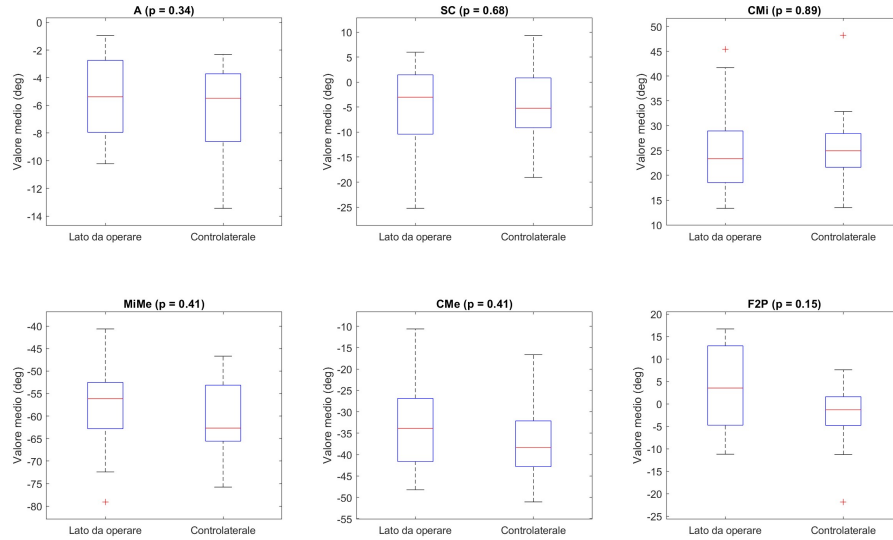


Figura 3.6: *Box plot* dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano sagittale, per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.

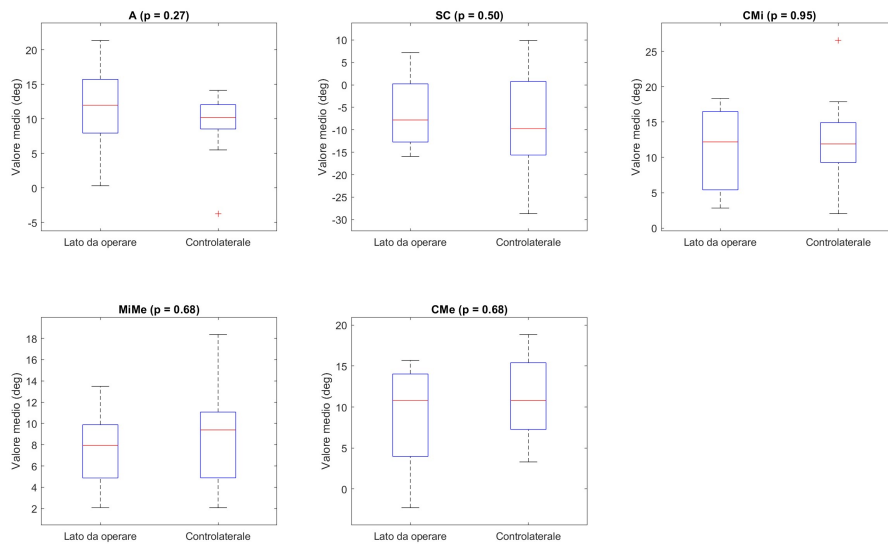


Figura 3.7: *Box plot* dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano frontale, per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.

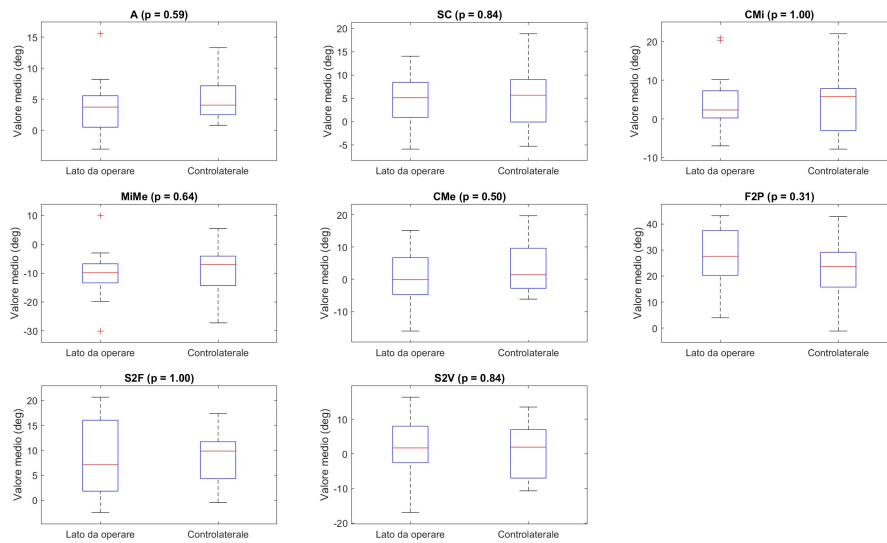


Figura 3.8: *Box plot* dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano trasverso, per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.

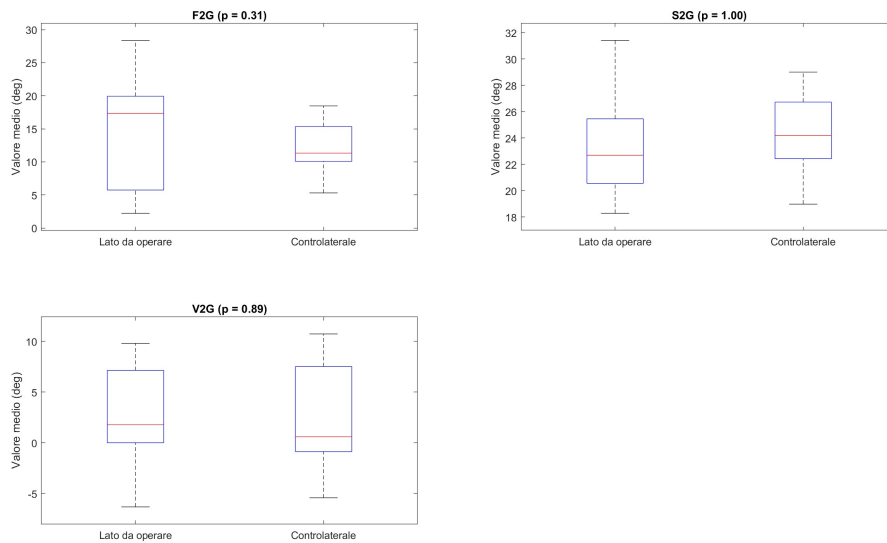


Figura 3.9: *Box plot* dei valori medi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.

Infine, sono stati esaminati gli stessi angoli in dinamica, con gli andamenti del lato da operare riportati in Figura 3.10, quelli del controlaterale in Figura 3.11 e gli angoli assoluti per entrambi i lati in Figura 3.12.

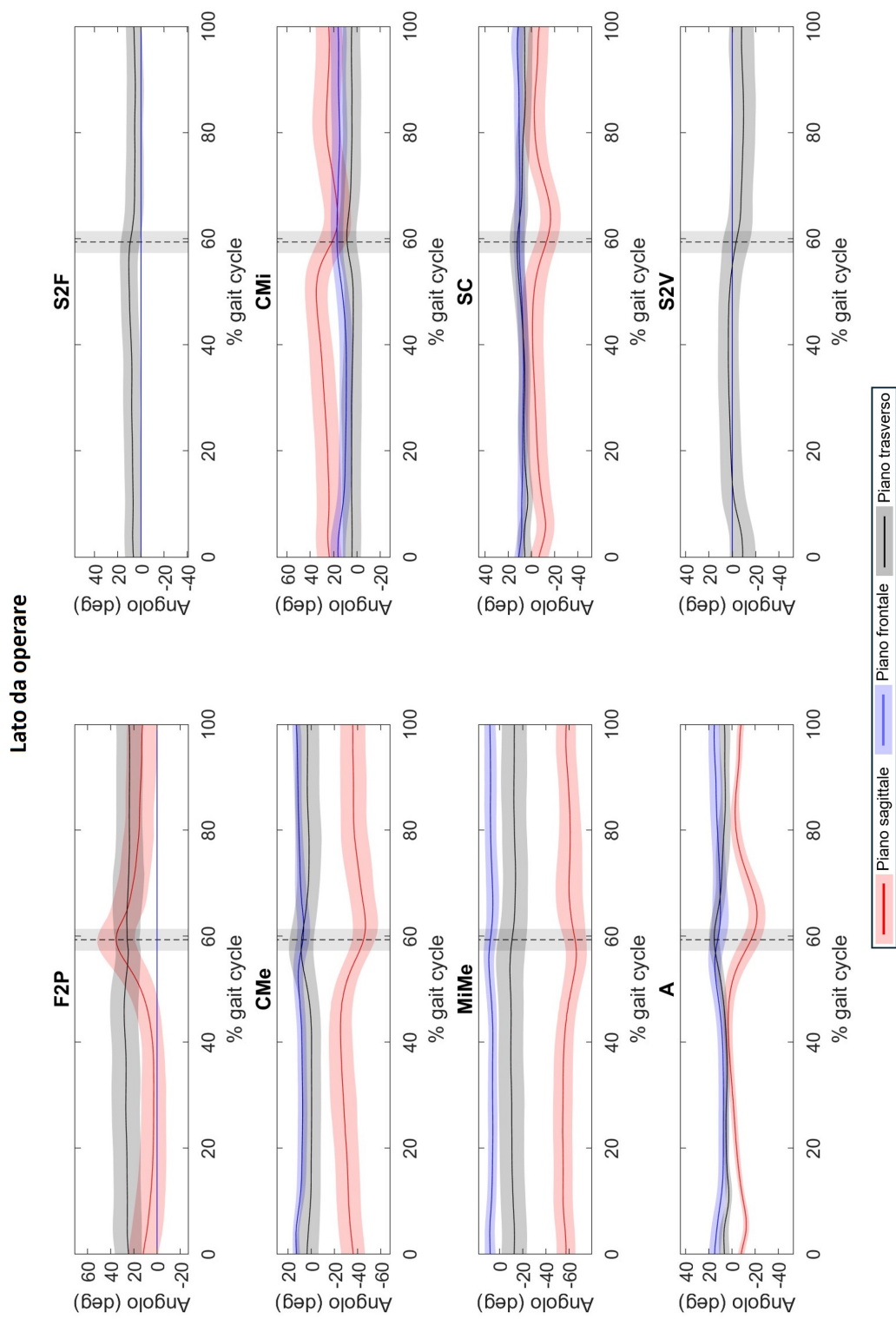


Figura 3.10: Profili temporali degli angoli articolari del piede, con bande di deviazione standard, nel lato da operare durante il ciclo del cammino sui tre piani di movimento. Le bande verticali in grigio chiaro rappresentano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*.

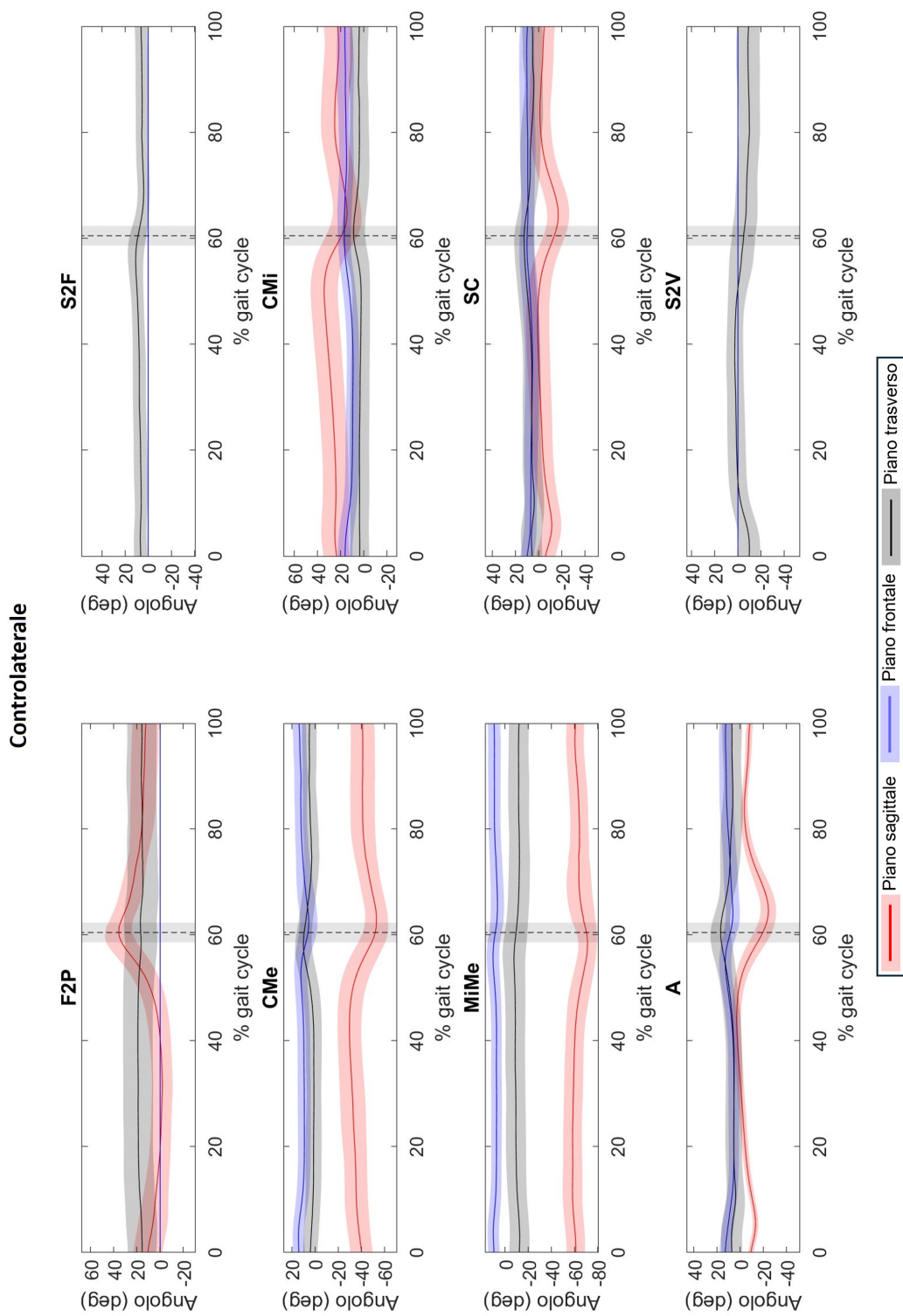


Figura 3.11: Profili temporali degli angoli articolari del piede, con bande di deviazione standard, nel controlaterale durante il ciclo del cammino sui tre piani di movimento. Le bande verticali in grigio chiaro rappresentano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*.

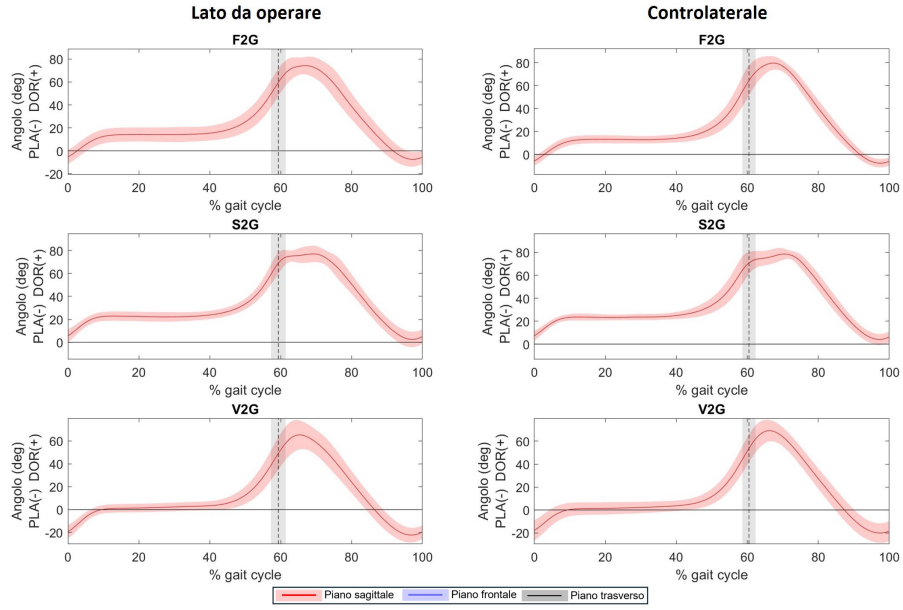


Figura 3.12: Profili temporali degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, con bande di deviazione standard, nel lato da operare e nel controlaterale durante il ciclo del cammino sul piano sagittale. Le bande verticali in grigio chiaro rappresentano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*.

Il confronto tra lato da operare e quello controlaterale è stato eseguito su tutti i piani di movimento, utilizzando il test di Wilcoxon per analizzare i ROM, i valori massimi e minimi degli angoli articolari. I risultati sono stati rappresentati tramite *box plot*: per gli angoli relativi rispettivamente nelle Figure 3.13, 3.14 e 3.15, e per gli angoli assoluti rispettivamente nelle Figure 3.16, 3.17 e 3.18.

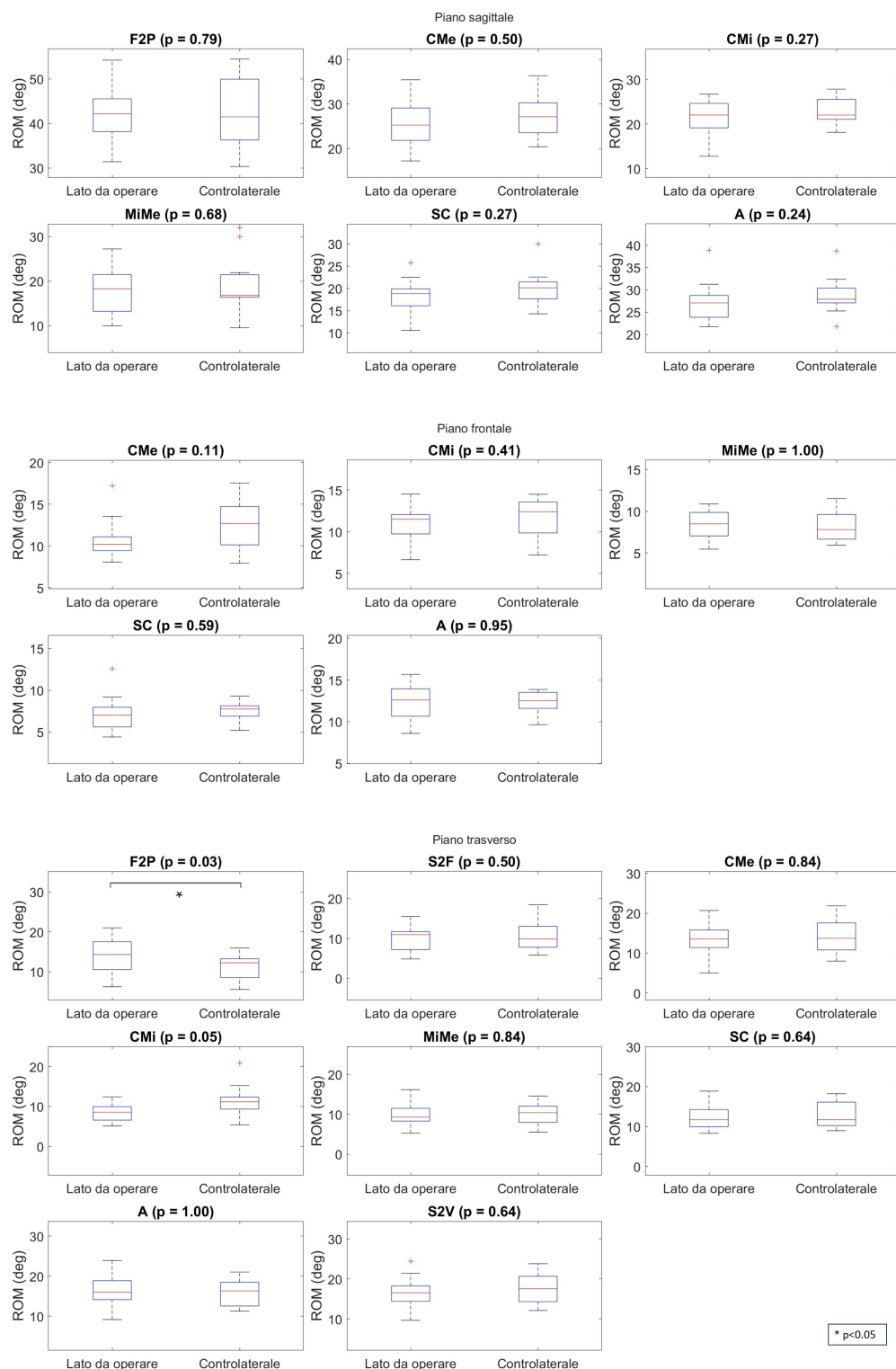


Figura 3.13: *Box plot* dei ROM degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.

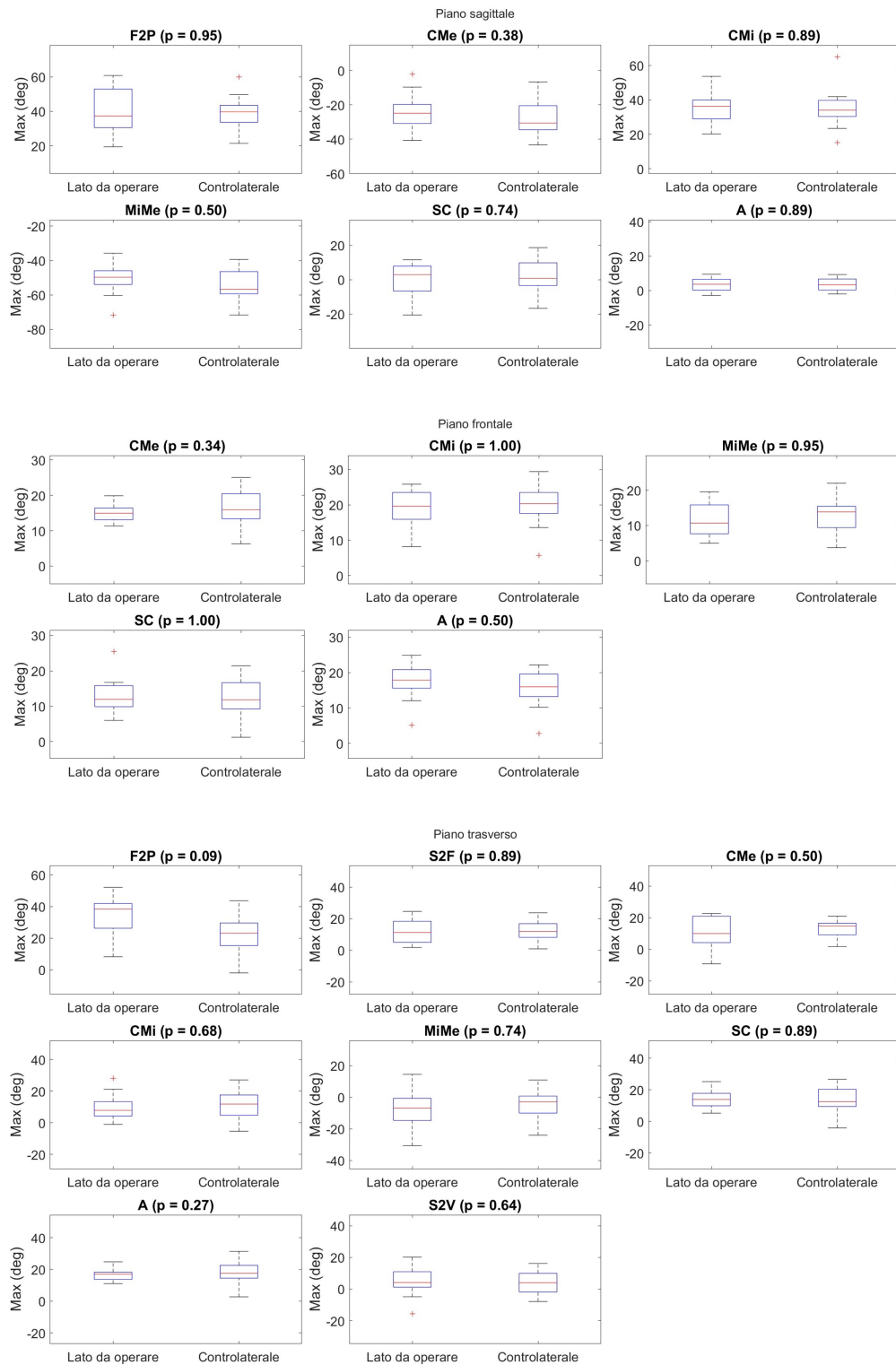


Figura 3.14: *Box plot* dei valori massimi degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.

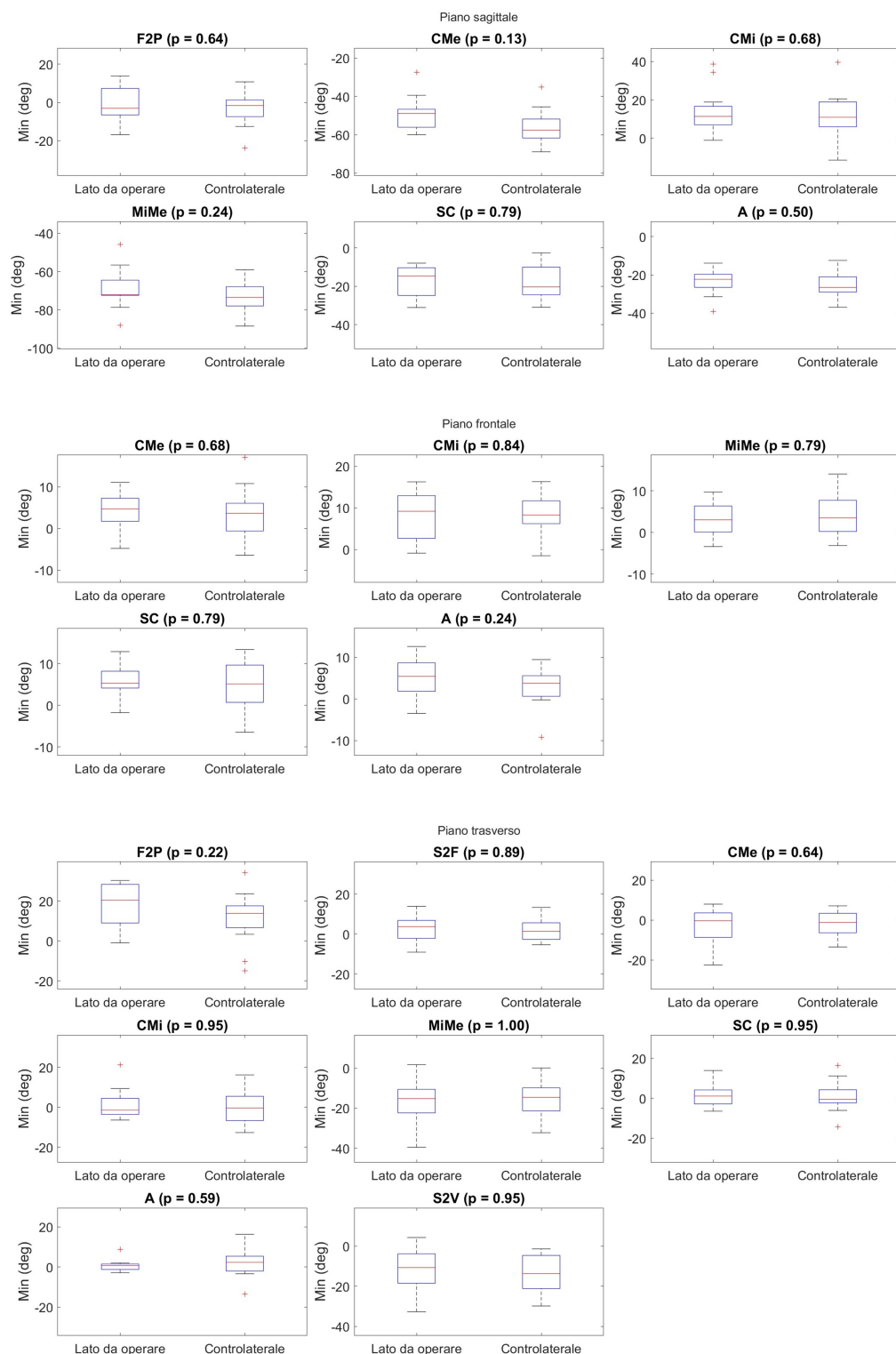


Figura 3.15: *Box plot* dei valori minimi degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.

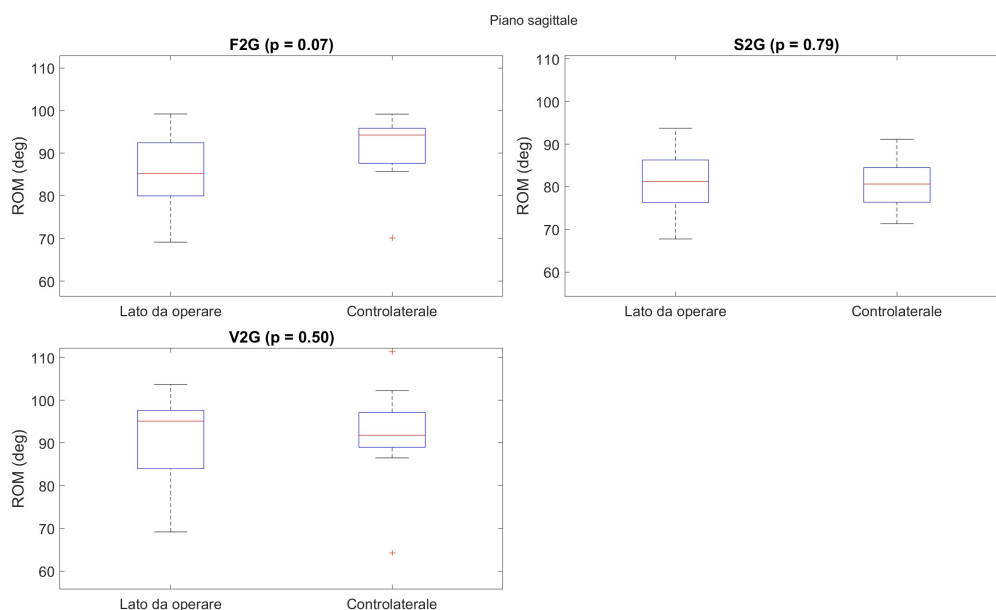


Figura 3.16: *Box plot* dei ROM degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.

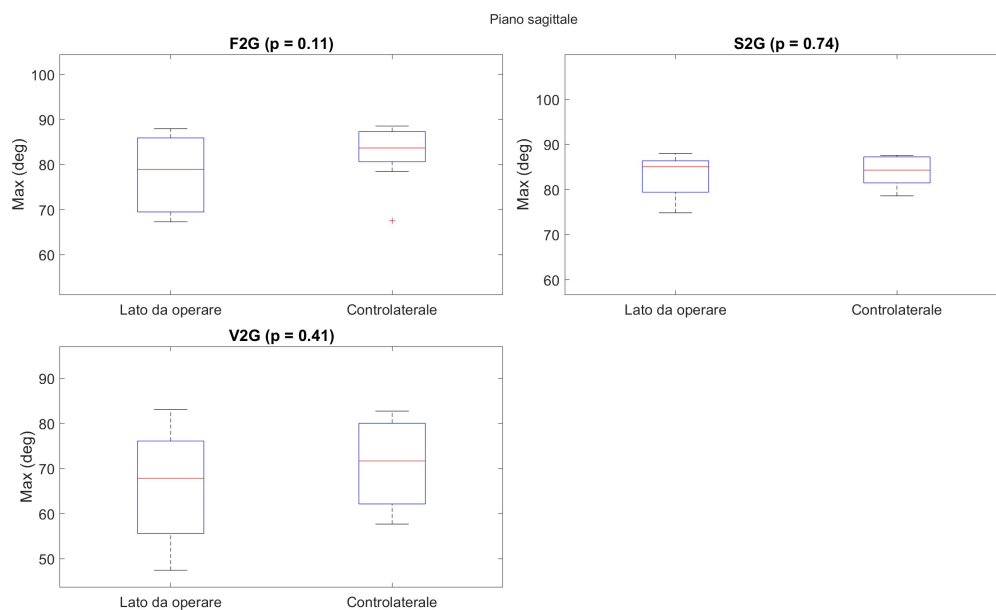


Figura 3.17: *Box plot* dei valori massimi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.

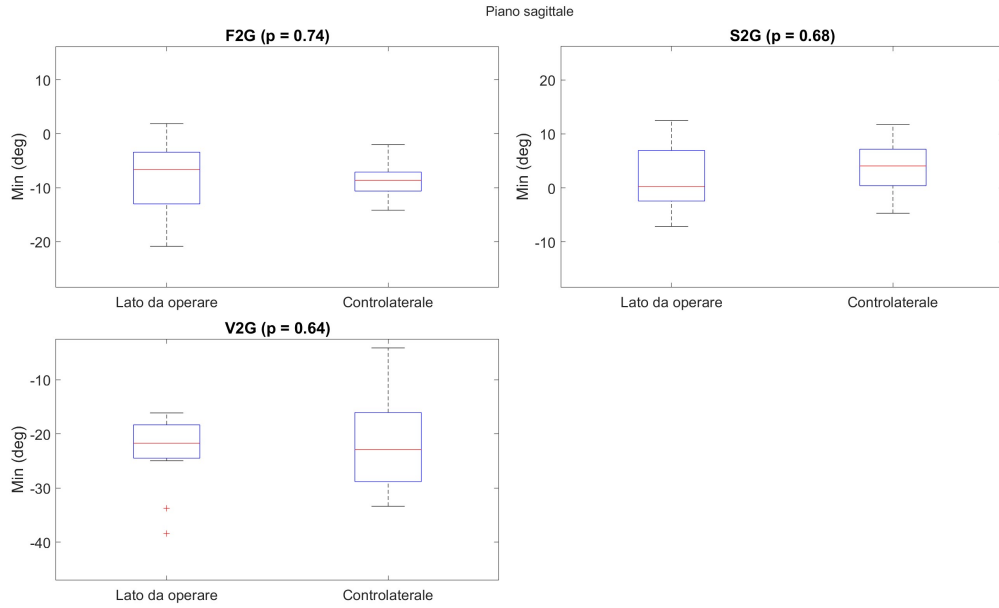


Figura 3.18: *Box plot* dei valori minimi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il controlaterale, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Wilcoxon.

3.2.3 sEMG

Nella Figura 3.19 sono stati mostrati i dati grezzi dell'attivazione dei muscoli TA, FHL, GASTMH e PL, registrata mediante sensori elettromiografici di superficie durante un ciclo del passo di un paziente esemplificativo, sia nel lato da operare che in quello controlaterale. Come per le traiettorie articolari, anche per i segnali elettromiografici è stata riportata una banda verticale a indicare la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*. Oltre ai segnali sEMG grezzi, in Figura 3.20 sono stati riportati anche gli involucri, che fornivano una rappresentazione più smussata e priva delle rapide fluttuazioni tipiche del segnale non processato, facilitandone così l'interpretazione. Nella Tabella 3.3 sono stati riportati i picchi di ampiezza e i relativi istanti temporali durante le fasi di *stance* e *swing* per ciascun muscolo.

Per un'analisi più dettagliata, nella Tabella 3.4 sono stati riportati gli indicatori di ampiezza, come ARV e RMS, calcolati sugli involucri, e gli indicatori spettrali, come MNF e MDF, ricavati dai segnali EMG grezzi. Questi parametri hanno fornito informazioni aggiuntive sull'intensità dell'attività muscolare e sulla distribuzione delle frequenze, con tutti gli indici calcolati esclusivamente durante il periodo di attivazione di ciascun muscolo. Infine, è stato applicato il test statistico di Wilcoxon per dati appaiati sul valore di ampiezza dell'involuppo nei muscoli analizzati nei rispettivi intervalli di attivazione, i cui risultati sono stati riportati in Figura 3.21.

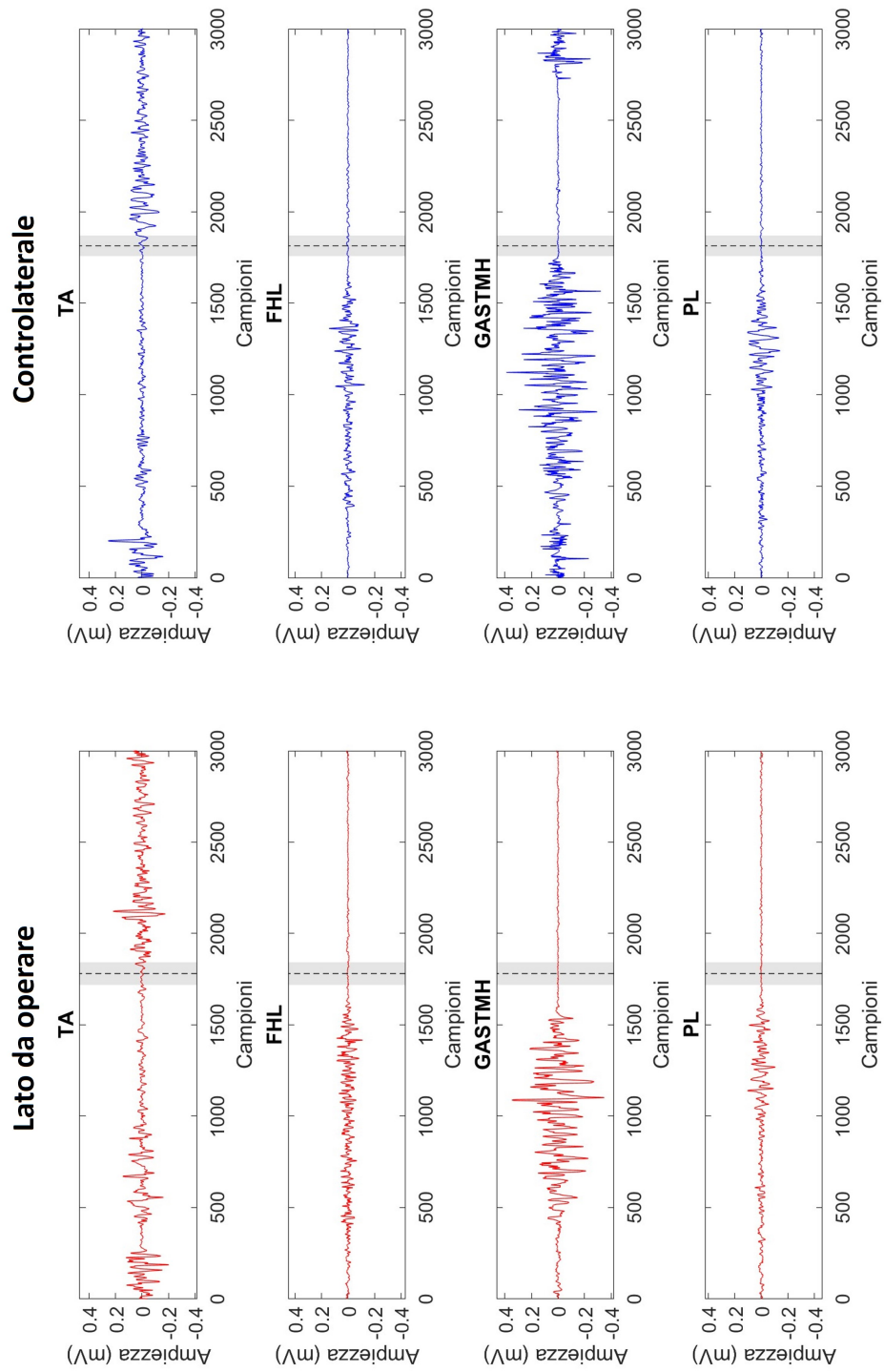


Figura 3.19: Segnali sEMG grezzi dei muscoli analizzati in un paziente esemplificativo per il lato da operare e quello controlaterale durante il ciclo del cammino. Le bande verticali in grigio chiaro rappresentano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*.

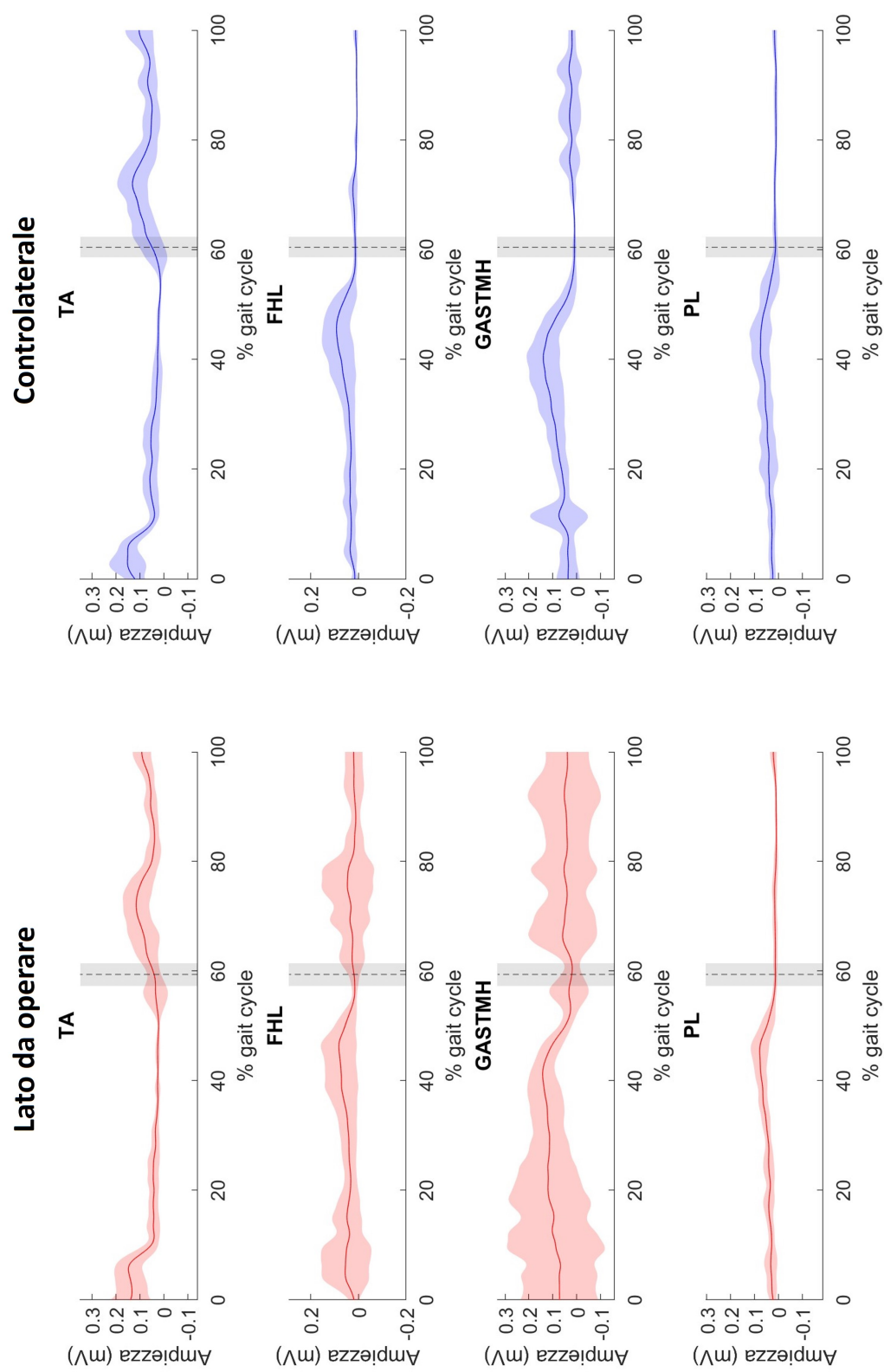


Figura 3.20: Inviluppi medi sEMG, con bande di deviazione standard, dei muscoli analizzati per il lato da operare e quello controlaterale di tutti i pazienti con deformità di alluce valgo monolaterale durante il ciclo del cammino. Le bande verticali in grigio chiaro rappresentano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*.

Tabella 3.4: Media ($\pm SD$) degli indicatori di ampiezza e spettrali per i muscoli analizzati nel lato da operare e in quello controlaterale.

	Lato da operare					Controlaterale				
	ARV (mV)	RMS (mV)	MNF (Hz)	MDF (Hz)		ARV (mV)	RMS (mV)	MNF (Hz)	MDF (Hz)	
TA	0.09 $\pm$ 0.04	0.13 $\pm$ 0.06	104.1 $\pm$ 11.6	88.2 $\pm$ 13.0		0.10 $\pm$ 0.03	0.14 $\pm$ 0.05	102.2 $\pm$ 9.8	86.9 $\pm$ 10.3	
FHL	0.05 $\pm$ 0.04	0.08 $\pm$ 0.05	106.0 $\pm$ 11.0	87.8 $\pm$ 10.8		0.07 $\pm$ 0.06	0.09 $\pm$ 0.09	113.8 $\pm$ 10.7	96.2 $\pm$ 10.5	
GASTMH	0.13 $\pm$ 0.10	0.18 $\pm$ 0.12	116.6 $\pm$ 11.8	96.8 $\pm$ 14.7		0.11 $\pm$ 0.05	0.15 $\pm$ 0.07	108.4 $\pm$ 13.9	92.8 $\pm$ 13.1	
PL	0.06 $\pm$ 0.02	0.08 $\pm$ 0.03	115.3 $\pm$ 12.7	100.2 $\pm$ 13.8		0.06 $\pm$ 0.03	0.09 $\pm$ 0.05	112.8 $\pm$ 14.6	98.7 $\pm$ 14.2	

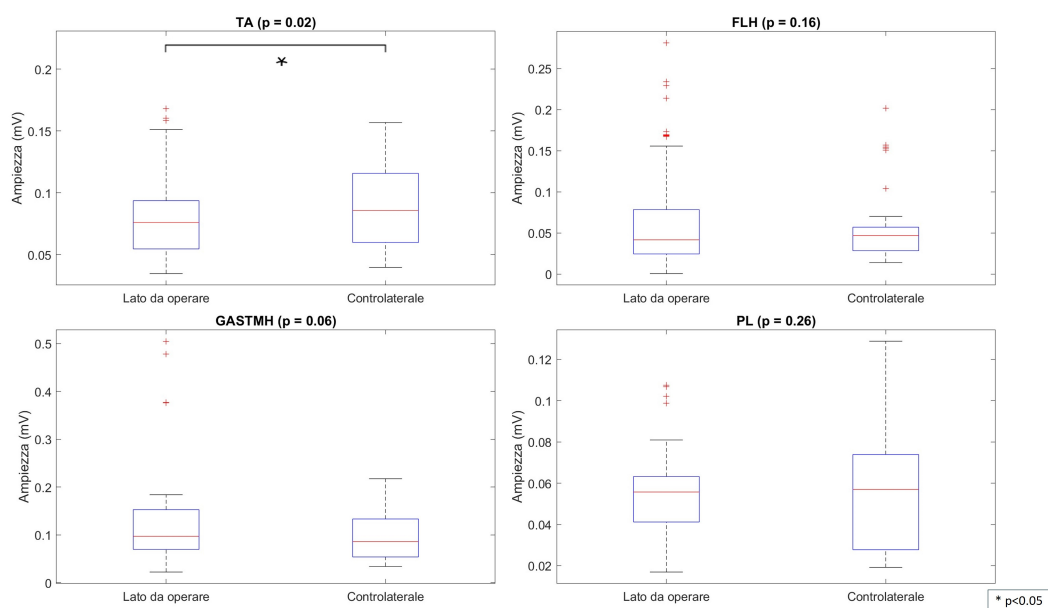


Figura 3.21: *Box plot* dell'ampiezza media degli involucri sEMG durante l'intervallo di attivazione di ciascun muscolo per il lato da operare e quello controlaterale, con analisi statistica delle differenze eseguita tramite il test di Wilcoxon.

3.3 Valutazione funzionale della popolazione completa con alluce valgo mono- e bilaterale

Nella sezione precedente sono state analizzate in dettaglio le differenze tra il lato da operare e quello controlaterale nei pazienti con alluce valgo monolaterale, evidenziando alterazioni e strategie compensatorie. In questa sezione, il confronto è stato ampliato includendo, oltre ai pazienti con alluce valgo monolaterale, anche quelli con patologia bilaterale e un gruppo di controllo composto da 27 soggetti sani, fornendo un riferimento per definire cosa costituisca un'andatura fisiologica. Questo approccio ha fornito un quadro più completo delle dinamiche biomeccaniche e neuromuscolari, permettendo una caratterizzazione ancora più dettagliata dell'alluce valgo e delle sue implicazioni sul sistema muscolo-scheletrico.

Come nella sezione precedente, l'analisi dei dati è stata suddivisa in tre categorie principali: parametri spazio-temporali, angoli articolari e attività muscolare, tutti elementi essenziali per valutare l'impatto della patologia e identificare eventuali adattamenti o compensazioni nel piede controlaterale. Infine, a completamento dell'analisi, è stato applicato il test statistico di Mann-Whitney U per dati indipendenti, al fine di evidenziare differenze statisticamente significative nei parametri analizzati tra la popolazione di pazienti affetti da alluce valgo e la popolazione di controllo.

3.3.1 Parametri spazio-temporali

Per l'analisi statistica dei parametri spazio-temporali sono stati eseguiti due confronti utilizzando il test di Mann-Whitney U: il primo tra il lato da operare e i soggetti sani e il secondo tra il controlaterale e i sani, illustrati rispettivamente nelle Figure 3.22 e 3.23. Infine, per valutare l'eventuale correlazione tra il dolore percepito dai pazienti durante il cammino, nel lato da operare, e la velocità del passo normalizzata, è stato calcolato il coefficiente di correlazione di Pearson e il relativo p-value (Figura 3.24).

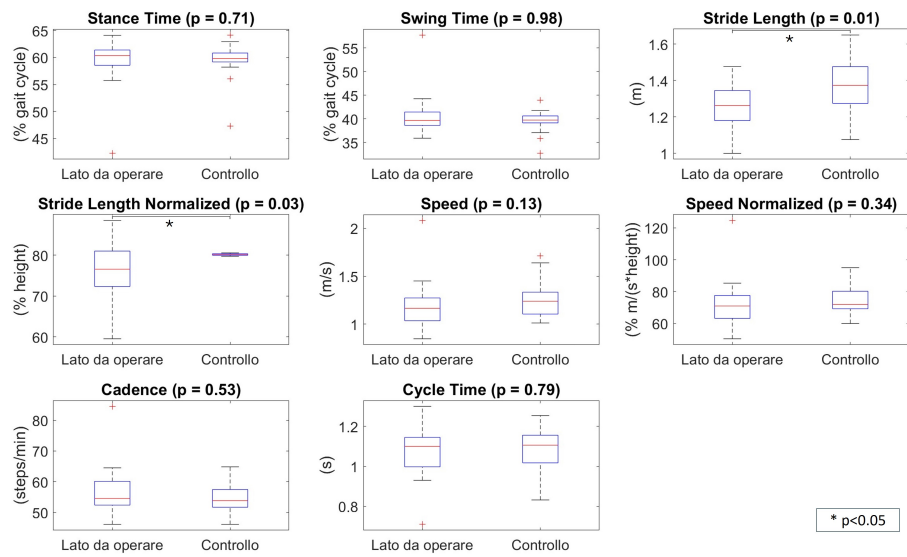


Figura 3.22: *Box plot* dei parametri spazio-temporali per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

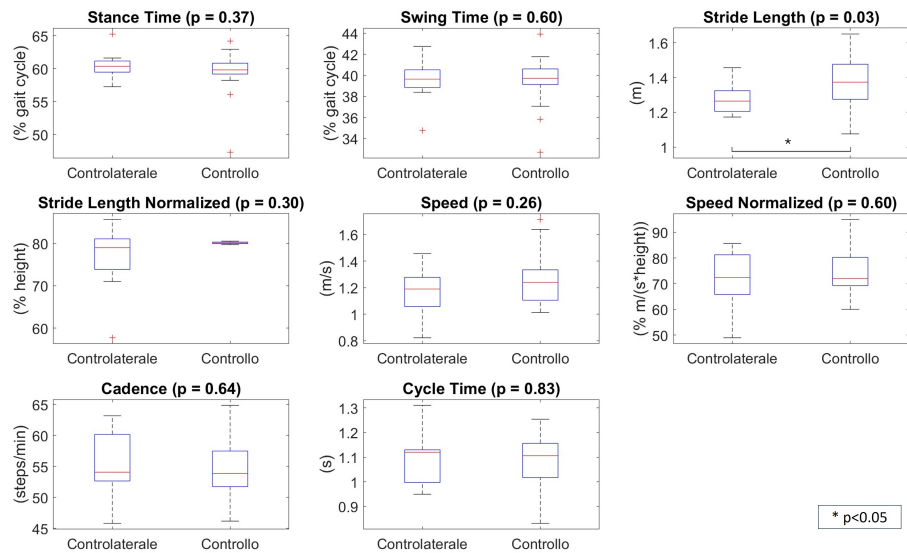


Figura 3.23: *Box plot* dei parametri spazio-temporali per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

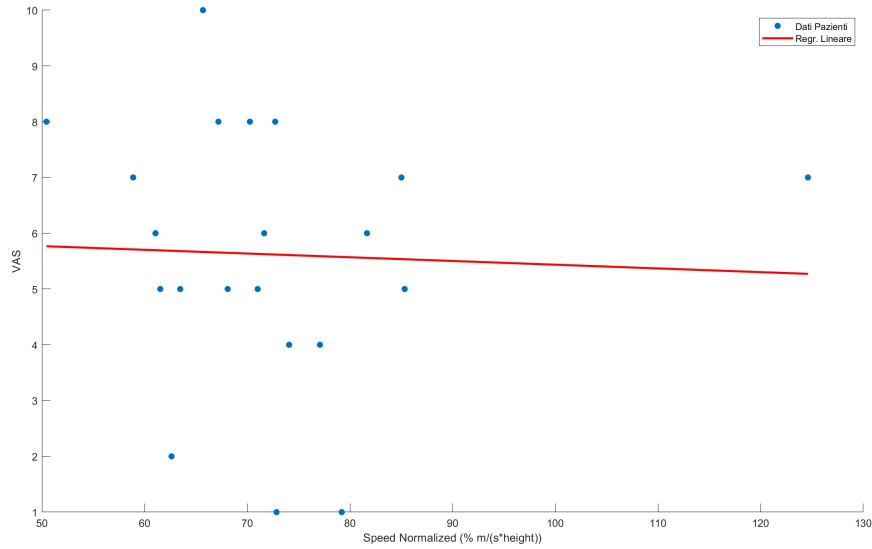


Figura 3.24: Correlazione tra la velocità del cammino normalizzata e il dolore percepito, valutato mediante scala VAS ($r = -0.04$; $p = 0.8$).

3.3.2 Cinematica articolare dell'arto inferiore

Seguendo lo stesso schema utilizzato per il confronto tra i piedi dei soggetti patologici, come prima cosa sono state mostrate le traiettorie articolari delle articolazioni di anca e ginocchio sui 3 piani, riportate rispettivamente nelle Figure 3.25, 3.26, 3.27.

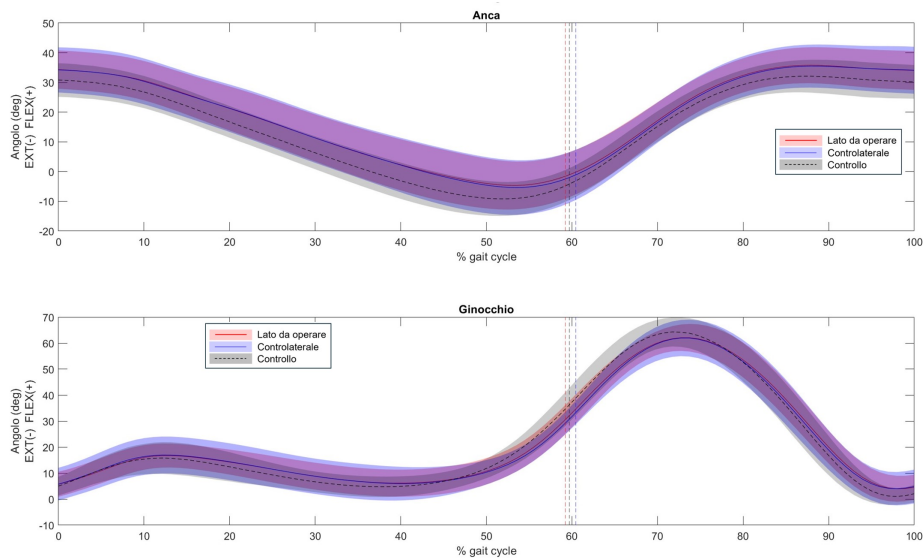


Figura 3.25: Profili temporali degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio, con bande di deviazione standard, nel lato da operare, nel controlaterale e nel gruppo di controllo durante il ciclo del cammino sul piano sagittale. Le bande verticali rappresentano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*.

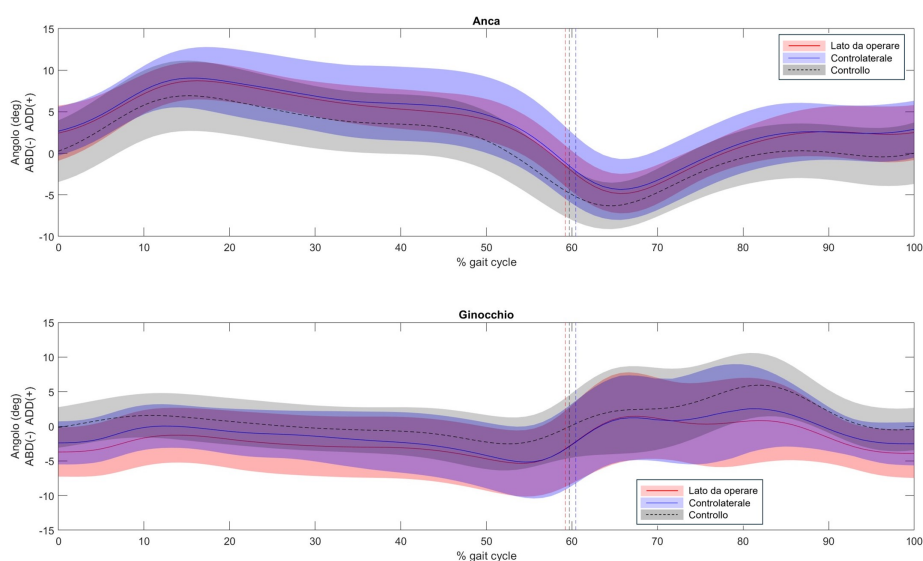


Figura 3.26: Profili temporali degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio, con bande di deviazione standard, nel lato da operare, nel controlaterale e nel gruppo di controllo durante il ciclo del cammino sul piano frontale. Le bande verticali rappresentano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*.

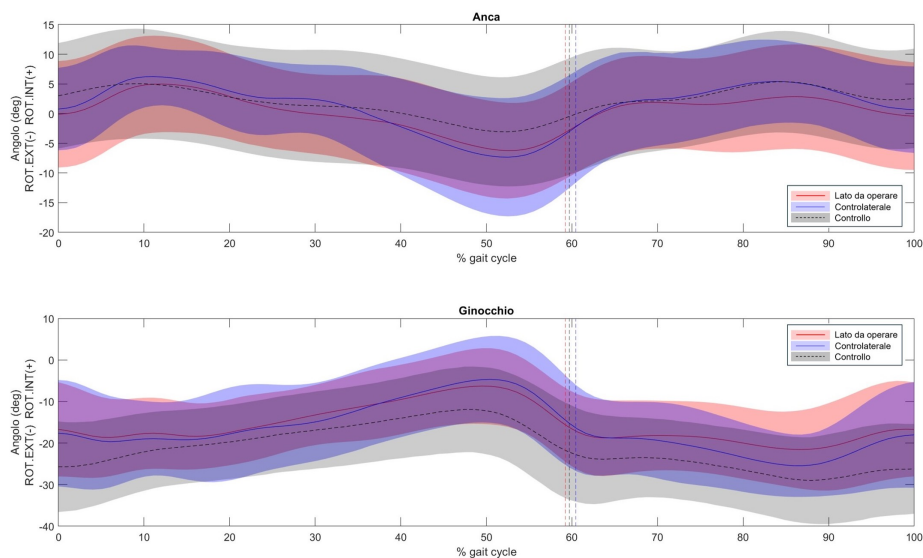


Figura 3.27: Profili temporali degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio, con bande di deviazione standard, nel lato da operare, nel controlaterale e nel gruppo di controllo durante il ciclo del cammino sul piano trasverso. Le bande verticali rappresentano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*.

Successivamente, sono stati valutati gli angoli articolari in statica e le differenze significative tra i sani e i patologici sono state evidenziate dal test di Mann-Whitney U sui valori medi. I risultati del test tra il lato da operare e il gruppo di controllo sono stati riportati nelle Figure 3.28, 3.29, 3.30 e 3.31 e quelli tra il controlaterale e il controllo, nelle Figure

3.32, 3.33, 3.34 e 3.35.

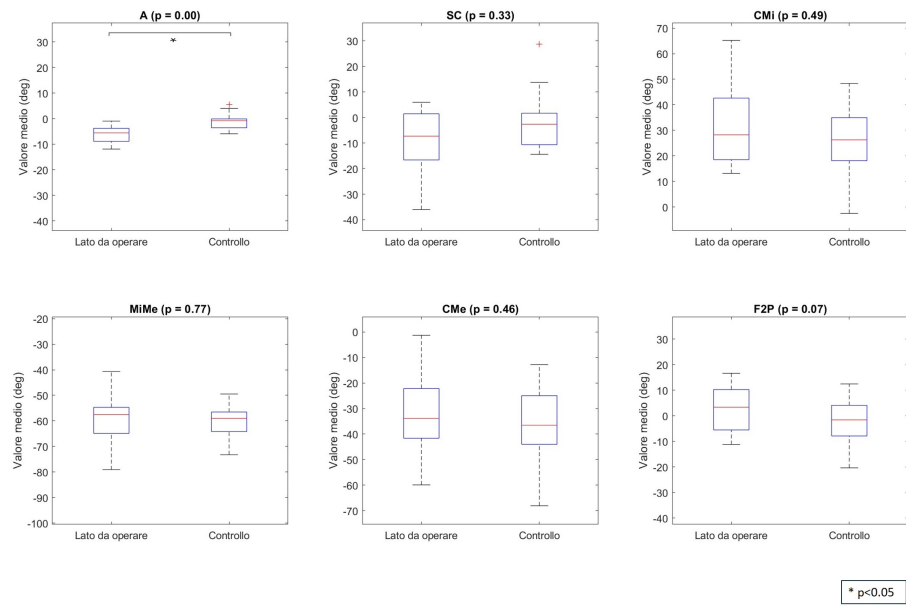


Figura 3.28: *Box plot* dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano sagittale, per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

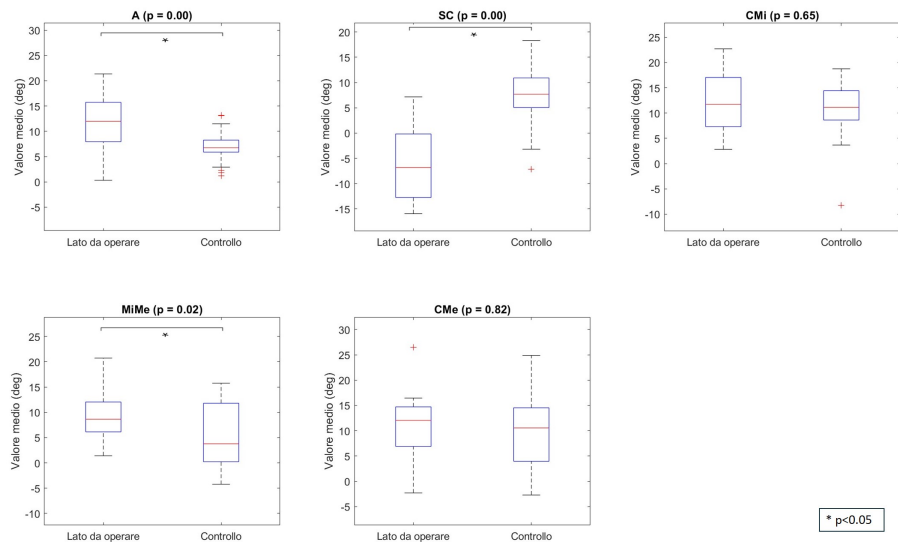


Figura 3.29: *Box plot* dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano frontale, per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

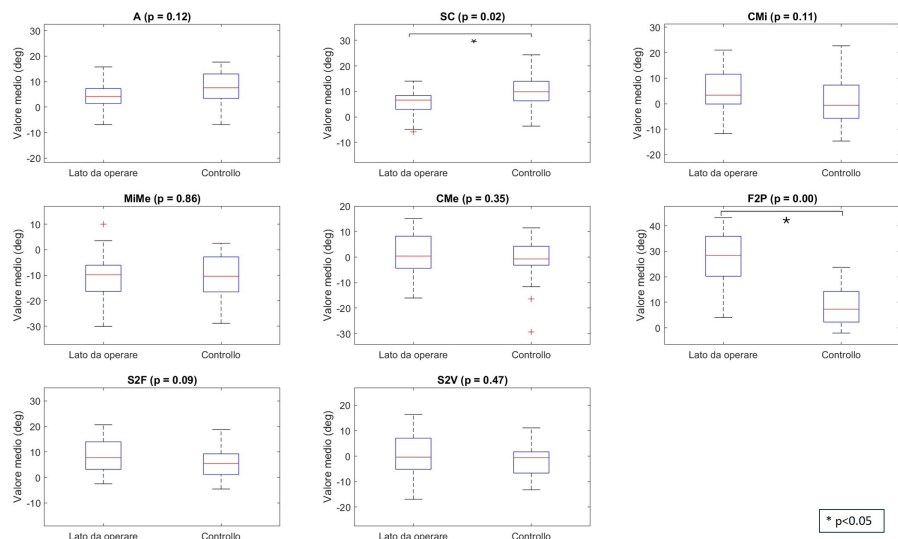


Figura 3.30: *Box plot* dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano trasverso, per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

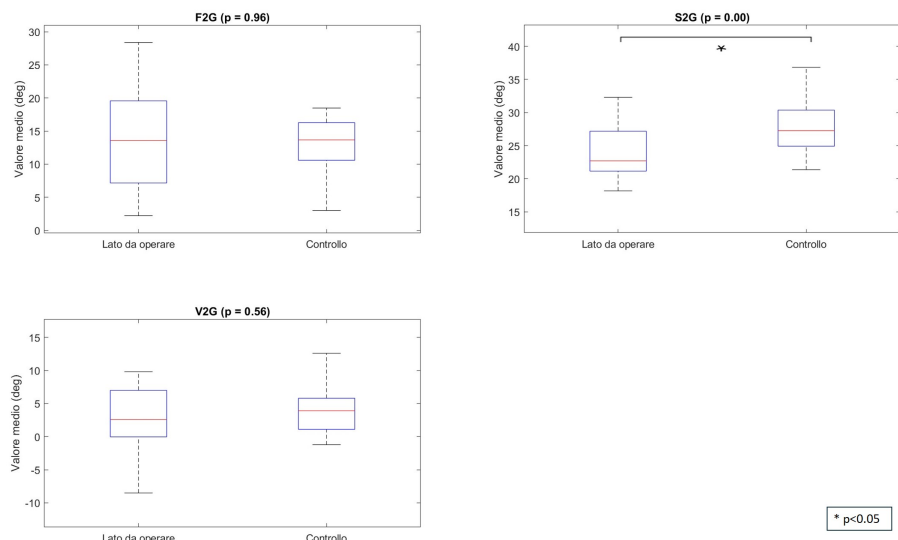


Figura 3.31: *Box plot* dei valori medi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

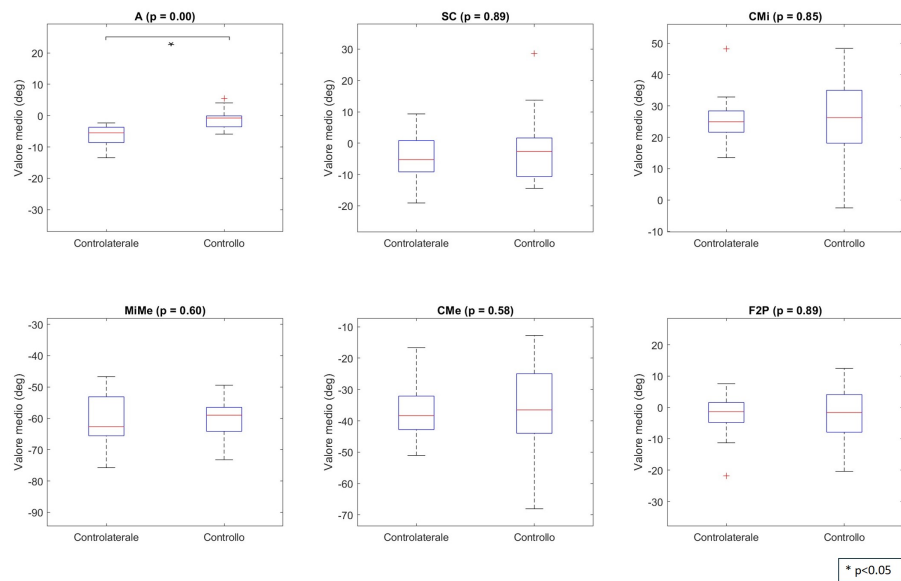


Figura 3.32: *Box plot* dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano sagittale, per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

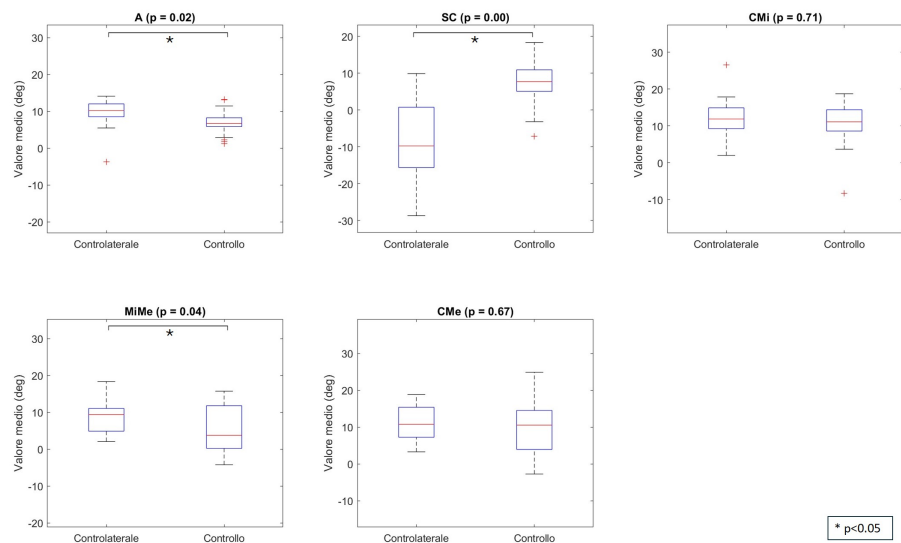


Figura 3.33: *Box plot* dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano frontale, per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

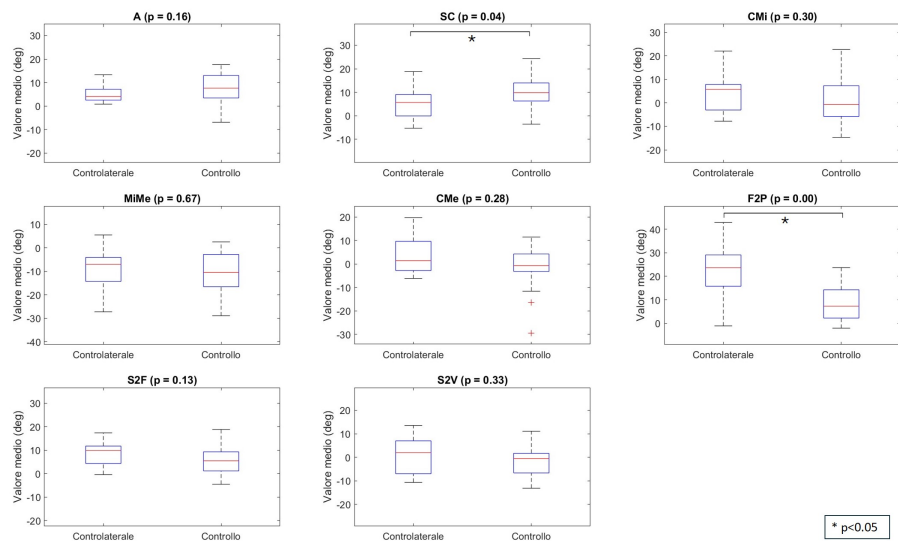


Figura 3.34: *Box plot* dei valori medi degli angoli articolari del piede, sul piano trasverso, per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

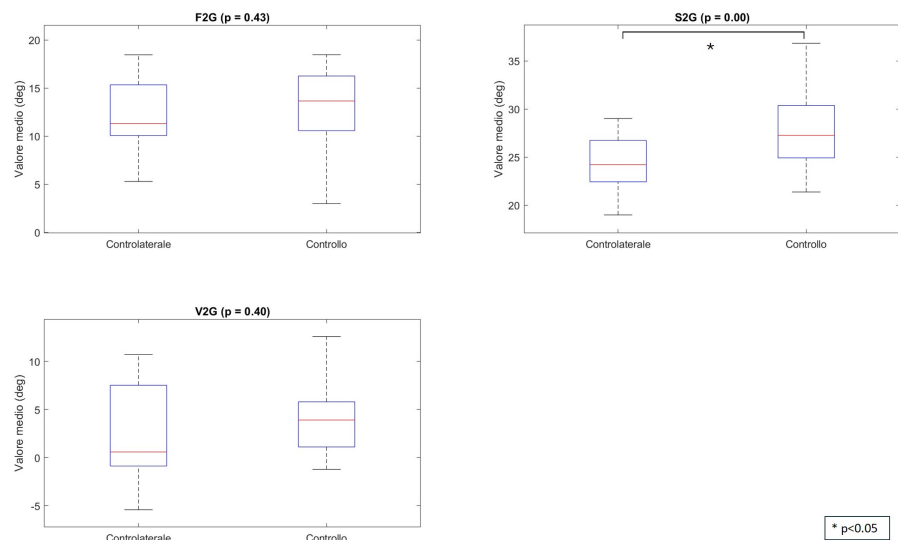


Figura 3.35: *Box plot* dei valori medi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

Le Figure 3.36–3.42 hanno mostrato le traiettorie articolari degli angoli relativi tra segmenti ossei di interesse sui vari piani di movimento, confrontando i soggetti sani con quelli patologici. In Figura 3.43 sono state riportate le traiettorie degli angoli assoluti, calcolati rispetto al sistema di riferimento del laboratorio, nel piano sagittale. In ciascuna figura sono

stati evidenziati, sotto gli andamenti articolari, i risultati dell'SPM1D Two sample t-test tra il lato da operare e il gruppo di controllo, e tra il controlaterale e i soggetti sani.

F2P

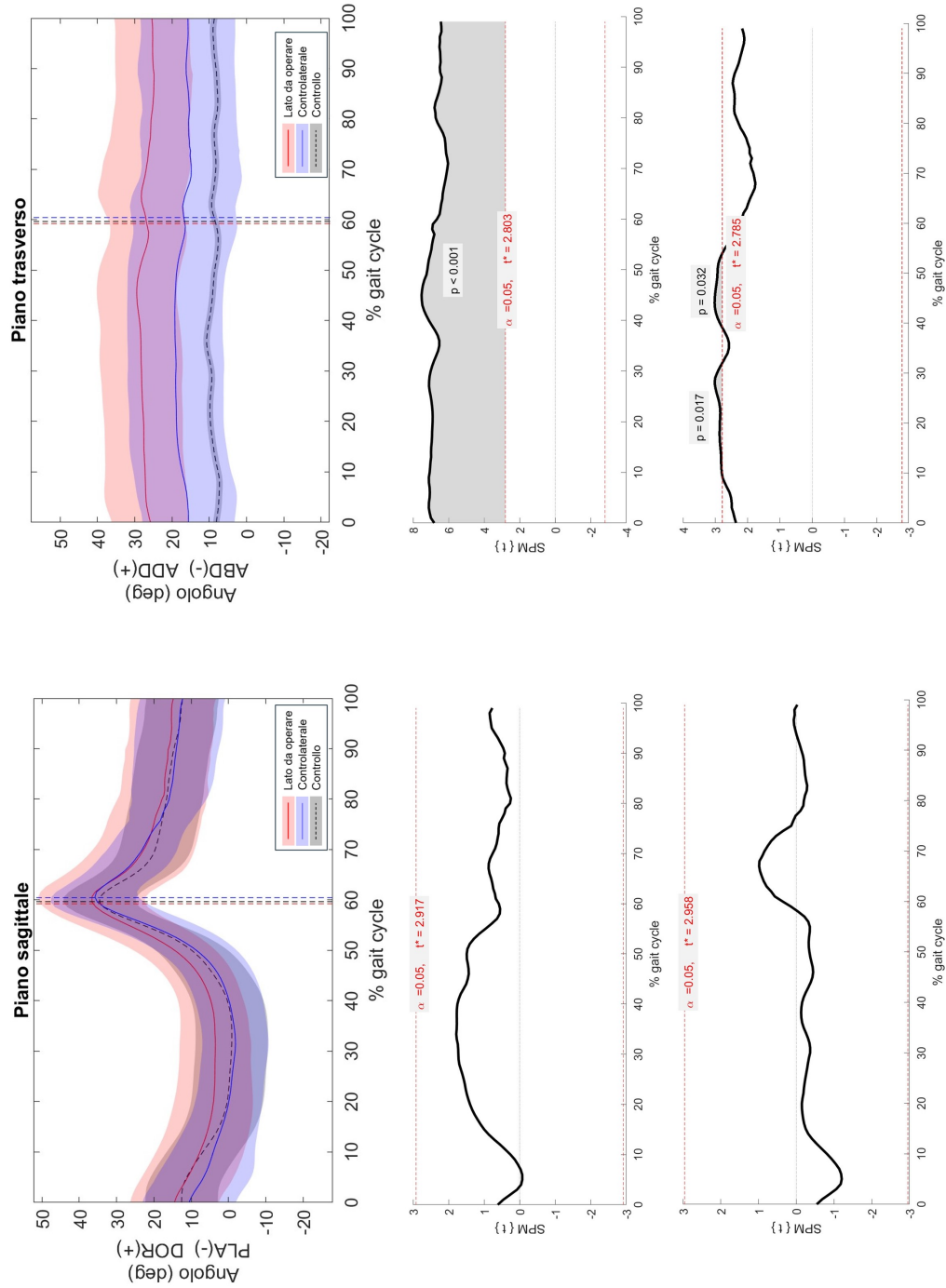


Figura 3.36: In alto sono riportati i profili temporali dell'angolo articolare F2P, con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sul piano sagittale (a sinistra) e sul piano trasverso (a destra). Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*. Al centro è mostrato il risultato del test SPMID tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).

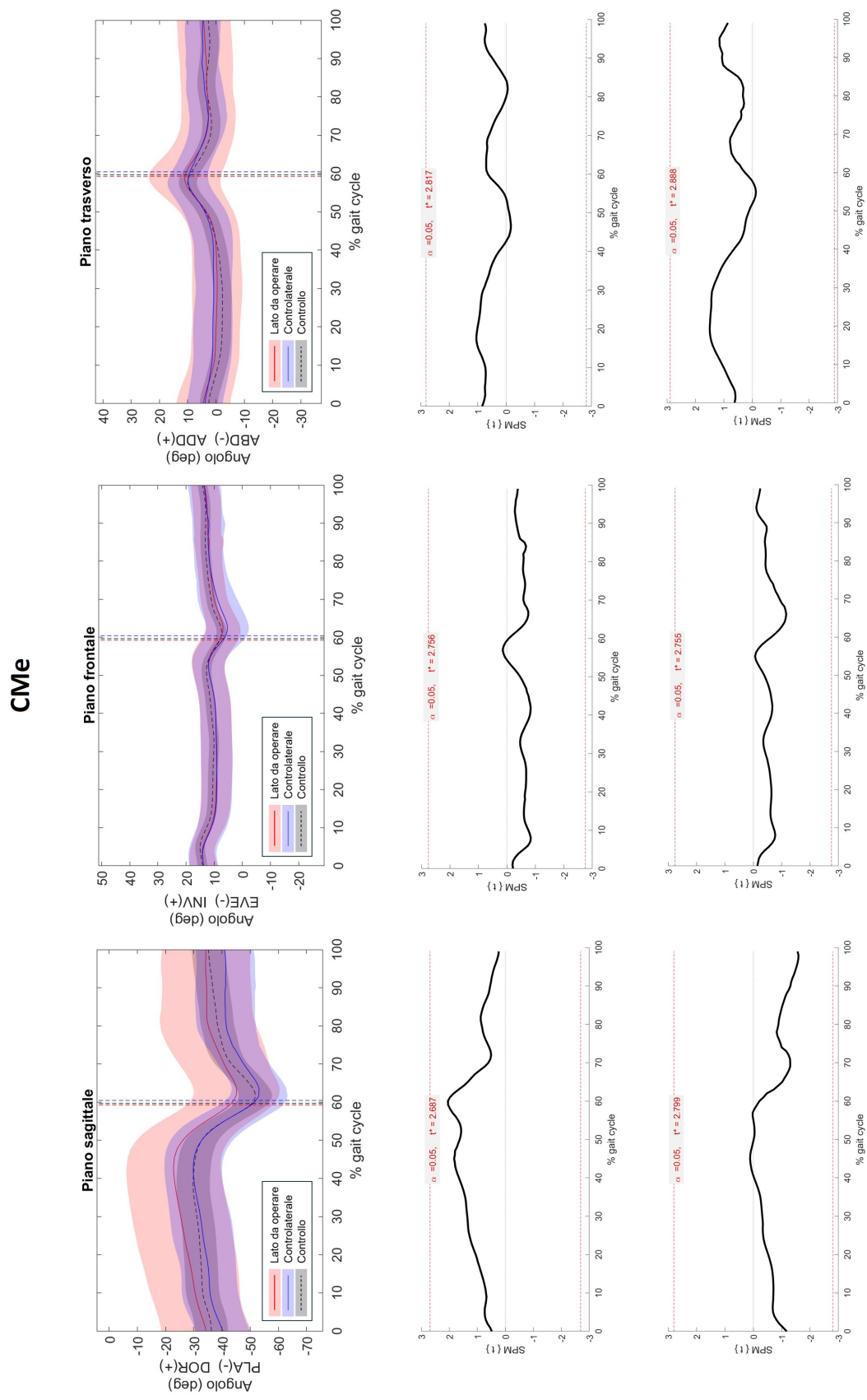


Figura 3.37: In alto sono riportati i profili temporali dell'angolo articolare CMe, con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sui 3 piani di movimento. Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*. Al centro è mostrato il risultato del test SPMID tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).

CMi

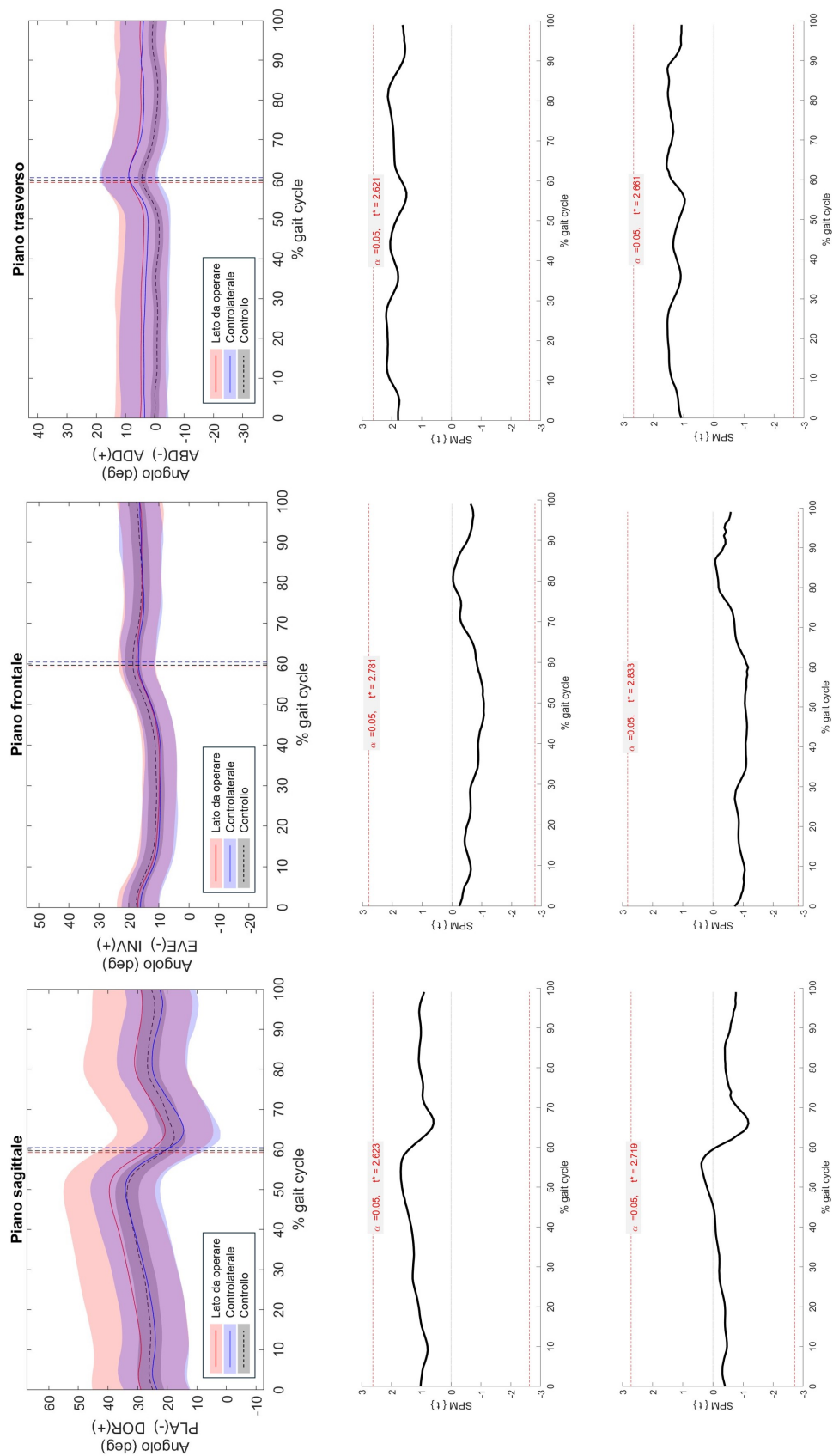


Figura 3.38: In alto sono riportati i profili temporali dell'angolo articolare CMI, con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sui 3 piani di movimento. Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*. Al centro è mostrato il risultato del test SPMID tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).

MiMe

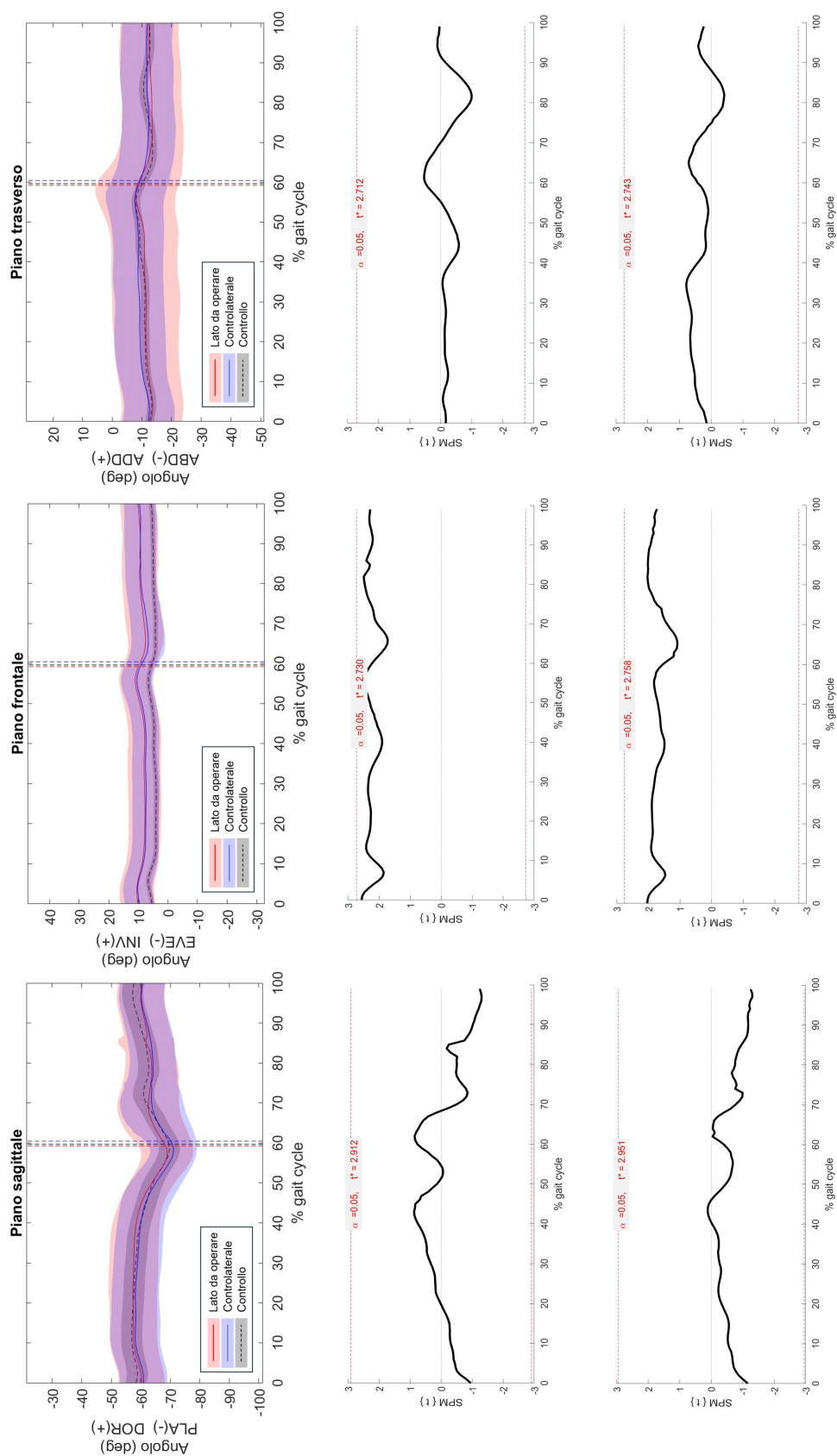


Figura 3.39: In alto sono riportati i profili temporali dell'angolo articolare MiMe, con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sui 3 piani di movimento. Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*. Al centro è mostrato il risultato del test SPMID tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).

SC

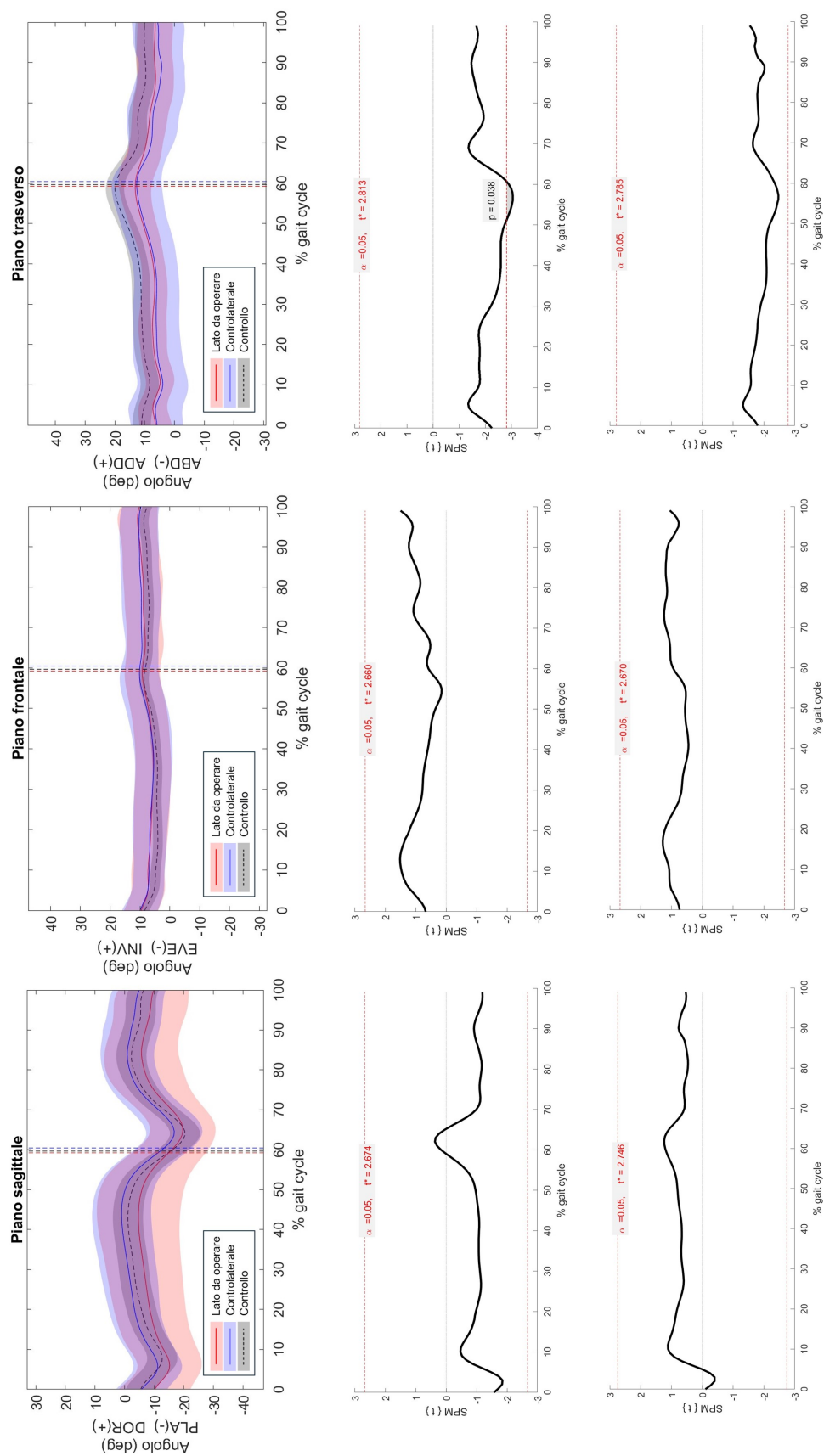


Figura 3.40: In alto sono riportati i profili temporali dell'angolo articolare SC, con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sui 3 piani di movimento. Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*. Al centro è mostrato il risultato del test SPMID tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).

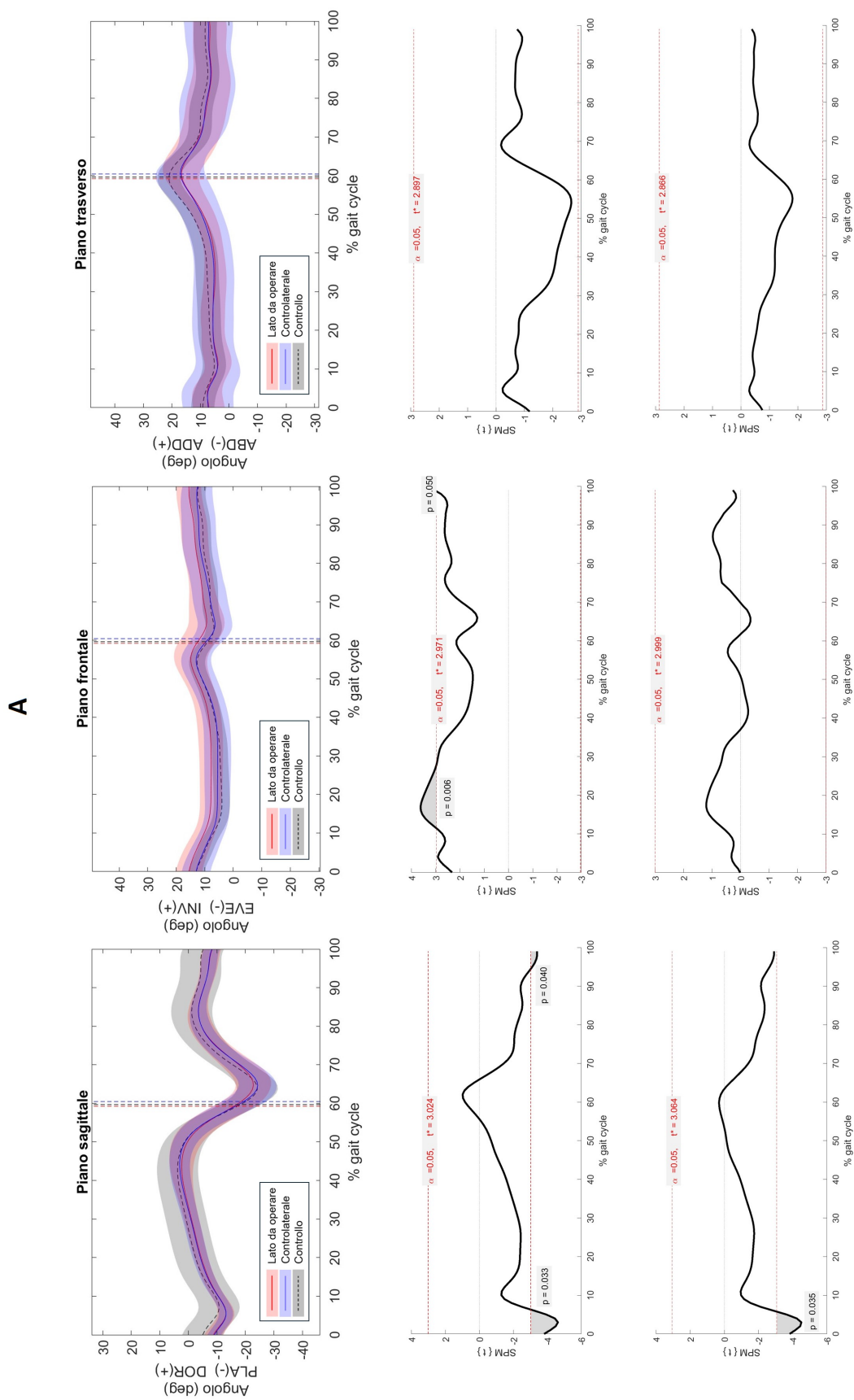


Figura 3.41: In alto sono riportati i profili temporali dell'angolo articolare A, con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sui 3 piani di movimento. Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*. Al centro è mostrato il risultato del test SPMID tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).

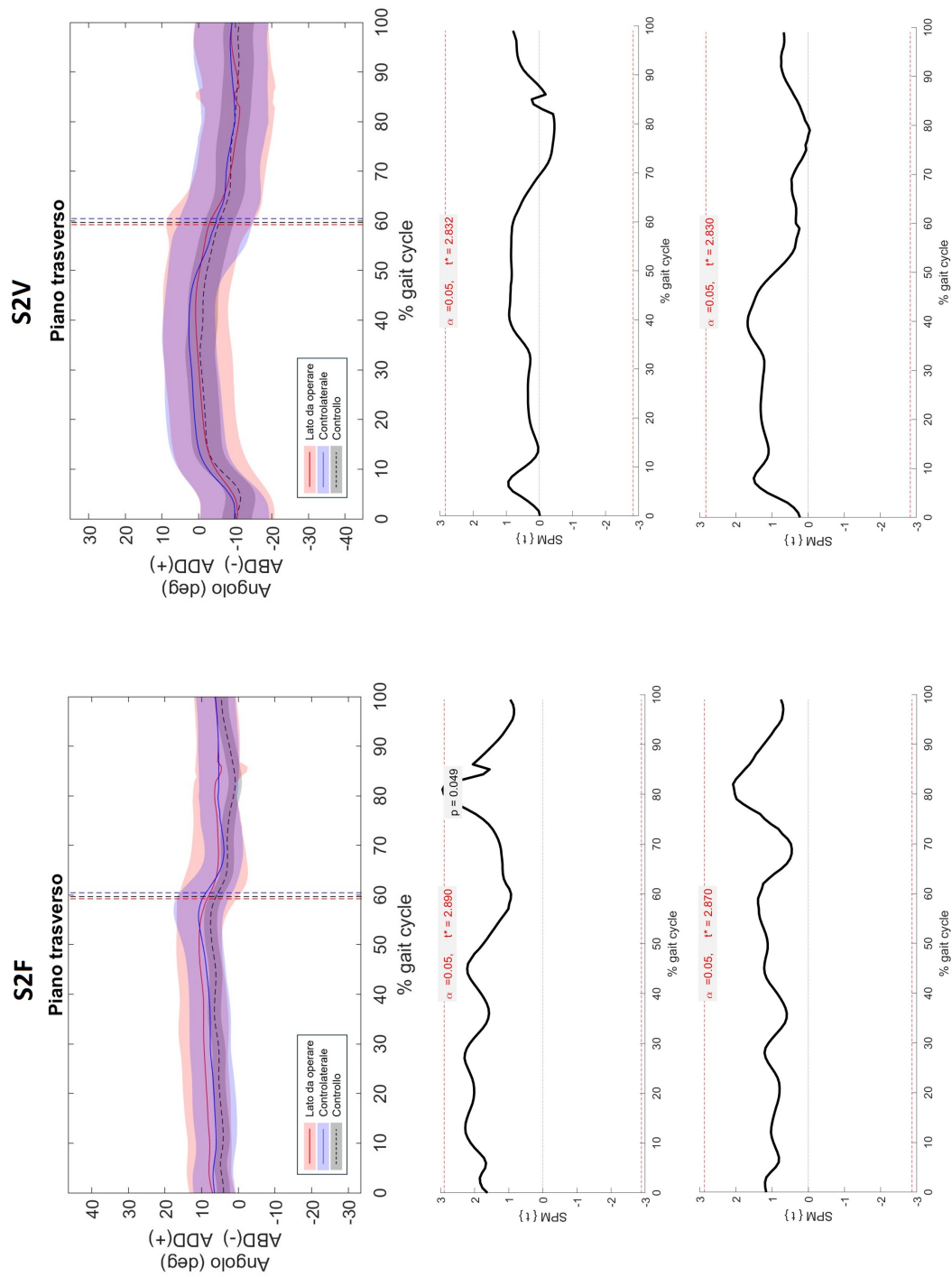


Figura 3.42: In alto sono riportati i profili temporali degli angoli articolari S2F e S2V, con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sul piano trasverso. Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*. Al centro è mostrato il risultato del test SPM1D tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).

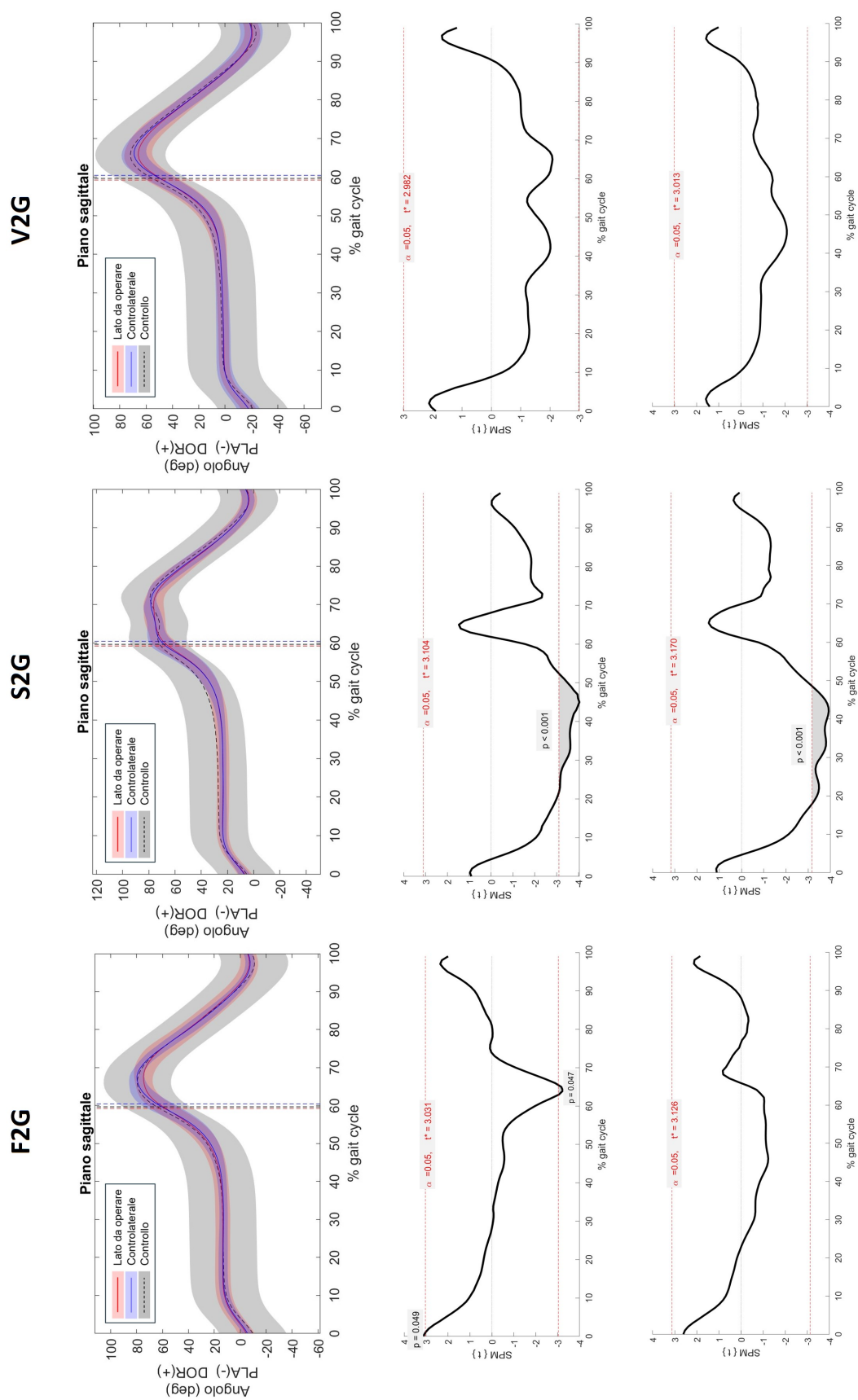


Figura 3.43: In alto sono riportati i profili temporali degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto (F2G, S2G e V2G), con bande di deviazione standard, relativi al lato da operare, al controlaterale e al gruppo di controllo, durante il ciclo del cammino sul piano sagittale. Le bande verticali indicano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*. Al centro è mostrato il risultato del test SPM1D tra il lato da operare e i soggetti sani, mentre in basso è riportato il confronto tra il controlaterale e i soggetti sani. Le aree grigie indicano differenze statisticamente significative ($p < 0.05$).

Le Figure 3.44–3.46 hanno riportato i risultati del test di Mann-Whitney U tra il lato da operare e i soggetti sani, relativi al ROM e ai valori massimi e minimi degli angoli relativi nei tre piani di movimento.

Le Figure 3.47–3.49 hanno mostrato i risultati del test di Mann-Whitney U tra il lato da operare e i soggetti sani, relativi al ROM e ai valori massimi e minimi degli angoli assoluti nel piano sagittale.

Le Figure 3.50–3.52 hanno presentato i risultati del test di Mann-Whitney U tra il controlaterale e i soggetti sani, relativi al ROM e ai valori massimi e minimi degli angoli relativi nei tre piani di movimento.

Infine, le Figure 3.53–3.55 hanno riportato i risultati del test di Mann-Whitney U tra il controlaterale e i soggetti sani, relativi al ROM e ai valori massimi e minimi degli angoli assoluti nel piano sagittale.

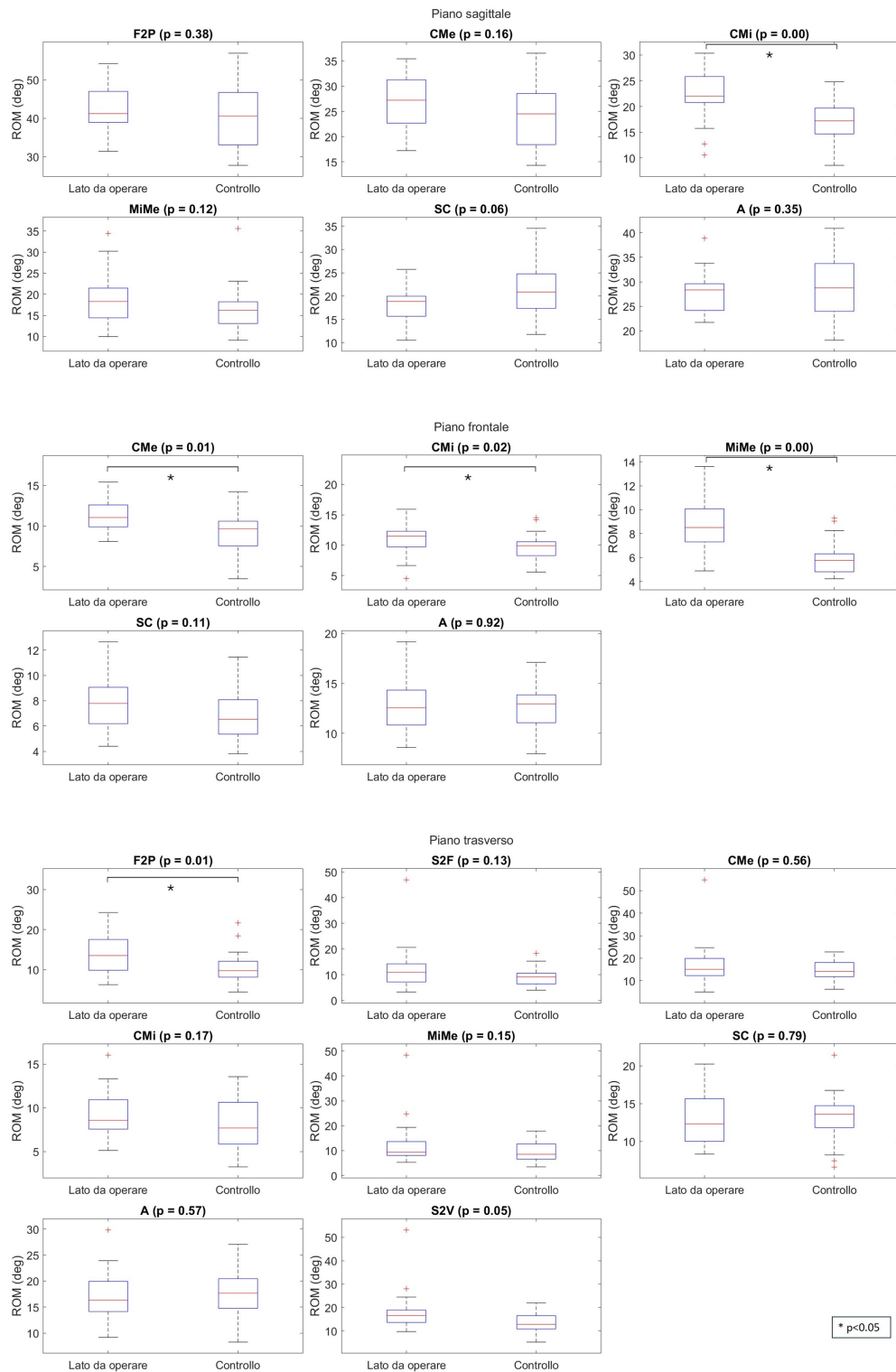


Figura 3.44: *Box plot* dei ROM degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

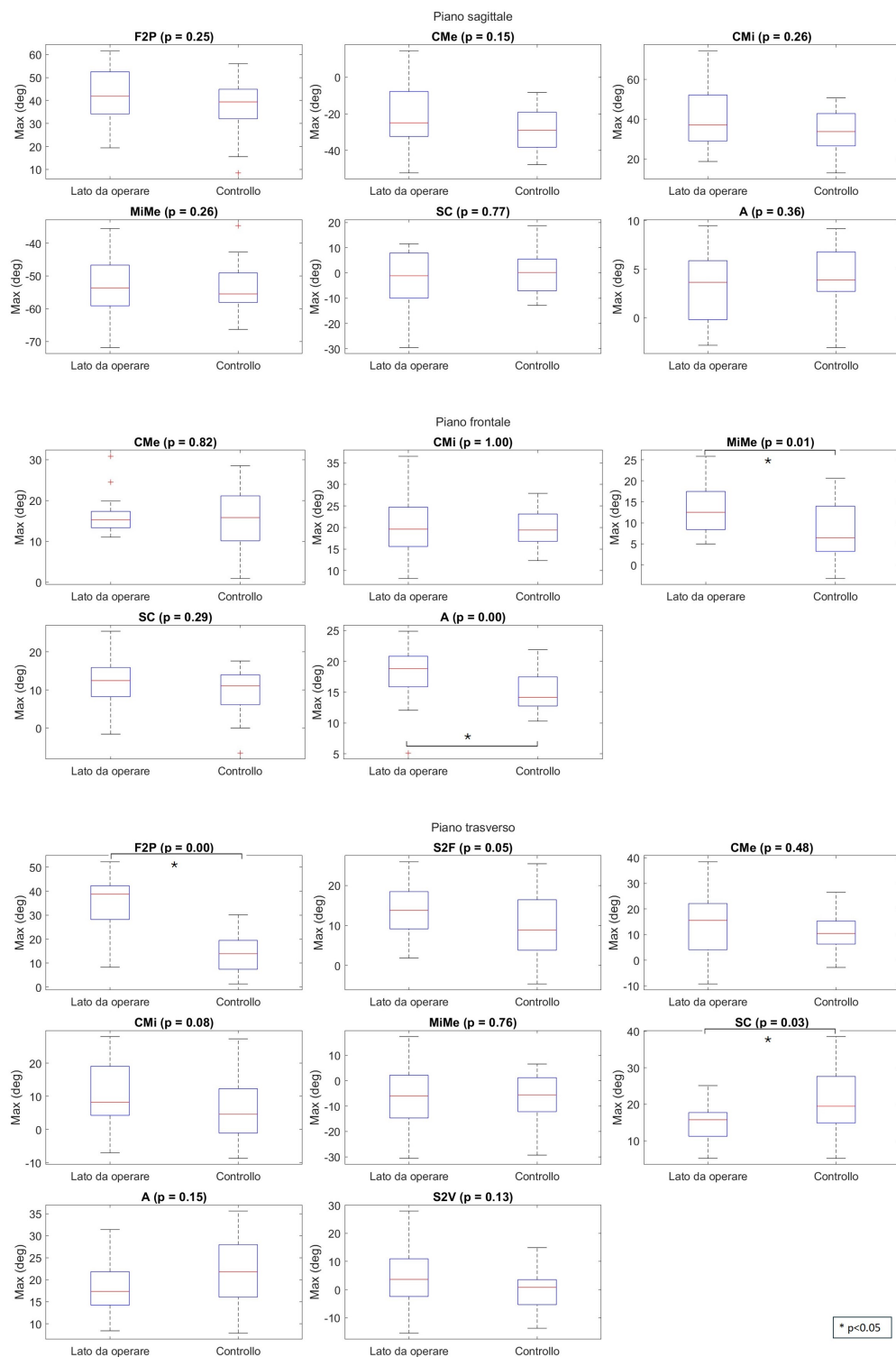


Figura 3.45: *Box plot* dei valori massimi degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

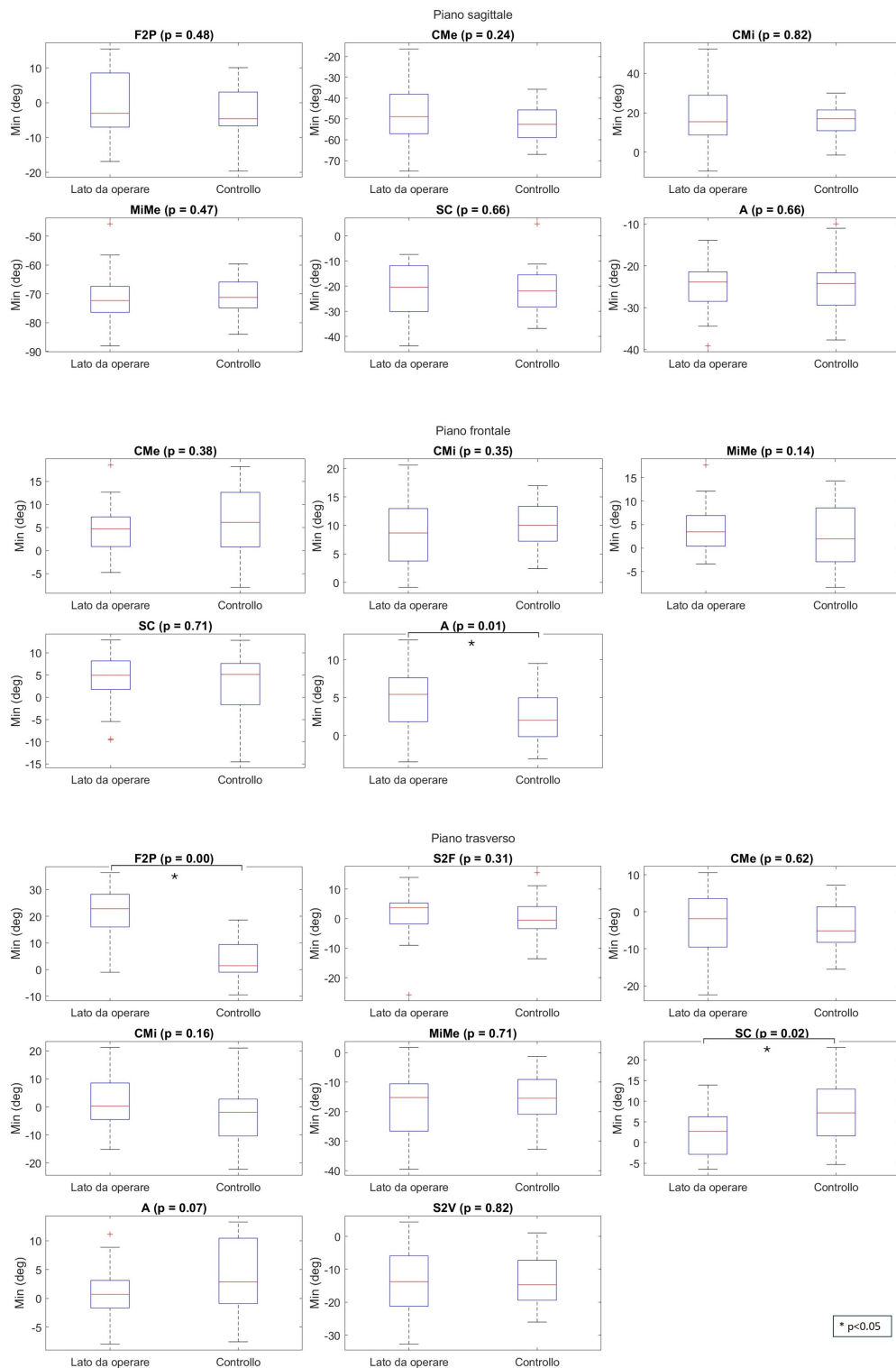


Figura 3.46: *Box plot* dei valori minimi degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

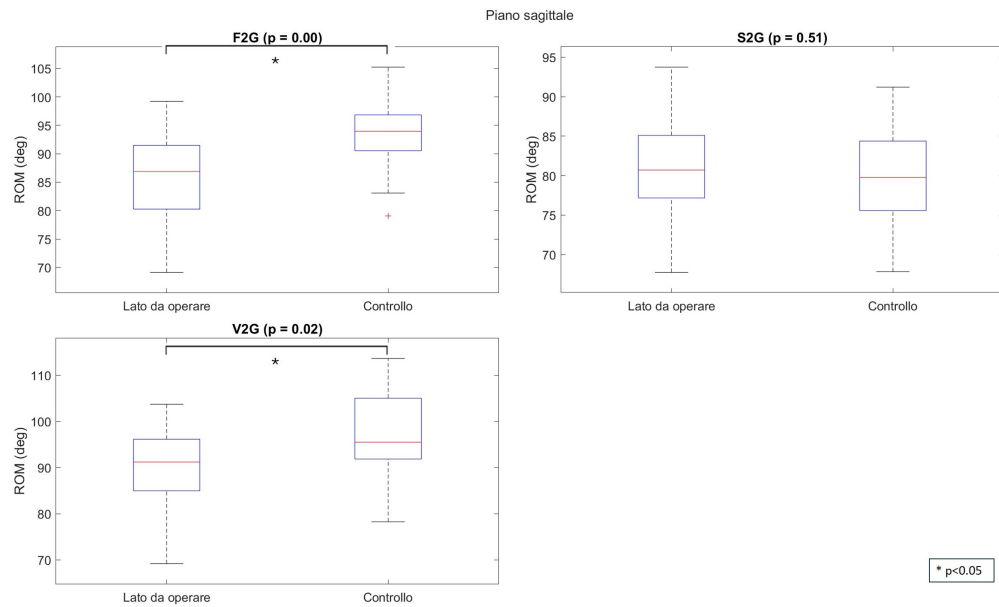


Figura 3.47: *Box plot* dei ROM degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

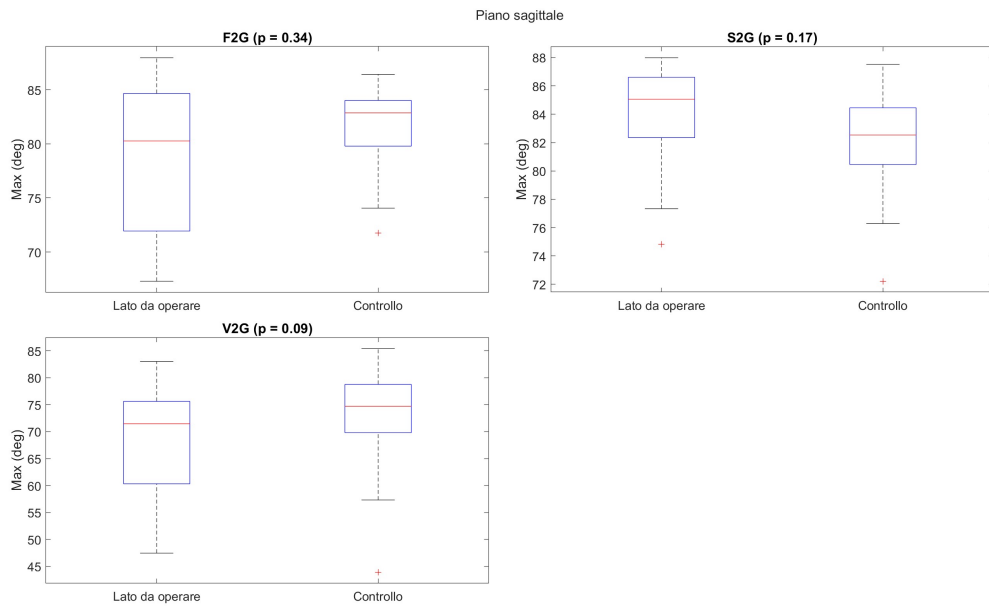


Figura 3.48: *Box plot* dei valori massimi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

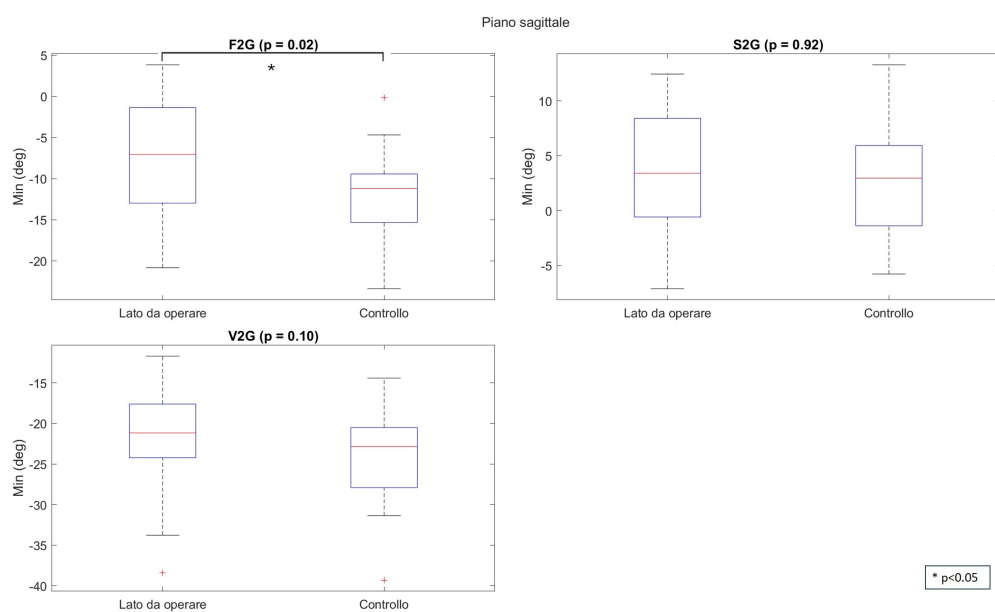


Figura 3.49: *Box plot* dei valori minimi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il lato da operare e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

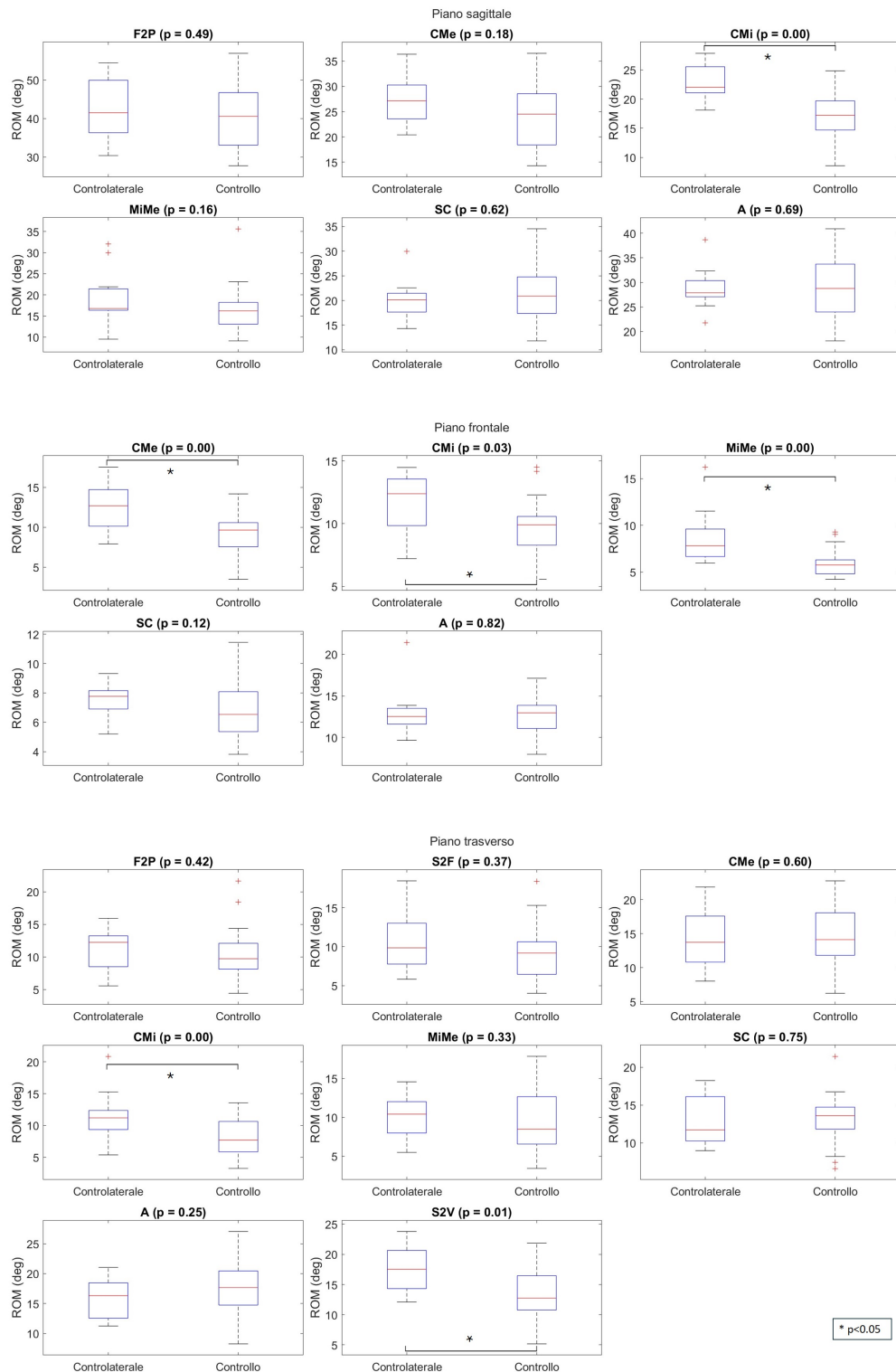


Figura 3.50: *Box plot* dei ROM degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

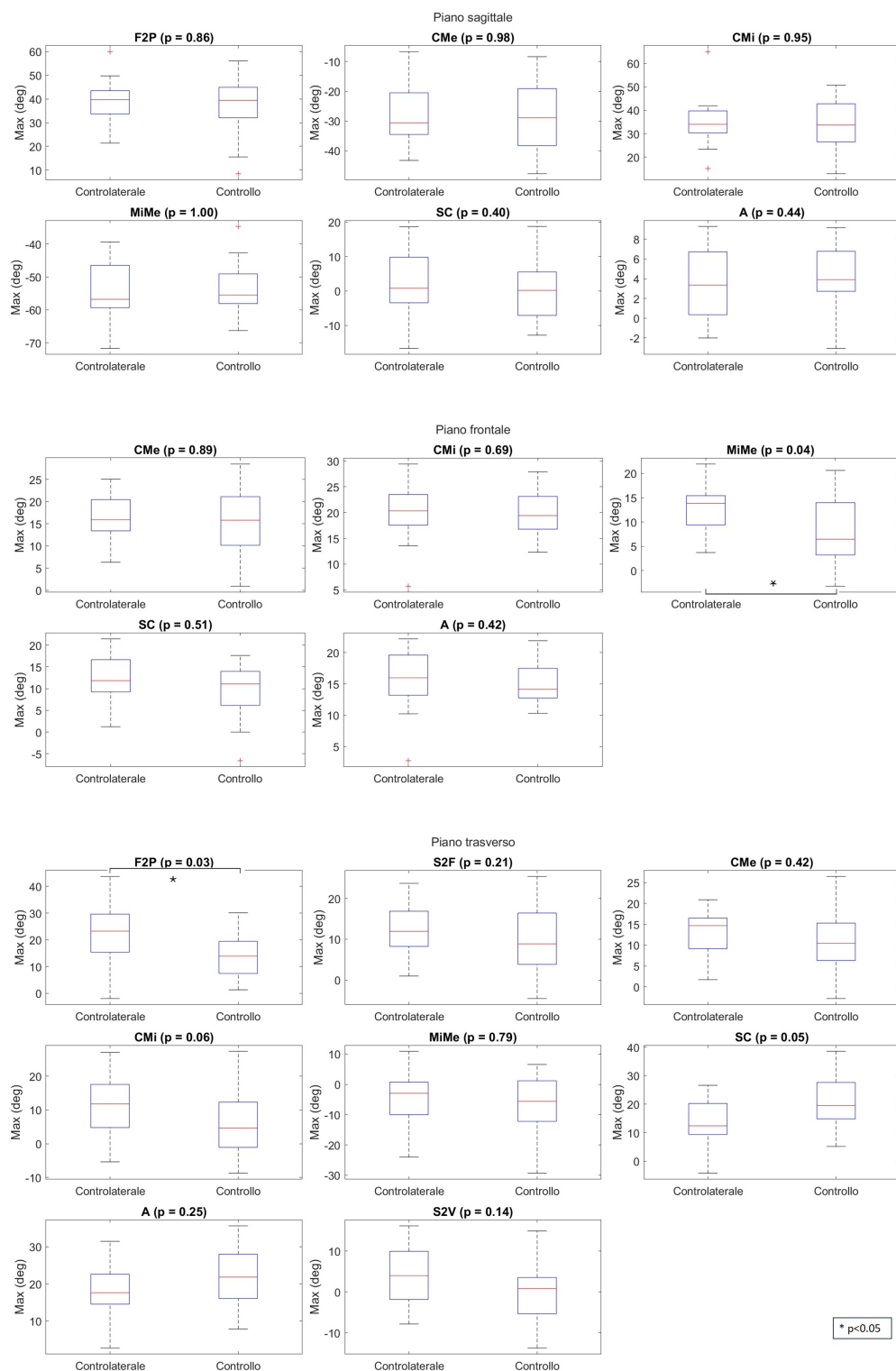


Figura 3.51: *Box plot* dei valori massimi degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

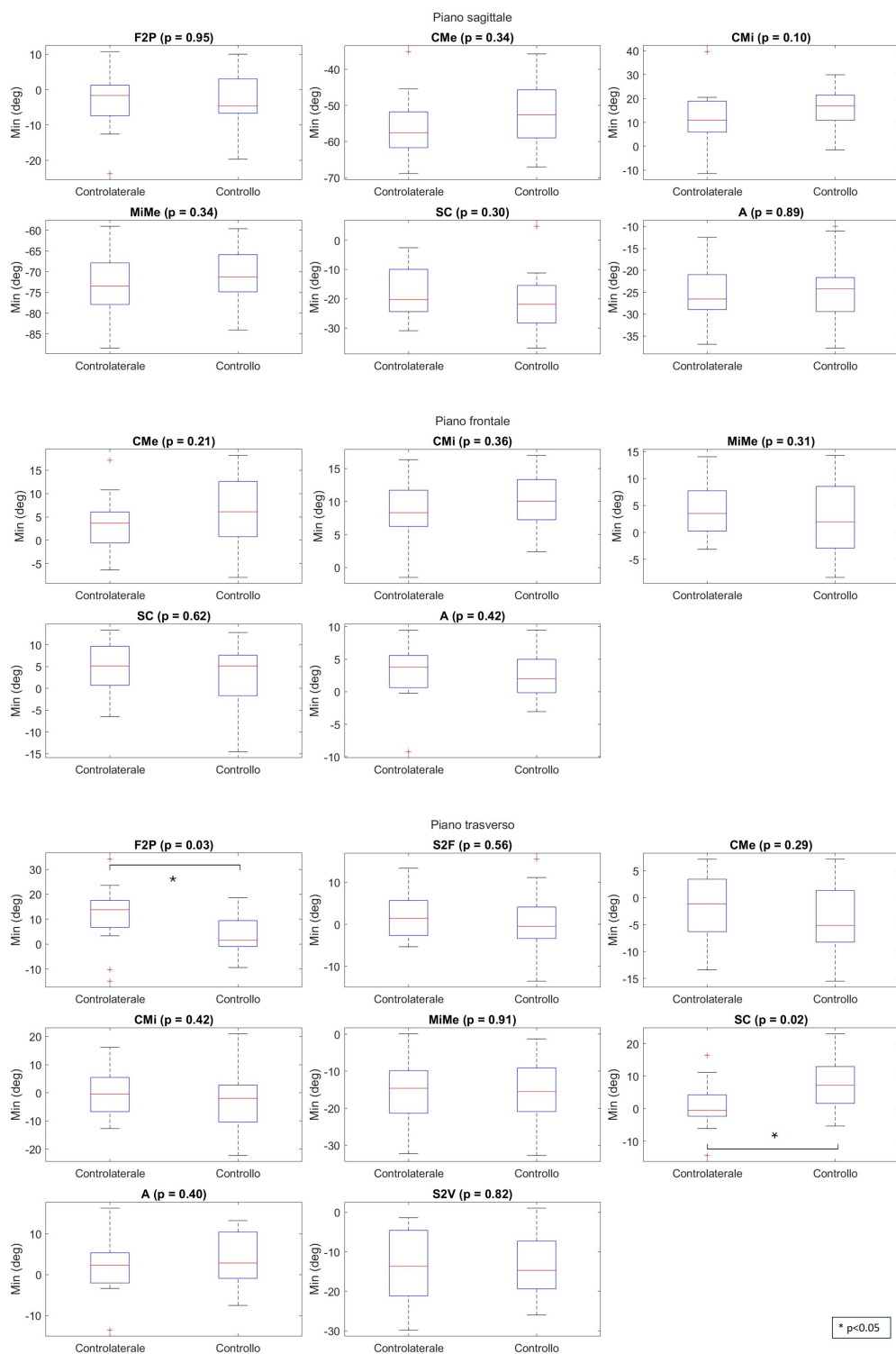


Figura 3.52: *Box plot* dei valori minimi degli angoli articolari del piede sui 3 piani di movimento per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

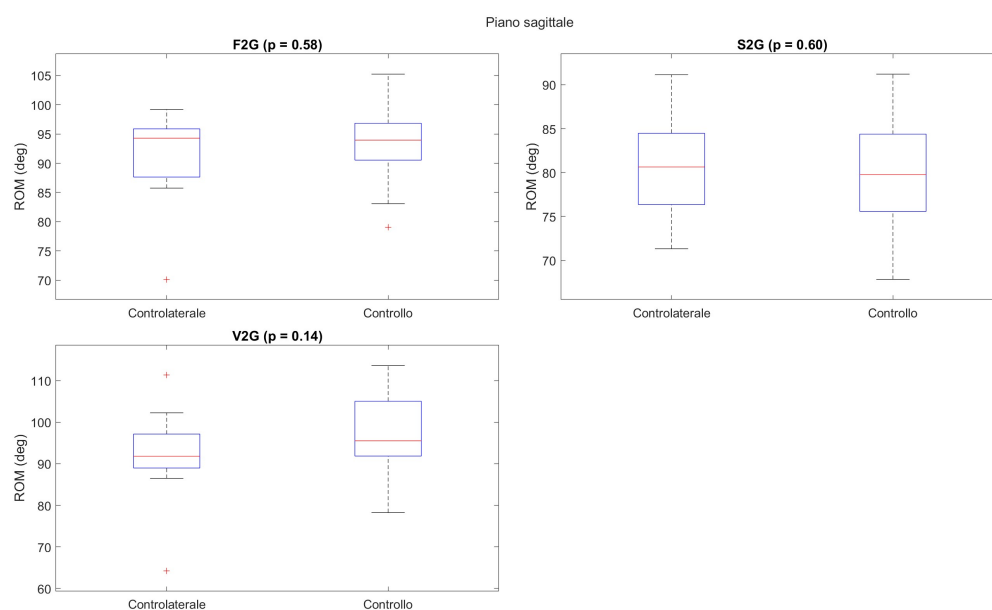


Figura 3.53: *Box plot* dei ROM degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

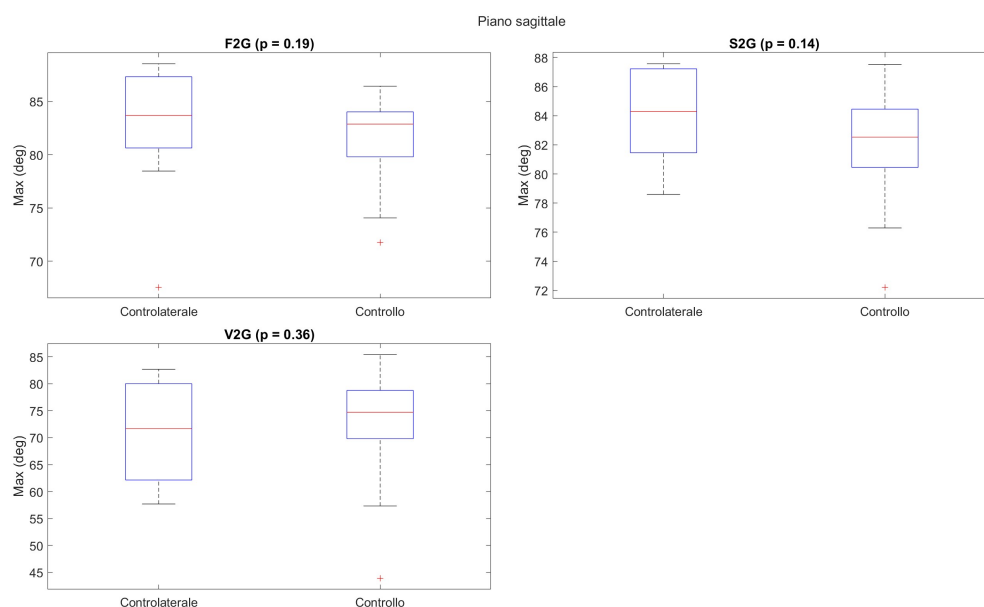


Figura 3.54: *Box plot* dei valori massimi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

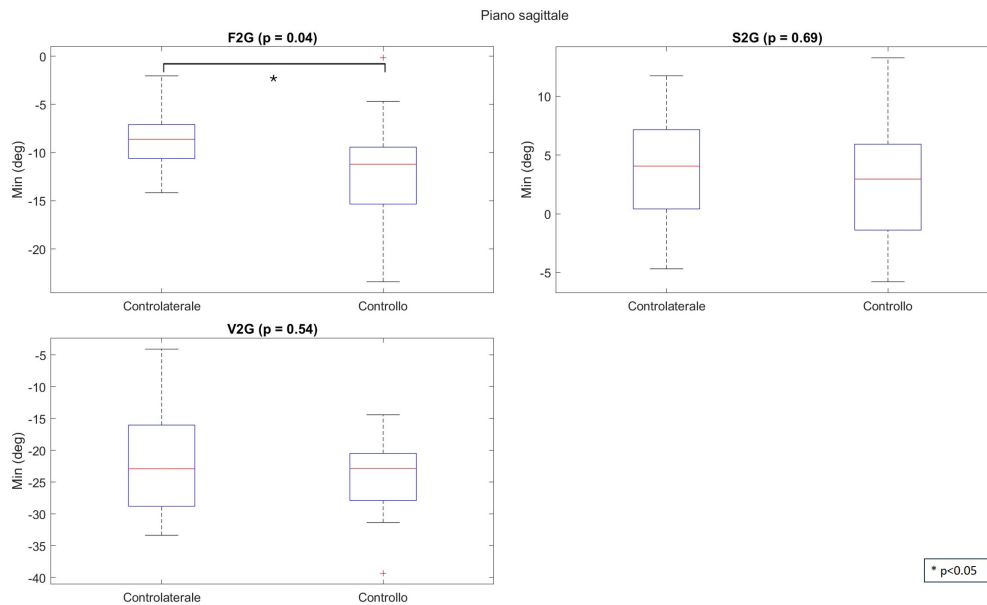


Figura 3.55: *Box plot* dei valori minimi degli angoli dei segmenti del piede rispetto al sistema di riferimento assoluto, sul piano sagittale, per il controlaterale e il gruppo di controllo, con analisi statistica delle differenze effettuata tramite test di Mann-Whitney U.

3.3.3 sEMG

Le Figure 3.56 e 3.57 hanno mostrato, rispettivamente, gli involucri medi sEMG del TA e del GASTMH, sia per i soggetti sani che per quelli patologici. Al di sotto dei segnali elettromiografici, sono stati riportati i risultati dell'SPM1D Two sample t-test tra il lato da operare e il gruppo di controllo, e tra il controlaterale e il gruppo di controllo.

Nella Tabella 3.5 sono stati riportati i picchi di ampiezza e i relativi istanti temporali durante le fasi di *stance* e *swing* per ciascun muscolo. Per un'analisi più approfondita dell'attività elettromiografica, la Tabella 3.6 ha riportato gli indici di ampiezza (ARV, RMS) e spettrali (MNF, MDF) per il lato da operare e i soggetti sani. Infine, la Figura 3.58 ha mostrato i risultati del test statistico di Mann-Whitney U: nella parte superiore, tra il lato da operare e i soggetti sani, e in quella inferiore, tra il controlaterale e il gruppo di controllo, per i muscoli TA e GASTMH.

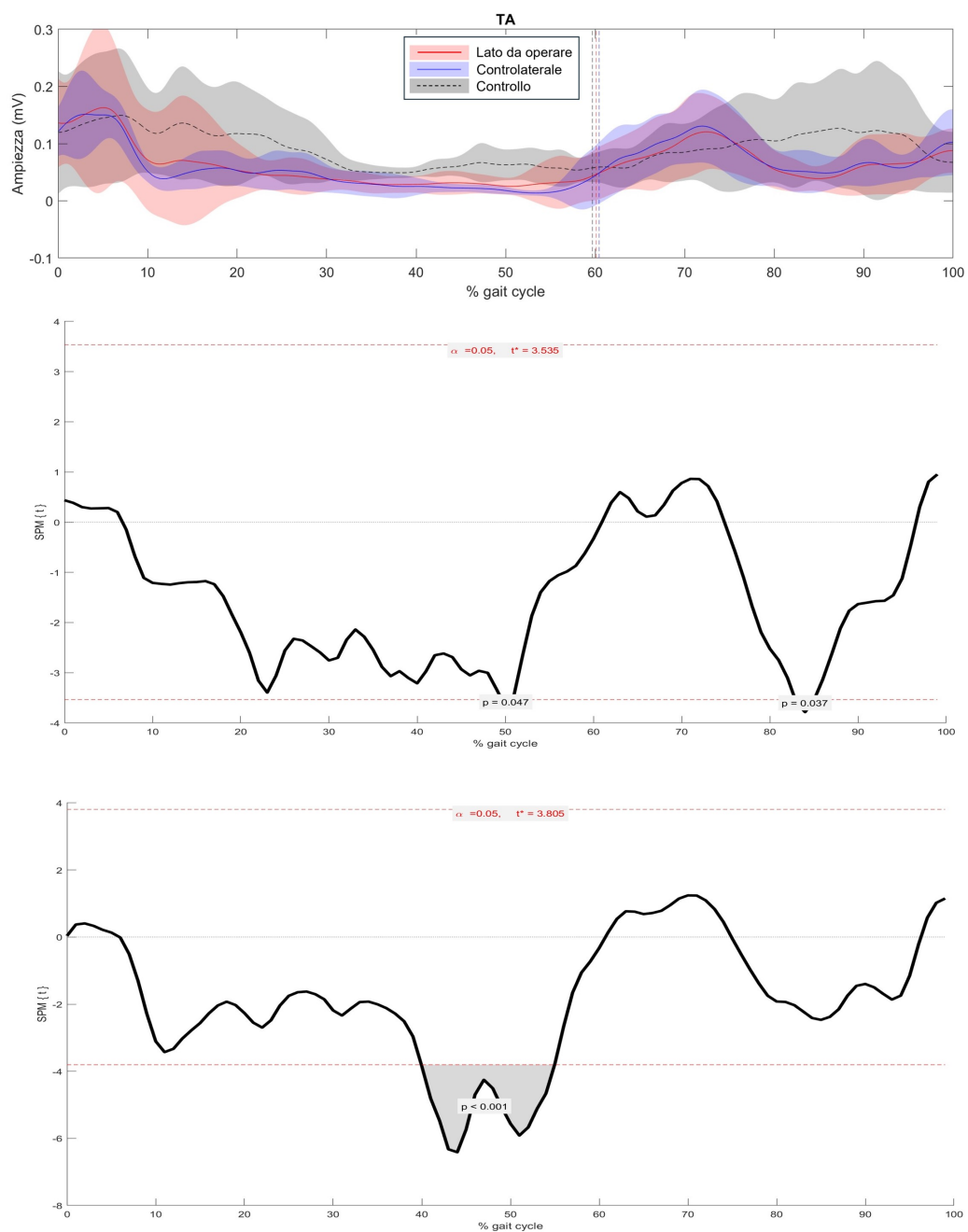


Figura 3.56: In alto, gli involucri medi sEMG del muscolo TA per il lato da operare, il controlaterale e il gruppo di controllo durante il ciclo del cammino. Le bande verticali rappresentano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*. Al centro, il test statistico SPM1D tra il lato da operare e i controlli sani; in basso, il test statistico SPM1D tra il controlaterale e i controlli sani.

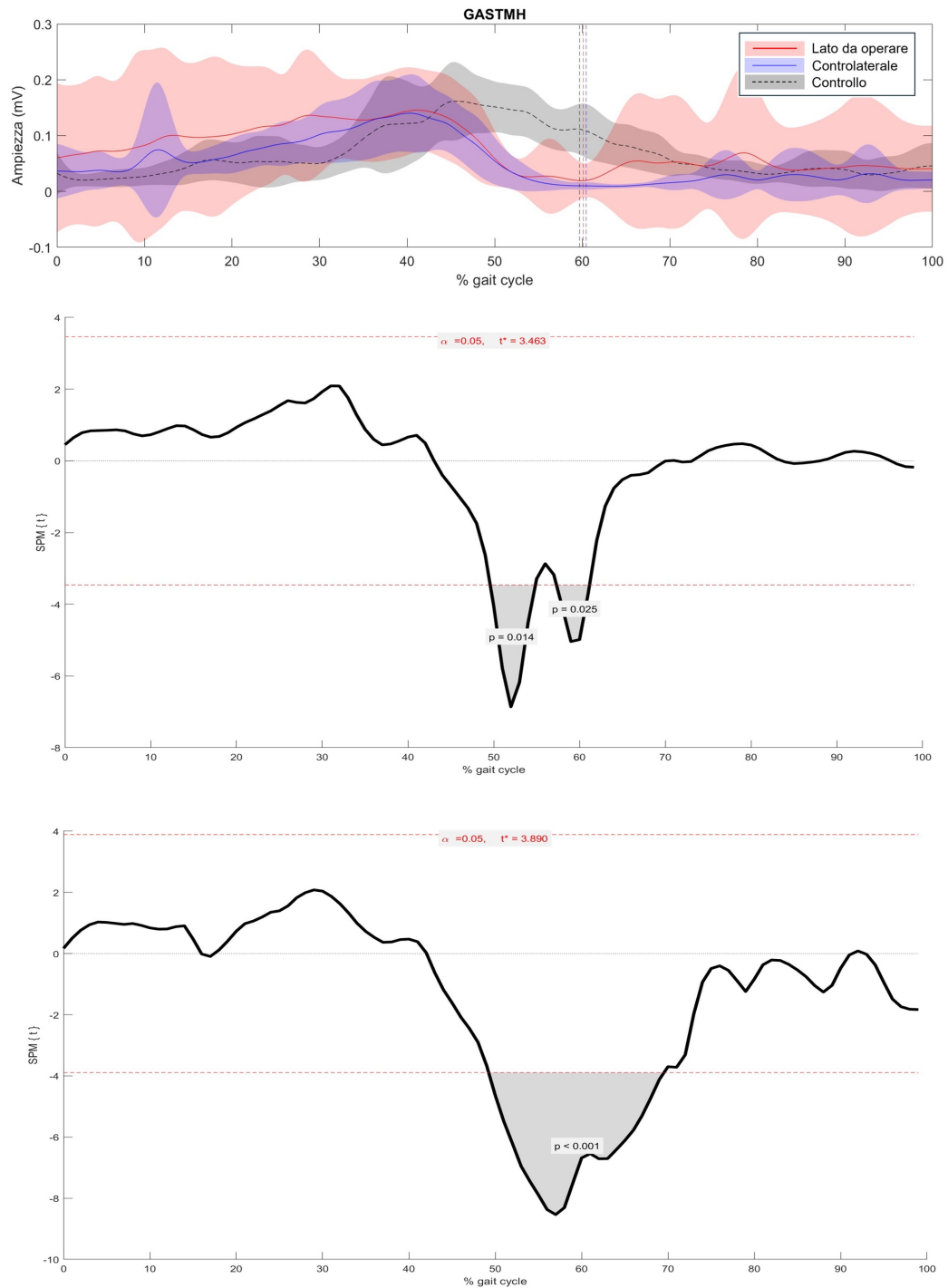


Figura 3.57: In alto, gli involucri medi sEMG del muscolo GASTMH per il lato da operare, il controlaterale e il gruppo di controllo durante il ciclo del cammino. Le bande verticali rappresentano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*. Al centro, il test statistico SPM1D tra il lato da operare e i controlli sani; in basso, il test statistico SPM1D tra il controlaterale e i controlli sani.

Tabella 3.5: Media ($\pm SD$) dei picchi di ampiezza e dei corrispondenti istanti temporali per i muscoli TA e GASTMH nel lato da operare e nel gruppo di controllo. I valori del controlaterale coincidono con quelli riportati in Tabella 3.3.

Lato da operare				Controllo				
	Stance		Swing		Stance		Swing	
	Picco (mV)	Istante (% <i>gait cycle</i>)	Picco (mV)	Istante (% <i>gait cycle</i>)	Picco (mV)	Istante (% <i>gait cycle</i>)	Picco (mV)	Istante (% <i>gait cycle</i>)
TA	0.16 ± 0.15	5.14 ± 2.62	0.12 ± 0.07	72.36 ± 9.08	0.15 ± 0.12	7.00 ± 19.76	0.13 ± 0.12	87.23 ± 7.94
GASTMH	0.15 ± 0.17	41.85 ± 10.43	0.07 ± 0.17	78.43 ± 13.92	0.16 ± 0.07	45.52 ± 5.55	0.11 ± 0.05	59.69 ± 17.15

Tabella 3.6: Media ($\pm SD$) degli indicatori di ampiezza e spettrali per i muscoli TA e GASTMH nel lato da operare e nel gruppo di controllo. I valori del controlaterale coincidono con quelli riportati in Tabella 3.4.

Lato da operare				Controllo				
	ARV (mV)	RMS (mV)	MNF (Hz)	MDF (Hz)	ARV (mV)	RMS (mV)	MNF (Hz)	MDF (Hz)
TA	0.10 ± 0.07	0.14 ± 0.09	104.6 ± 12.7	88.6 ± 12.7	0.14 ± 0.05	0.19 ± 0.06	111.3 ± 20.6	93.1 ± 21.1
GASTMH	0.14 ± 0.10	0.19 ± 0.12	112.6 ± 15.4	93.8 ± 16.5	0.19 ± 0.08	0.25 ± 0.09	113.8 ± 11.6	96.4 ± 11.1

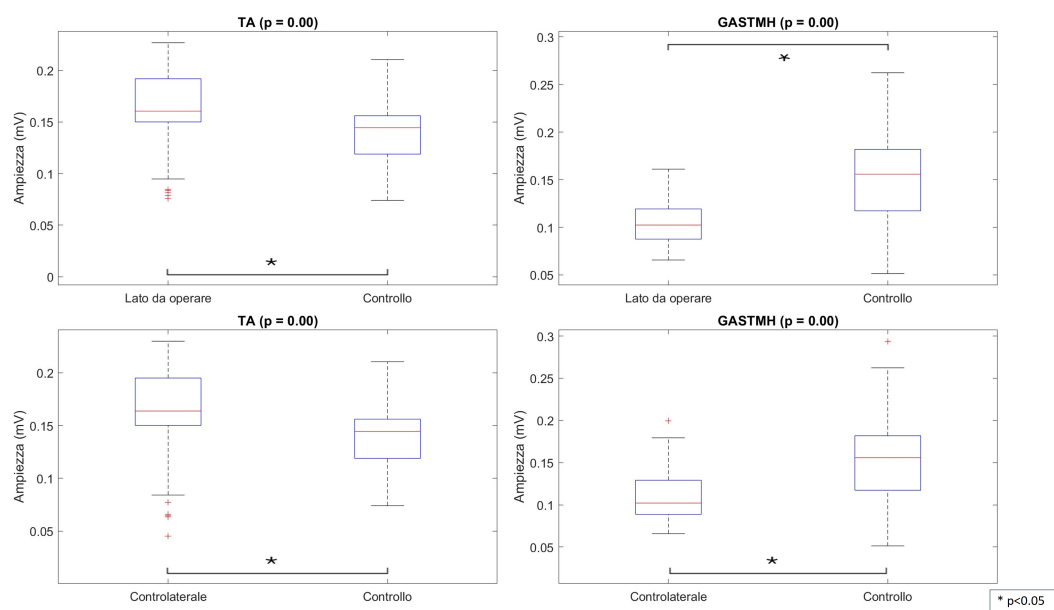


Figura 3.58: *Box plot* dell'ampiezza degli involucri medi sEMG durante l'intervallo di attivazione di ciascun muscolo per il lato da operare, quello controlaterale e il gruppo di controllo sano, con analisi statistica delle differenze eseguita tramite il test di Mann-Whitney U.

Un confronto dettagliato tra i soggetti sani e i patologici è stato possibile solo per i muscoli TA e GASTMH, poiché il PL e il FHL non sono stati acquisiti nei soggetti sani. Per includere anche questi muscoli nell'analisi, sono stati utilizzati gli involucri medi di PL e FHL (Figura 3.59) provenienti da due articoli scientifici distinti, entrambi condotti su popolazioni di soggetti sani (Péter et al., 2017) (Reeves et al., 2019).

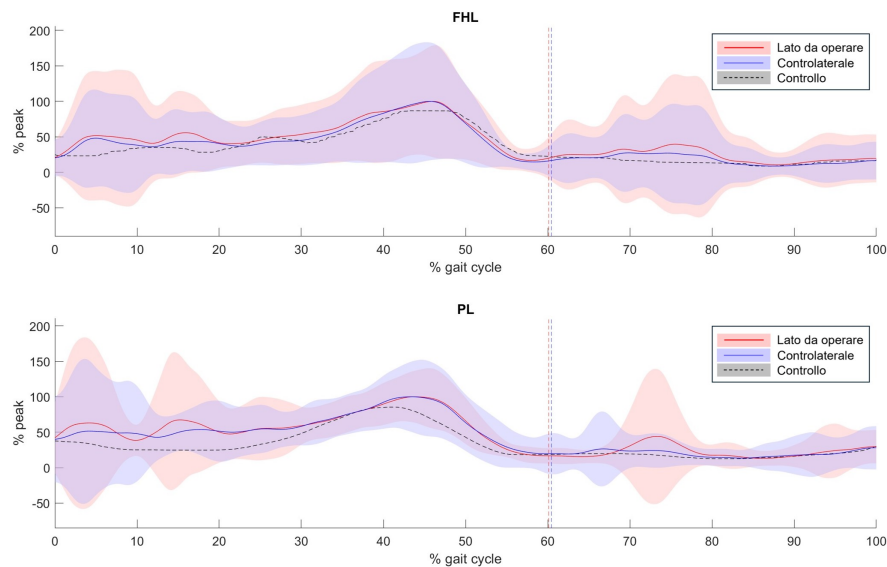


Figura 3.59: Involuppi medi del segnale sEMG dei muscoli FHL e PL, relativi al lato da operare e a quello controlaterale, confrontati con il gruppo di controllo durante il ciclo del cammino. Le bande di deviazione standard sono riportate solo per i pazienti affetti da alluce valgo. I dati del gruppo di controllo sono tratti dai seguenti articoli: Péter et al. (2017) e Reeves et al. (2019). Allo stesso modo, le bande verticali che rappresentano la separazione tra la fase di *stance* e quella di *swing*, sono riportate solo per i soggetti patologici.

3.3.3.1 Attivazioni muscolari e coordinazione durante il ciclo del cammino

Nella Figura 3.60 sono stati riportati gli intervalli temporali delle attivazioni muscolari per il lato da operare, il controlaterale e il gruppo di controllo, relativi ai muscoli analizzati. Per i muscoli FHL e PL, le attivazioni muscolari di un controllo sano sono state ottenute dalla letteratura (Root et al., 1977).

Oltre alla rappresentazione grafica delle attivazioni muscolari durante il ciclo del passo, la coordinazione tra le varie coppie di muscoli è stata valutata quantitativamente tramite la cross-correlazione, i cui valori sono stati riportati in Tabella 3.7.

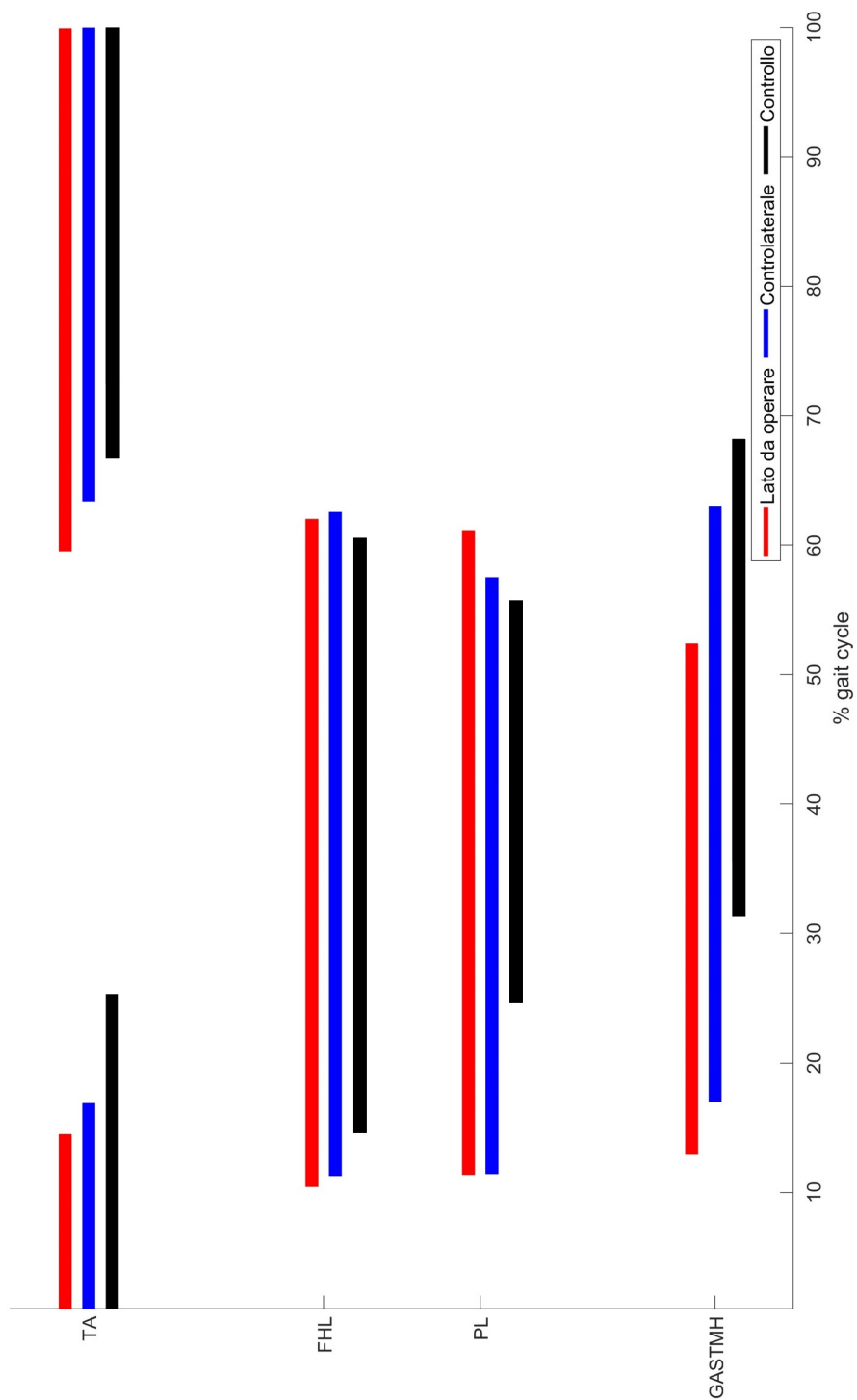


Figura 3.60: Intervalli di attivazione muscolare dei muscoli TA e GASTMH nel lato da operare, quello controlaterale e nel gruppo di controllo durante il ciclo del cammino. Per i muscoli FHL e PL sono riportate le attivazioni del lato da operare e del controlaterale, mentre le attivazioni dei controlli sani sono state prese dalla letteratura (Root et al., 1977).

Tabella 3.7: Media ($\pm SD$) della massima cross-correlazione e del massimo ritardo tra le coppie di muscoli per il lato da operare, quello controlaterale e il gruppo di controllo.

	Lato da operare		Controlaterale		Controllo	
	Massima Cross Correlazione	Ritardo (s)	Massima Cross Correlazione	Ritardo (s)	Massima Cross Correlazione	Ritardo (s)
TA-GASTMH	0.57 ± 0.13	-0.087 ± 0.073	0.56 ± 0.14	-0.085 ± 0.094	0.37 ± 0.12	-0.068 ± 0.086
TA-FHL	0.62 ± 0.13	-0.033 ± 0.070	0.56 ± 0.11	-0.052 ± 0.089		
TA-PL	0.63 ± 0.13	-0.052 ± 0.067	0.56 ± 0.13	-0.049 ± 0.091		
FHL-GASTMH	0.85 ± 0.14	-0.020 ± 0.032	0.89 ± 0.07	-0.038 ± 0.039		
FHL-PL	0.89 ± 0.11	-0.009 ± 0.029	0.87 ± 0.06	-0.019 ± 0.059		
GASTMH-PL	0.78 ± 0.09	0.030 ± 0.056	0.79 ± 0.07	0.023 ± 0.077		

Capitolo 4

Discussione

4.1 Implicazioni biomeccaniche della postura del piede in statica

In questo studio, la scelta del piede da operare nei pazienti affetti da alluce valgo si basa principalmente sulla misura dell'angolo di valgismo dell'alluce, pur considerando anche altri parametri clinici e funzionali, al fine di garantire una valutazione più completa delle condizioni del paziente. Nella Tabella 3.1, l'angolo di valgismo dell'alluce risulta superiore al limite fisiologico sia nel lato da operare sia nel controlaterale, seppur meno grave in quest'ultimo. Questo risultato è coerente con la tendenza dell'alluce valgo a manifestarsi frequentemente in forma bilaterale. Il valgismo calcaneare appare lievemente superiore ai limiti di normalità, elemento che potrebbe indicare una lieve predisposizione al piattismo, che è una delle cause di insorgenza dell'alluce valgo. Le limitazioni articolari rappresentano un elemento chiave nella pianificazione chirurgica. Nella prima articolazione MTF, la flessione si mantiene prossima al range fisiologico su entrambi i lati, mentre l'estensione risulta significativamente ridotta rispetto alla normalità. Tale limitazione funzionale è riconducibile all'alterazione del primo raggio e alla rigidità dell'articolazione stessa, caratteristiche tipiche della patologia. Poiché la deformità non coinvolge direttamente a livello anatomico l'articolazione della caviglia, questa non presenta alterazioni significative della mobilità. Si osserva tuttavia, in modo indiretto, una lieve limitazione della flessione plantare in entrambi i lati, poiché questa avviene durante la fase di spinta, nella quale l'alluce riveste un ruolo fondamentale.

Nella Tabella 3.2, il punteggio del MOxFQ evidenzia un dolore percepito di entità moderata. Dal questionario emergono parametri comuni tra i pazienti, sebbene con diversa intensità: la percezione di modifiche nella deambulazione (17/21 pazienti), la riduzione della velocità di cammino (10/21), una maggiore difficoltà a mantenere la posizione eretta per lunghi periodi (12/21), la necessità di fermarsi per mettere a riposo il piede (10/21), l'aumento del dolore nel camminare su superfici dure o sconnesse (13/21) e il ricorso a calzature comode a pianta larga, come le scarpe da ginnastica (19/21). Tali difficoltà funzionali evidenziano l'impatto dell'alluce valgo sulla qualità della vita quotidiana: il dolore e la limitazione motoria compromettono la deambulazione, costringono a frequenti pause per alleviare il carico sul piede e riducono la tolleranza alla posizione ortostatica. La necessità di ricorrere a calzature più ampie e morbide riflette l'adattamento ad una deformità dolorosa, spesso associata alla presenza di callosità, che altera l'appoggio e la distribuzione dei carichi durante il cammino. A conferma di questo quadro clinico, il punteggio medio della scala AOFAS evidenzia una riduzione della funzionalità rispetto ai valori prossimi a 100, tipici di un piede sano, mentre la scala VAS segnala un dolore percepito di grado moderato. Infine, le deviazioni standard elevate in entrambe le tabelle riflettono l'elevata soggettività sia del dolore percepito sia delle limitazioni funzionali indotte dalla patologia. Questo sottolinea

l'importanza di un approccio terapeutico personalizzato, poiché l'impatto della deformità varia significativamente da paziente a paziente.

4.2 Interpretazione delle alterazioni funzionali nei pazienti con alluce valgo monolaterale

4.2.1 Parametri spazio-temporali

I risultati ottenuti per i parametri spazio-temporali (Figura 3.1) dal test statistico di Wilcoxon tra il lato da operare e il controlaterale non hanno evidenziato differenze statisticamente significative per nessuna delle variabili analizzate, con p-values superiori al livello di significatività prefissato (0.05). Questa somiglianza tra i due lati potrebbe indicare che il controlaterale adotti alcune strategie compensatorie per mantenere un cammino simmetrico oppure rifletta anch'esso un parziale coinvolgimento. Questo aspetto verrà approfondito nella sezione successiva con l'inserimento di un gruppo di controllo sano come riferimento.

Oltre ai risultati del test statistico, in cui i p-values mantengono la priorità nell'interpretazione, è possibile analizzare anche le mediane dei *box plot*. Osservando le mediane, emerge che il tempo di appoggio del lato da operare (59.6%) risulta leggermente inferiore rispetto al controlaterale (60.4%) e di contro il tempo di oscillazione risulta di poco superiore nel lato da operare (40.4%) rispetto al controlaterale (39.6%). Ciò potrebbe indicare una maggiore difficoltà, nel lato da operare, nel mantenimento della stabilità durante l'appoggio, verosimilmente a causa di un valgismo più marcato e di una ridotta mobilità della MTF rispetto al controlaterale, come evidenziato dai dati clinici.

4.2.2 Cinematica articolare dell'arto inferiore

L'analisi dei profili temporali degli angoli delle articolazioni di anca e ginocchio sui tre piani di movimento (Figura 3.2) mostra un pattern di movimento simile tra il lato da operare e il controlaterale. Questa osservazione trova conferma nei risultati dell'analisi statistica dei ROM e dei valori massimi e minimi degli angoli (Figure 3.3, 3.4 e 3.5), ottenuti mediante il test di Wilcoxon, che non evidenziano differenze statisticamente significative tra i due lati.

Per approfondire le alterazioni del piede associate alla patologia, si analizzano inizialmente gli angoli relativi e assoluti in statica e successivamente in dinamica. In statica, il test di Wilcoxon condotto tra il lato da operare e quello controlaterale sui ROM e sui valori massimi e minimi non evidenzia differenze statisticamente significative, sia per gli angoli relativi (Figure 3.6, 3.7 e 3.8) sia per quelli assoluti (Figura 3.9). In dinamica, le traiettorie degli angoli relativi e assoluti per entrambi i lati sono riportate rispettivamente nelle Figure 3.10, 3.11 e 3.12, e permettono di valutare visivamente l'allineamento e i movimenti articolari sui rispettivi piani di movimento.

Nel piano sagittale, l'angolo della prima articolazione MTF (F2P) mostra, nel controlaterale, una transizione più fluida e marcata tra dorsiflessione e plantar flessione nella fase centrale della *stance*. Al contrario, nel lato da operare, l'angolo resta sopra lo zero durante l'appoggio, suggerendo una maggiore rigidità e una limitata mobilità dell'alluce nell'adattarsi al terreno e nel favorire la successiva fase di spinta. Nel piano trasverso, il lato da operare mostra una maggiore adduzione dell'alluce rispetto al controlaterale, compromettendo l'allineamento e la stabilità.

L'andamento dell'angolo tra il primo e il secondo metatarso (S2F) evidenzia, nel controlaterale, un picco più marcato di adduzione durante la propulsione, seguito da una fase di abduzione nello stacco. Al contrario, nel lato da operare, la traiettoria risulta più costante e il picco in propulsione meno accentuato, suggerendo una maggiore distanza tra i due metatarsi lungo l'intero ciclo e una ridotta mobilità del primo raggio. Ciò conferma che tale angolo, corrispondente all'angolo IMA caratteristico della patologia, è maggiore nel lato da operare rispetto al controlaterale.

Considerando le relazioni reciproche tra retropiede, mesopiede e avampiede, la traiettoria dell'angolo tra l'avampiede e il calcagno (CMe) sul piano sagittale presenta un offset, con il controlaterale che mostra una maggiore plantar flessione rispetto al lato da operare, indicativa di una maggiore rigidità dell'avampiede in quest'ultimo. In modo analogo, l'angolo tra il mesopiede e il calcagno (CMi) nel lato da operare mostra una dorsiflessione più accentuata rispetto al controlaterale. Infine, l'angolo tra l'avampiede e il mesopiede (MiMe) del controlaterale evidenzia sul piano sagittale una maggiore plantar flessione, in particolare durante la fase di propulsione e stacco, suggerendo un comportamento più fluido e meno compromesso.

Gli angoli SC e A descrivono i movimenti della caviglia: SC riflette il movimento dell'articolazione in modo isolato, mentre A include quello dell'intero piede. Le traiettorie sui tre piani risultano simili per entrambi gli angoli, sia nel lato da operare sia in quello controlaterale. Tuttavia, in A si osservano escursioni maggiori, poiché viene considerato il movimento del piede come segmento rigido. Le differenze tra SC e A riflettono il grado di rigidità o deformabilità del piede. In SC è presente un offset sul piano sagittale tra i due lati, mentre in A si rileva un offset sul piano frontale, dove il lato da operare mostra valori di inversione superiori al controlaterale, probabilmente come compenso per una ridotta stabilità, al fine di spostare il carico lateralmente.

L'angolo tra il quinto e il secondo metatarso (S2V) mostra che nel lato da operare in fase propulsiva si nota una minore abduzione rispetto al controlaterale, indicando una ridotta adattabilità dinamica ed una minore efficienza nella spinta.

Infine, gli angoli assoluti tra il primo, secondo e quinto metatarso rispettivamente e il sistema di riferimento assoluto (F2G, S2G e V2G) mostrano nel lato da operare un comportamento simile a quello del controlaterale, ma con escursioni minori, suggerendo una maggiore rigidità e adattamenti compensatori per mantenere la stabilità. Rispetto ai valori di flessione-estensione misurati passivamente con il goniometro, l'escursione dell'angolo F2G risulta meno limitata. Ciò potrebbe dipendere dal fatto che, durante la camminata, il soggetto tende a proseguire nonostante il dolore, mentre nella valutazione clinica gli angoli vengono misurati in funzione del dolore percepito, che può limitare maggiormente il movimento misurato.

Tali osservazioni vengono poi quantificate attraverso i risultati del test di Wilcoxon applicato a ROM e valori massimi e minimi, riportati nelle Figure da 3.13 a 3.18. I risultati del test statistico non evidenziano differenze significative tra il lato da operare e il controlaterale, suggerendo un coinvolgimento biomeccanico anche nel controlaterale oppure la presenza di adattamenti funzionali specifici per compensare le alterazioni del lato da operare. L'unica differenza statisticamente significativa è rilevata sul ROM sul piano trasverso per l'angolo F2P, ad evidenza che il lato da operare presenta una deviazione laterale più marcata rispetto al controlaterale. Inoltre, l'angolo CMi riporta un p-value al limite della significatività (0.05) sempre sul piano trasverso, ad indicare che nel lato da operare ci sia una maggiore rigidità o limitazione nella capacità del mesopiede di adattarsi dinamicamente, compromettendo l'efficienza della spinta e influenzando la distribuzione del carico sull'avampiede.

4.2.3 sEMG

In Figura 3.19 si riportano i segnali elettromiografici grezzi di un paziente esemplificativo, che mostrano una marcata variabilità, caratterizzata da rapide oscillazioni in ampiezza, tipiche della natura non stazionaria dei segnali EMG. Tale complessità rende difficoltoso il confronto tra i livelli di attivazione muscolare e l'individuazione di differenze. Il passaggio agli involucri medi, riportati in Figura 3.20, consente di ottenere una rappresentazione più smussata e intuitiva dell'intensità dell'attività muscolare nel tempo, rendendo l'andamento più fluido e interpretabile. I picchi rilevati durante le fasi di *stance* e *swing*, unitamente ai rispettivi istanti temporali, sono riportati nella Tabella 3.3. Per arricchire l'analisi, sono stati calcolati gli indici di ampiezza e frequenza (Tabella 3.4) e successivamente applicato il test statistico di Wilcoxon, i cui risultati sono riportati in Figura 3.21.

I valori medi di picco del tibiale anteriore (TA) durante la fase di *stance* risultano simili tra il lato da operare e il controlaterale, mentre nella fase di *swing* il lato da operare mostra un picco leggermente inferiore rispetto all'altro lato. Tuttavia, l'istante temporale del picco in *stance* risulta posticipato nel lato da operare, suggerendo un'alterazione nella tempistica di attivazione del muscolo all'inizio della fase di appoggio. Questo ritardo potrebbe riflettere una modifica della strategia motoria nel controllo della stabilità e nel momento di contatto iniziale con il suolo, per ridurre la fase in cui il piede è in appoggio. In generale, sia i picchi sia i relativi istanti presentano deviazioni standard piuttosto elevate, ad indicare un'alta variabilità tra i soggetti. Gli indici di ampiezza risultano leggermente inferiori nel lato da operare rispetto al controlaterale, suggerendo una minore attivazione complessiva del muscolo nel lato con la deformità più marcata. Per quanto riguarda gli indici di frequenza, si osservano valori leggermente più elevati nel lato da operare, il che potrebbe suggerire un reclutamento più rapido delle unità motorie per ottenere un maggior sostegno muscolare oppure un leggero affaticamento muscolare nel controlaterale, verosimilmente dovuto al maggiore carico necessario per compensare la funzionalità del lato maggiormente compromesso. Infine, il test di Wilcoxon evidenzia una differenza statisticamente significativa ($p = 0.02$) tra i due lati, confermando una ridotta attivazione muscolare del TA nel lato da operare, verosimilmente attribuibile ad una maggiore compromissione. L'attivazione muscolare lievemente più intensa nel controlaterale potrebbe rappresentare una strategia adottata per mantenere un cammino quanto più simmetrico possibile. Tuttavia, la presenza di indici spettrali inferiori nel controlaterale solleva l'ipotesi di un potenziale sovraccarico funzionale, suggerendo sia una possibile compensazione che compromissione.

L'involuppo del flessore lungo dell'alluce (FHL) nel controlaterale presenta un picco nella fase finale della *stance*, mentre nel lato da operare il picco risulta meno pronunciato e l'attivazione appare più distribuita nel tempo, con attività anche all'inizio della *stance* e durante la *swing*. Questa maggiore variabilità nel lato da operare potrebbe essere legata ad una ridotta stabilità del primo raggio e ad una limitata capacità di generare una spinta efficace, dovuta alla deviazione mediale del primo metatarso e all'alterato allineamento articolare. Un andamento simile si osserva negli involuppi del gastrocnemio mediale (GASTMH), in cui l'attivazione nel lato da operare è più distribuita nel tempo, mentre nel controlaterale si distingue un picco più definito nella fase centrale della *stance*. Il GASTMH, inoltre, mostra indici di ampiezza e frequenza superiori nel lato da operare, suggerendo un meccanismo volto a sostenere la funzione propulsiva e stabilizzante, compromessa dalla deformità che riduce l'efficienza della spinta del piede. Negli altri muscoli, il controlaterale sembra contribuire al supporto, cercando di diminuire il carico sia sul lato più compromesso sia sul controlaterale stesso, oscillando così tra compensazione e compromissione. Nel GASTMH, invece, essendo un muscolo più voluminoso e fondamentale per la propulsione, il supporto del controlaterale non è sufficiente; perciò, anche il lato da operare deve attivarlo in maniera più intensa per garantire la spinta necessaria durante la deambulazione. Per il FHL, il GASTMH e il peroneo lungo (PL), il test di Wilcoxon non ha evidenziato differenze statisticamente significative, indicando un comportamento muscolare simile tra i due lati. Ciò potrebbe suggerire che il controllo neuromuscolare risulti compromesso in entrambi i lati, probabilmente come adattamento ad una biomeccanica alterata in entrambi i piedi.

4.3 Implicazioni biomeccaniche della valutazione funzionale nei pazienti con alluce valgo mono- e bilaterale

4.3.1 Parametri spazio-temporali

I *box plot* dei parametri spazio-temporali, ottenuti dal test statistico di Mann-Whitney U e riportati nelle Figure 3.22 e 3.23, evidenziano alcune differenze statisticamente significative

tra il gruppo di controllo e i pazienti affetti da alluce valgo. In particolare, il confronto tra il lato da operare e il controllo ha mostrato differenze rilevanti per la lunghezza del passo, sia assoluta che normalizzata, con valori inferiori nei soggetti patologici. Invece, nel confronto tra il controlaterale e i sani, la significatività è emersa solo per la lunghezza del passo assoluta.

Nella *stride length*, normalizzata rispetto all'altezza, il controlaterale (79.0%) si avvicina maggiormente ai valori del gruppo di controllo (80.1%) rispetto al lato da operare (76.6%). In quest'ultimo, fattori quali la ridotta capacità di spinta, l'instabilità articolare e l'alterazione dell'allineamento del primo raggio limitano significativamente la lunghezza del passo, sia in termini assoluti sia normalizzati, determinando differenze statisticamente significative.

La dispersione dei dati fornisce ulteriori spunti di analisi. Per la lunghezza del passo, la variabilità è maggiore nel gruppo di controllo rispetto ai gruppi patologici. Questo risultato, apparentemente controintuitivo, potrebbe riflettere la maggiore diversità naturale nei pattern di cammino dei soggetti sani, legata a differenze antropometriche, stile di camminata e preferenze motorie. Nei gruppi patologici, invece, le alterazioni biomeccaniche legate all'alluce valgo uniformano il comportamento motorio, riducendo la variabilità complessiva. Con la normalizzazione rispetto alla statura, la dispersione diminuisce significativamente solo nel gruppo di controllo, evidenziando una maggiore omogeneità una volta eliminata la variabilità antropometrica. Nei gruppi patologici, invece, la variabilità persiste, indicando che le alterazioni biomeccaniche influenzano il cammino indipendentemente dall'altezza.

Infine, dai parametri morfometrici, si testa la correlazione tra la velocità normalizzata del passo nel lato da operare e il dolore percepito. La curva riportata in Figura 3.24 mostra un andamento decrescente, coerente con l'ipotesi che un aumento della velocità del cammino corrisponda ad una riduzione del dolore percepito. Tuttavia, il coefficiente di correlazione di Pearson (-0.04) e il p-value (0.8) non evidenziano una correlazione significativa tra le due variabili analizzate.

4.3.2 Cinematica articolare dell'arto inferiore

L'analisi delle Figure 3.25–3.27 mostra che le articolazioni di anca e ginocchio mantengono un andamento cinematico complessivamente simile a quello del gruppo di controllo su tutti e tre i piani. Questo sostiene la supposizione che la patologia abbia un impatto localizzato sul complesso piede-caviglia, senza propagarsi funzionalmente all'intero arto inferiore.

Successivamente, nelle Figure 3.28–3.35 si analizzano gli angoli relativi e assoluti del complesso piede-caviglia in statica. Il test di Mann-Whitney U sui valori medi evidenzia differenze statisticamente significative sia nel confronto tra il lato da operare e i soggetti sani, sia tra il controlaterale e i soggetti sani, relativamente agli stessi angoli. Questo risultato suggerisce che entrambi i piedi dei soggetti patologici risultano influenzati dalla deformità, sebbene con livelli di gravità differenti. Le differenze si osservano sul piano sagittale per l'angolo A; sul piano frontale per il medesimo angolo, per l'angolo SC e per l'angolo MiMe; sul piano trasverso per l'angolo SC e l'angolo F2P. Tra gli angoli assoluti, infine, emerge una differenza significativa per l'angolo S2G. Tali alterazioni evidenziano come la deformità non influenzi solo il primo raggio, ma l'intera struttura del complesso piede-caviglia.

Per i soggetti affetti da alluce valgo, gli andamenti delle traiettorie articolari in dinamica rispecchiano quanto descritto nella sezione precedente e vengono ora confrontati con quelli del gruppo di controllo. Per quantificare le differenze osservate graficamente, si applica l'analisi SPM1D sia tra il lato da operare e i soggetti sani, sia tra il controlaterale e i soggetti sani. Questo consente di identificare le regioni del ciclo del passo in cui emergono differenze statisticamente significative.

In entrambi i confronti, il test evidenzia una differenza significativa per l'angolo F2P sul piano trasverso (Figura 3.36). La traiettoria del controlaterale si colloca in una posizione intermedia tra quella del lato da operare e quella dei soggetti sani, ad indicare che il lato da operare presenta il grado più marcato di valgismo, mentre il controlaterale, pur meno compromesso, non può essere considerato sano. Quest'ultimo si discosta significativamente

dal gruppo di controllo solo nella fase centrale della *stance* e nella fase propulsiva, ossia nei momenti più influenzati dalla patologia. Al contrario, il lato da operare mostra differenze statisticamente significative lungo l'intero ciclo del passo.

Oltre alla deviazione laterale dell'alluce, un altro angolo rappresentativo della deformità è l'S2F, corrispondente all'angolo IMA e riportato in Figura 3.42. Il test rileva una differenza significativa nella fase di *swing* tra il lato da operare e il gruppo di controllo, mentre durante l'appoggio e la spinta la curva della statistica si avvicina alla soglia critica (t^*). Nei soggetti patologici, tale angolo risulta maggiormente addotto nella fase di *stance*, suggerendo una maggiore vicinanza tra i metatarsi e una ridotta capacità di abduzione nella fase di stacco, probabilmente a causa di una maggiore rigidità, che limita l'efficienza della spinta.

Coerentemente con la supposizione che la deformità non si limiti ad influenzare il primo raggio, ma coinvolga anche la funzionalità dell'intero complesso piede-caviglia, si riscontrano differenze statisticamente significative anche a livello dell'articolazione di caviglia. In entrambi i confronti, l'angolo A risulta significativo sul piano sagittale nella fase iniziale dell'appoggio, indicando una maggiore plantar flessione nei soggetti patologici (Figura 3.41). Nel confronto tra il lato da operare e i sani, si osserva inoltre una differenza significativa sul piano frontale durante la fase iniziale della *stance*, in cui la caviglia del lato da operare mostra una maggiore inversione, verosimilmente dovuta ad un trasferimento laterale del carico per evitare il dolore mediale a livello del primo raggio. Un'ulteriore differenza significativa riguarda l'angolo SC sul piano trasverso (Figura 3.40), in cui il calcagno risulta più addotto, coerente con il lieve valgismo del calcagno osservato anche nelle misure cliniche passive.

Per quanto riguarda gli angoli assoluti, misurati rispetto al sistema laboratorio, in Figura 3.43 si evidenzia una differenza significativa in entrambi i confronti per l'angolo S2G nella fase centrale della *stance*, indicativa di una minore dorsiflessione nei soggetti con alluce valgo, attribuibile ad una maggiore rigidità. Inoltre, nel confronto tra il lato da operare e i soggetti sani, emerge una differenza significativa anche per l'angolo F2G, collegabile ad una minore mobilità del primo metatarso nella fase di spinta. Nel complesso, questi risultati indicano che i piani frontale e trasverso sono i maggiormente coinvolti dalla deformità, in accordo con la biomeccanica dell'alluce valgo, che comporta una deviazione mediale del primo metatarso e laterale dell'alluce, con conseguente riduzione della stabilità del piede.

In questo studio, l'utilizzo combinato dei due approcci ha permesso una visione più completa delle differenze tra i gruppi. Nelle Figure dalla 3.44 alla 3.55, da un lato, il test di Mann-Whitney U ha confermato le differenze statisticamente significative già rilevate tramite SPM1D, rafforzandone la validità. Dall'altro, ha evidenziato ulteriori differenze che non erano emerse con l'SPM, in particolare negli angoli articolari che descrivono le relazioni tra retropiede (C), mesopiede (Mi) e avampiede (Me), soprattutto sui piani frontale e trasverso. Questo risultato può essere spiegato da due fattori. Innanzitutto, la natura sintetica del test 0D a parametri globali lo rende più sensibile a variazioni localizzate o interindividuali, che non necessariamente si distribuiscono in modo continuo nel tempo, come richiesto dall'SPM per raggiungere la significatività. In secondo luogo, l'alluce valgo coinvolge primariamente il primo raggio, e la presenza della borsite nella regione della testa del primo metatarso rende più complesso e meno riproducibile il posizionamento del *marker*. Una collocazione anche leggermente più laterale o mediale può introdurre una variabilità maggiore nelle misurazioni, influenzando in particolare gli angoli articolari dell'avampiede, con un impatto maggiore nelle analisi 0D a parametri globali (Matias et al., 2020) (Caravaggi et al., 2011). Di conseguenza, se da un lato l'SPM garantisce una maggiore specificità rilevando solo differenze coerenti e persistenti nel tempo, dall'altro il test di Mann-Whitney U si è rivelato utile per intercettare anche alterazioni più sottili e variabili, ma comunque potenzialmente rilevanti dal punto di vista clinico e funzionale (Pataky et al., 2016).

4.3.3 sEMG

In figura 3.56, l'involuppo del TA nel lato da operare presenta un picco di ampiezza simile a quello dei soggetti sani, ma la differenza più evidente riguarda la durata della prima

attivazione del muscolo, significativamente più breve rispetto al controllo (Tabella 3.5). Dopo il picco, nel lato da operare si osserva un calo repentino dell'ampiezza, mentre nel gruppo di controllo la riduzione è più graduale, indicando un controllo neuromuscolare più efficiente e funzionale ad un appoggio del piede progressivo. Nel controlaterale, l'andamento dell'involuppo risulta più simile a quello del lato da operare, suggerendo una compromissione bilaterale del controllo muscolare. Inoltre, nei soggetti con alluce valgo, il picco durante la fase di *stance* si verifica in anticipo rispetto ai sani, indicando una difficoltà nel mantenere il controllo muscolare durante l'appoggio. Gli indici di ampiezza (Tabella 3.6), coerenti con una minore intensità di attivazione, risultano inferiori nei pazienti. Anche gli indici spettrali appaiono ridotti, suggerendo un possibile affaticamento precoce. L'analisi SPM1D evidenzia differenze statisticamente significative tra i due gruppi, concentrate nella fase propulsiva e prossime alla significatività anche durante l'appoggio, indicando un controllo muscolare alterato nei movimenti di flessione plantare e dorsale. Infine, anche il test di Mann-Whitney U conferma la presenza di differenze significative, evidenziando un'attivazione compromessa del TA nei pazienti rispetto ai soggetti sani.

Per il GASTMH, l'analisi degli involuppi (Figura 3.57) mostra che i soggetti sani presentano un'attivazione più ampia e definita rispetto ai pazienti, nei quali il picco in fase di *stance* risulta leggermente ridotto e anticipato rispetto al controllo (Tabella 3.5). Questo potrebbe indicare un adattamento volto a compensare la ridotta capacità propulsiva, dovuta all'alterazione dell'allineamento dell'avampiede, e a facilitare un passaggio precoce alla fase di *swing*, in risposta al dolore e all'instabilità percepiti. Tutti gli indici elettromiografici (Tabella 3.6) risultano inferiori nei soggetti patologici rispetto ai sani, suggerendo una minore attivazione del muscolo e uno schema di reclutamento alterato delle unità motorie, con possibile affaticamento precoce o ridotta efficienza neuromuscolare. L'analisi SPM1D evidenzia differenze statisticamente significative tra i gruppi durante la fase propulsiva, la più compromessa dalla patologia, in cui il GASTMH rappresenta il principale muscolo attivo. Tali risultati sono confermati anche dal test di Mann-Whitney U (Figura 3.58).

In figura 3.59, gli involuppi medi del FHL in entrambi i lati dei soggetti patologici mostrano un'elevata variabilità e oscillazioni atipiche, sia all'inizio della fase di *stance* sia durante la fase di *swing*, rispetto ai soggetti sani, nei quali si osserva un'attivazione fisiologica concentrata nella fase propulsiva. Questa attivazione anomala nei pazienti potrebbe riflettere un tentativo di stabilizzazione del primo raggio durante l'appoggio. Anche gli involuppi medi del PL nei piedi patologici si discostano dall'andamento fisiologico osservato nei soggetti sani, evidenziando un'attivazione anticipata durante la *stance*, verosimilmente per fornire maggiore supporto e stabilità non solo nella propulsione, ma anche durante l'appoggio. Il controlaterale presenta minori oscillazioni rispetto al lato da operare, ma per quanto riguarda ampiezza e *timing* dell'attivazione, risulta più simile a quest'ultimo che al gruppo di controllo.

4.3.3.1 Interpretazione delle attivazioni muscolari e coordinazione durante il ciclo del cammino

Gli intervalli di attivazione muscolare, riportati in Figura 3.60, evidenziano alcune differenze tra i tre gruppi analizzati, offrendo spunti utili per approfondire la comprensione della patologia e confermare alcuni presupposti emersi dall'analisi cinematica. Nei soggetti affetti da alluce valgo, si osservano variazioni nei tempi di attivazione muscolare rispetto ai soggetti sani. In generale, per tutti i muscoli considerati, il controlaterale tende ad assumere un pattern temporale più simile a quello del lato da operare rispetto al gruppo di controllo. Il TA anticipa la seconda fase di attivazione, mentre il GASTMH si attiva precocemente, così come il FHL e il PL, che presentano un'attivazione prolungata e maggiormente sovrapposta alla prima attivazione del TA. Queste alterazioni temporali sembrano riflettere un tentativo di adattamento neuromuscolare finalizzato a compensare l'instabilità biomeccanica del primo raggio, mediante un'attivazione sinergica più marcata dei muscoli coinvolti, in particolare durante la fase di appoggio.

Queste differenze nei pattern di attivazione influenzano anche le sinergie muscolari e la coordinazione tra i diversi gruppi muscolari, come evidenziato dai valori di cross-correlazione e ritardo temporale nella Tabella 3.7. Nei soggetti affetti da alluce valgo, le attivazioni precoci del GASTMH, FHL e PL durante la fase di appoggio sembrano indurre una maggiore plantaflessione rispetto ai soggetti sani. Questo porta, nei soggetti patologici, ad avere valori maggiori di cross-correlazione per le coppie TA-GASTMH, TA-FHL e TA-PL, suggerendo una maggior interazione tra le coppie per garantire un maggior supporto muscolare durante l'appoggio. Quanto detto si riflette anche a livello delle traiettorie articolari, dove l'angolo di caviglia A sul piano sagittale mostra un incremento della plantaflessione durante l'appoggio nei soggetti con deformità. Tale comportamento potrebbe rappresentare un adattamento motorio alla ridotta efficacia della funzione di leva dell'alluce, che compromette la fase propulsiva. In presenza di una spinta meno efficiente, l'attivazione anticipata dei muscoli plantaflessori potrebbe servire a garantire un contatto più stabile del piede con il suolo e a compensare l'instabilità del primo raggio.

Inoltre, GASTMH e FHL partecipano anche alla supinazione (inversione) del piede. La loro attivazione anticipata durante l'appoggio, fase in cui normalmente il piede dovrebbe pronare per assorbire l'urto, suggerisce una strategia per ridurre il carico mediale, probabilmente per limitare il dolore o il disagio associato alla deformità. Anche questo comportamento si riflette sulla cinematica: sul piano frontale, l'angolo di caviglia A mostra nei soggetti con alluce valgo un'inversione maggiore durante l'appoggio rispetto ai soggetti sani. Ciò conferma una tendenza allo spostamento del carico lateralmente, come compenso ad un primo raggio instabile e doloroso. Infatti, come riportato nel MOxFQ, i pazienti affetti da alluce valgo riferiscono maggiori difficoltà nel camminare su superfici dure o sconnesse e nello stare a lungo in piedi, condizioni in cui il carico si concentra maggiormente sulle teste metatarsali. Inoltre, tendono a preferire calzature con pianta larga, come le scarpe da ginnastica, per evitare la compressione della prima articolazione MTF.

4.4 Limiti dello studio

Questo studio presenta alcuni limiti metodologici e sperimentali che è importante considerare per contestualizzare e interpretare i risultati ottenuti. Dal punto di vista strumentale, l'utilizzo di *skin marker* ed elettrodi di superficie, pur garantendo un'elevata sensibilità, introduce alcune fonti di errore, tra cui gli artefatti da tessuti molli e il movimento della cute rispetto ai punti di repere anatomici. Questi artefatti possono alterare la rilevazione delle traiettorie articolari e dei segnali sEMG, fornendo risultati che non rispecchiano con precisione i movimenti sottostanti dei segmenti ossei e l'attività muscolare effettiva. In particolare, in questo studio, la presenza di una borsa avventizia rende più complesso e meno riproducibile il posizionamento del *marker* sulla testa del primo metatarso. Una collocazione anche leggermente più laterale o mediale può introdurre una variabilità maggiore nelle misurazioni, influenzando in particolare gli angoli articolari dell'avampiede.

A livello grafico, per entrambe le popolazioni, patologica e di controllo, le curve delle traiettorie articolari e dell'attività elettromiografica sono rappresentate come media $\pm$ deviazione standard. Tuttavia, disponendo di un campione numericamente contenuto, la presenza di pochi *outliers* può generare bande di variabilità molto ampie. Inoltre, le deviazioni standard elevate possono essere attribuite non solo alla variabilità intra- e inter-operatore, ma anche alla variabilità intrinseca della popolazione patologica, i cui soggetti presentano gradi diversi di severità della deformità (Matias et al., 2020) (Caravaggi et al., 2011).

Un ulteriore limite nello studio della patologia è rappresentato dal protocollo sperimentale, che prevede esclusivamente l'esecuzione di 5 acquisizioni di camminata a velocità naturale. Non è stata quindi inclusa l'esecuzione di task specifici, come salire le scale o mettersi in punta di piedi, i quali avrebbero potuto fornire informazioni più dettagliate sulla funzionalità dell'articolazione MTF e che, proprio per questo, potrebbero costituire uno spunto utile per l'ottimizzazione del protocollo di valutazione in studi futuri.

Per quanto riguarda l'analisi elettromiografica, la mancanza di dati relativi al FHL e al PL nel gruppo di controllo rappresenta anch'esso un limite. Questa assenza ha impedito di effettuare confronti completi per tutti i muscoli analizzati, lasciando parzialmente incompleta la valutazione elettromiografica e limitando le considerazioni al confronto degli involucri. Infine, l'analisi sEMG stessa presenta alcune criticità legate a fattori intrinseci all'acquisizione dei segnali: la distanza interelettroica, la preparazione della cute, la posizione rispetto alla zona di innervazione e la presenza di *crosstalk*. Questi aspetti contribuiscono ad un'elevata variabilità e bassa ripetibilità, sia nei pazienti patologici sia nel gruppo di controllo. Nonostante queste limitazioni, lo studio riesce comunque a fornire un quadro dettagliato dell'impatto della deformità sull'arto inferiore.

4.5 Conclusioni

In questo lavoro di tesi magistrale è stata analizzata la deformità dell'alluce valgo e le limitazioni funzionali ad essa associate nei pazienti in fase pre-operatoria, mediante una valutazione clinica, cinematica ed elettromiografica basata sull'analisi del cammino.

I dati clinici hanno evidenziato dolore, difficoltà nella deambulazione e limitazioni nello svolgimento delle attività quotidiane, associate alla rigidità articolare e all'alterazione del primo raggio. L'analisi spazio-temporale ha mostrato una riduzione della lunghezza del passo normalizzata nel lato da operare rispetto ai soggetti sani, confermando un'alterazione della deambulazione. Tuttavia, grazie a meccanismi adattivi di tipo cinematico e muscolare, il cammino risulta mantenuto pressoché simmetrico. La cinematica del piede ha evidenziato, oltre alle tipiche alterazioni sul piano trasverso, quali una maggiore adduzione dell'alluce, un incremento dell'angolo intermetatarsale e un'abduzione del calcagno, anche un atteggiamento in inversione della caviglia sul piano frontale. Tale compenso, legato al dolore percepito a livello della prima articolazione MTF, consente di ridurre il carico sul primo raggio deviandolo lateralmente, ma compromette la capacità di ammortizzazione, aumentando l'instabilità e il rischio di sovraccarichi. L'analisi sEMG ha confermato quanto osservato a livello cinematico. Il GASTMH interrompe precocemente la propria attività nella fase propulsiva per arrestare la flessione plantare e sollevare rapidamente il piede da terra, in risposta al dolore percepito. Inoltre, nei pazienti, i muscoli supinatori (GASTMH, FHL e PL) prolungano la loro attivazione durante la fase di appoggio, sovrapponendosi a quella del TA, per ridurre il carico sulla porzione mediale del piede e contribuire al mantenimento dell'equilibrio.

Nel complesso, i risultati hanno mostrato che l'alluce valgo non rappresenta una patologia localizzata al primo raggio, ma comporta alterazioni significative nella funzionalità dell'intero complesso piede-caviglia, con adattamenti rilevabili anche nel piede controlaterale, suggerendo un impatto bilaterale della deformità. L'integrazione delle analisi ha fornito informazioni utili per ottimizzare la scelta del trattamento correttivo più adatto, migliorando sia l'*outcome* chirurgico sia il recupero funzionale.

Bibliografia

Alazrai, R., Mowafi, Y., & George Lee, C. S. (2015). Anatomical-plane-based representation for human-human interactions analysis. *Pattern Recognition*, 48(8), 2346–2363.

Almalki, T., Alatassi, R., Alajlan, A., Alghamdi, K., & Abdulaal, A. (2019). Assessment of the efficacy of SERI osteotomy for hallux valgus correction. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 14(1).

Asghar, A., & Naaz, S. (2022). The transverse arch in the human feet: A narrative review of its evolution, anatomy, biomechanics and clinical implications. In *Morphologie* (Vol. 106, Issue 355, pp. 225–234). Elsevier Masson s.r.l.

Benedetti, M. G. (2005). *Analisi del Movimento* (Elsevier, Ed.).

Brogan, K., Lindisfarne, E., Akehurst, H., Farook, U., Shrier, W., & Palmer, S. (2016). Minimally Invasive and Open Distal Chevron Osteotomy for Mild to Moderate Hallux Valgus. *Foot and Ankle International*, 37(11), 1197–1204.

Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., & Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background. In *Gait and Posture* (Vol. 21, Issue 2, pp. 186–196). Elsevier Ireland Ltd.

Cappozzo, A., Catan, F., Crocel, D., & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. In *EINEMANN Clinical Biomechanics* (Vol. 10, Issue 4).

Caravaggi, P., Benedetti, M. G., Berti, L., & Leardini, A. (2011). Repeatability of a multi-segment foot protocol in adult subjects. *Gait and Posture*, 33(1), 133–135.

Caravaggi, P., Giacomozzi, C., Lullini, G., Marchesini, G., Baccolini, L., Ortolani, M., Sacco, I. C. N., Berti, L., & Leardini, A. (2021). The effect of neuropathy and diabetes type on multisegment foot kinematics: A cohort study on 70 participants with diabetes. *Applied Sciences (Switzerland)*, 11(19).

Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors. In *Gait and Posture* (Vol. 21, Issue 2, pp. 197–211). Elsevier Ireland Ltd.

Condon, F., BCh, M., & Kaliszer, M. (2002). The First Intermetatarsal Angle in Hallux Valgus: An Analysis of Measurement Reliability and the Error Involved.

Dawe, E. J. C., & Davis, J. (2011). *Anatomy and biomechanics of the foot and ankle*.

Dragosloveanu, S., Popov, V. M., Cotor, D. C., Dragosloveanu, C., & Stoica, C. I. (2022). Percutaneous Chevron Osteotomy: A Prospective Randomized Controlled Trial. *Medicina (Lithuania)*, 58(3).

Garrow, A. P., Papageorgiou, A. C., Silman, A. J., Thomas, E., Jayson, M. I. V., & Macfarlane, G. J. (n.d.). Development and validation of a questionnaire to assess disabling foot pain. www.elsevier.nl/locate/pain

Giannini, S., Faldini, C., Nanni, M., Di Martino, A., Luciani, D., & Vannini, F. (2013). A minimally invasive technique for surgical treatment of hallux valgus: Simple, effective, rapid, inexpensive (SERI). *International Orthopaedics*, 37(9), 1805–1813.

Glasoe, W. M., Nuckley, D. J., & Ludewig, P. M. (2010). Hallux Valgus and the First Metatarsal Arch Segment: A Theoretical Biomechanical Perspective. In *Physical Therapy* (Vol. 90). www.ptjournal.org

- Glasoe, W. M., Yack, H. J., & Saltzman, C. L. (1999). *Anatomy and Biomechanics of the First Ray*.
- Gray, H. (1988). *Gray's Anatomy: The Classic Collector's Edition* (Gramercy Books, Ed.).
- Hatch, D. J., Santrock, R. D., Smith, B., Dayton, P., & Weil, L. (2018). Triplane Hallux Abducto Valgus Classification. In *Journal of Foot and Ankle Surgery* (Vol. 57, Issue 5, pp. 972–981). Academic Press Inc.
- Hecht, P. J., & Lin, T. J. (2014). Hallux valgus. In *Medical Clinics of North America* (Vol. 98, Issue 2, pp. 227–232).
- Hoppenfeld, S. (2014). *L'Esame Obiettivo dell'Apparato Locomotore* (Aulo Gaggi Editore, Ed.).
- Iliou, K., Paraskevas, G., Kanavaros, P., Barbouti, A., Vrettakos, A., Gekas, C., & Kitsoulis, P. (2016). Correlation between Manchester Grading Scale and American Orthopaedic Foot and Ankle Society Score in Patients with Hallux Valgus. *Medical Principles and Practice*, 25(1), 21–24.
- Jahss, M. H. (1991). *Disorders of the Foot and Ankle: Medical and Surgical Management* (Edward H. & J. Wickland, Eds.).
- Jerome, C. P. (2024). *Myopathies and Tendinopathies of the Diabetic Foot: Anatomy, Pathomechanics, and Imaging*. Academic Press.
- Kharb, A., Saini, V., Jain, Y. K., & Dhiman, S. (2011). A review of gait cycle and its parameters. In *IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management* (Vol. 13). www.IJCEM.orgIJCEMwww.ijcem.org
- Kim, G., Ahad, M. A., Ferdjallah, M., & Harris, G. F. (2007). Correlation of Muscle Fatigue Indices between Intramuscular and Surface EMG Signals.
- Kitaoka, H. B., Alexander, I. J., Adelaar, R. S., Myerson, M. S., & Sanders, M. (1997). *Clinical Rating Systems for the Ankle-Hindfoot, Midfoot, Hallux, and Lesser Toes*.
- Latash, M. L. (2012). *Fundamentals of Motor Control*. Academic Press.
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Natio, R., & Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait and Posture*, 25(3), 453–462.
- Leardini, A., Caravaggi, P., Theologis, T., & Stebbins, J. (2019). Multi-segment foot models and their use in clinical populations. In *Gait and Posture* (Vol. 69, pp. 50–59). Elsevier B.V.
- Leardini, A., Chiari, A., Della Croce, U., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. In *Gait and Posture* (Vol. 21, Issue 2, pp. 212–225). Elsevier Ireland Ltd.
- Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Natio, R., & Benedetti, M. G. (2007). A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait and Posture*, 26(4), 560–571.
- Leigheb, M., Vaiuso, D., Rava, E., Pogliacomì, F., Samaila, E. M., Grassi, F. A., & Sabbatini, M. (2019). Translation, cross-cultural adaptation, reliability, and validation of the italian version of the american orthopaedic foot and ankle society-meta tarsophalangealinterphalangeal scale (AOFAS-MTP-IP) for the hallux. *Acta Biomedica*, 90, 118–126.
- Levin, M. F., & Piscitelli, D. (2022). Motor Control: A Conceptual Framework for Rehabilitation. *Motor Control*, 26(4), 497–517.
- Ling, S. K. K., Wu, Y. M., Li, C., Lui, T. H., & Yung, P. S. H. (2020). Randomised control trial on the optimal duration of non-weight-bearing walking after hallux valgus surgery. *Journal of Orthopaedic Translation*, 23, 61–66.
- Marinozzi, A., Martinelli, N., Panasci, M., Cancilleri, F., Franceschetti, E., Vincenzi, B., Di Martino, A., & Denaro, V. (2009). Italian translation of the Manchester-Oxford Foot Questionnaire, with re-assessment of reliability and validity. *Quality of Life Research*, 18(7), 923–927.

- Matias, A. B., Caravaggi, P., Leardini, A., Taddei, U. T., Ortolani, M., & Sacco, I. (2020). Repeatability of skin-markers based kinematic measures from a multi-segment foot model in walking and running. *Journal of Biomechanics*, 110.
- Nix, S., Smith, M., & Vicenzino, B. (2010). Prevalence of hallux valgus in the general population: A systematic review and meta-analysis. In *Journal of Foot and Ankle Research* (Vol. 3, Issue 1).
- Pataky, T. C., Robinson, M. A., & Vanrenterghem, J. (2013). Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *Journal of Biomechanics*, 46(14), 2394–2401.
- Pataky, T. C., Robinson, M. A., & Vanrenterghem, J. (2016). Region-of-interest analyses of onedimensional biomechanical trajectories: Bridging 0D and 1D theory, augmenting statistical power. *PeerJ*, 2016(11).
- Piqué-Vidal, C., Solé, M. T., & Antich, J. (2007). Hallux Valgus Inheritance: Pedigree Research in 350 Patients With Bunion Deformity. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 46(3), 149–154.
- Portinaro, N., Leardini, A., Panou, A., Monzani, V., & Caravaggi, P. (2014). Modifying the Rizzoli foot model to improve the diagnosis of pes-planus: Application to kinematics of feet in teenagers. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1).
- Ray, J. J., Friedmann, A. J., Hanselman, A. E., Vaida, J., Dayton, P. D., Hatch, D. J., Smith, B., & Santrock, R. D. (2019). Hallux Valgus. In *Foot and Ankle Orthopaedics* (Vol. 4, Issue 2). SAGE Publications Inc.
- Root, M. L., Orien, W. P., & Weed, J. H. (1977). Normal and Abnormal Function of the Foot Volume 2 of Clinical biomechanics (Ms. Sharon A. Root, Ed.).
- Torkki, M., Malmivaara, A., Seitsalo, S., Hoikka, V., Laippala, P., & Paavolainen, P. (2001). Surgery vs Orthosis vs Watchful Waiting for Hallux Valgus A Randomized Controlled Trial.
- Voller, T. (2022). Surgical anatomy and biomechanics of the foot.

Appendice: Codici MATLAB per il processing sEMG

Calcolo esemplificativo degli involuppi, degli indici di ampiezza (RMS e ARV) e degli intervalli di attivazione per i pazienti 1 e 8

```
1 % Inizializza una struttura per accumulare i risultati per tutti i pazienti
2 results = struct();
3 activation_intervals = struct(); % Struttura per salvare gli intervalli di attivazione
4
5 %% PAZIENTI 1 e 8
6 % Parametri generali
7 fsamp = 2000; % Frequenza di campionamento
8 z = 0.01; % Attenuazione minima alla frequenza centrale per il filtro notch
9 B = 2; % Larghezza di banda del filtro notch
10 fc_notch = 50; % Frequenza centrale del filtro notch
11 muscles = {'TA', 'FLH', 'GASTMH', 'PL'}; % Lista dei muscoli da analizzare
12 sides = {'LT', 'RT'}; % Lato sinistro (LT) e lato destro (RT)
13
14 % Lista dei pazienti con 6 trials
15 patients = {'pazientel', 'paziente8'};
16 patients_real = {'p1_foot.paziente_1', 'p8_foot.paziente_8'}; % Nomi effettivi dei dati
17
```

```

18 % Soglia per unire intervalli separati
19 merge_threshold = 900; % 450 ms a 2000 Hz
20
21 for p = 1:length(patients)
22     patient_name = patients{p}; % Nome del paziente per salvare i risultati
23     patient_data = eval(patient_name_real{p}); % Accedi ai dati del paziente corrente
24     num_trials = length(patient_data); % Numero di trial per il paziente
25
26     for s = 1:length(sides)
27         side = sides{s};
28
29         for m = 1:length(muscles)
30             muscle = muscles{m};
31
32             % Inizializza matrici per involucri, ARV, RMS e intervalli attivi
33             envelopes = zeros(num_trials, 3000); % Ogni ciclo normalizzato su 3000 punti
34             ARV_vals = zeros(1, num_trials); % Vettore per valori ARV
35             RMS_vals = zeros(1, num_trials); % Vettore per valori RMS
36             active_intervals = cell(1, num_trials); % Intervalli attivi per ogni trial
37
38             for i = 1:num_trials
39                 % Carica il segnale del muscolo, lato e trial corrente
40                 signal = patient_data{i}.EMG.(side).GAIT.(muscle);
41
42                 % Filtro notch per rimuovere l'interferenza di rete a 50 Hz
43                 [cMA, cAR] = rco(z, B, fc_notch, 1/fsamp);
44                 signal_notch = filtfilt(cMA, cAR, signal);
45
46                 % Filtro passa-basso per rimuovere le alte frequenze
47                 fc_low = 500;
48                 [b_low, a_low] = butter(2, fc_low / (fsamp / 2));
49                 signal_filt = filtfilt(b_low, a_low, signal_notch);
50
51                 % Rettificazione
52                 signal_rect = abs((signal_filt - mean(signal_filt)));
53

```

```

54 % Calcolo dell'involuppo con filtro passa-basso
55 fc_env = 10;
56 [b_env, a_env] = butter(2, fc_env / (fsamp / 2));
57 signal_env = filtfilt(b_env, a_env, signal_rect);
58
59 % Accumula l'involuppo
60 envelopes(i, :) = signal_env;
61
62 % Identificazione degli intervalli di attivazione
63 threshold = 0.3 * max(signal_env); % Soglia al 30% del massimo
64 raw_active_indices = find(signal_env > threshold); % Indici attivi iniziali
65
66 % Unire intervalli separati da meno di merge_threshold campioni
67 if ~isempty(raw_active_indices)
68     diff_indices = diff(raw_active_indices);
69     start_intervals = raw_active_indices([true, diff_indices > 1]);
70     end_intervals = raw_active_indices([diff_indices > 1, true]);
71
72     merged_start = start_intervals(1);
73     merged_end = end_intervals(1);
74
75     for j = 2:length(start_intervals)
76         if start_intervals(j) - merged_end(end) <= merge_threshold
77             % Unisci intervallo corrente al precedente
78             merged_end(end) = end_intervals(j);
79         else
80             % Nuovo intervallo
81             merged_start = [merged_start, start_intervals(j)];
82             merged_end = [merged_end, end_intervals(j)];
83         end
84     end
85
86 % Salva gli indici uniti
87 final_active_indices = [];
88 for k = 1:length(merged_start)
89     final_active_indices = [final_active_indices, merged_start(k):merged_end(k)];

```

```

90     end
91     active_intervals{i} = final_active_indices;
92
93     else
94         active_intervals{i} = [];
95     end
96
97     % Seleziona solo i campioni attivi
98     active_samples = signal_rect(active_intervals{i});
99
100     % Calcola ARV e RMS solo sui campioni attivi
101     if ~isempty(active_samples)
102         ARV_vals(i) = mean(active_samples); % Valore medio rettificato (ARV)
103         RMS_vals(i) = sqrt(mean(active_samples.^2)); % Root Mean Square (RMS)
104     else
105         ARV_vals(i) = NaN;
106         RMS_vals(i) = NaN;
107     end
108
109     end
110
111     % Calcola la media e la deviazione standard di ARV e RMS tra i trial
112     mean_ARV = mean(ARV_vals, 'omitnan');
113     std_ARV = std(ARV_vals, 'omitnan');
114     mean_RMS = mean(RMS_vals, 'omitnan');
115     std_RMS = std(RMS_vals, 'omitnan');
116
117     % Salva i risultati per il muscolo e lato corrente del paziente corrente
118     results.(patient_name).(side).(muscle).mean_env = mean(envelopes, 1);
119     results.(patient_name).(side).(muscle).ARV = mean_ARV;
120     results.(patient_name).(side).(muscle).ARV_std = std_ARV;
121     results.(patient_name).(side).(muscle).RMS = mean_RMS;
122     results.(patient_name).(side).(muscle).RMS_std = std_RMS;
123
124     % Salva gli intervalli di attivazione
125     activation_intervals.(patient_name).(side).(muscle) = active_intervals;
126
127     end
128
129     end

```

```

126 end
127 save('activation_intervals.mat', 'activation_intervals');
128
129 % Calcolo degli intervalli di attivazione
130 contiguous_intervals = struct();
131
132 load('activation_intervals.mat', 'activation_intervals');
133
134 % Itera su tutti i pazienti presenti nella struttura activation_intervals
135 patients = fieldnames(activation_intervals);
136
137 for p = 1:length(patients)
138     patient_name = patients{p};
139     contiguous_intervals.(patient_name) = struct(); % Inizializza la struttura per il paziente
140
141     % Itera sui lati (LT e RT)
142     sides = {'LT', 'RT'};
143     for s = 1:length(sides)
144         side = sides{s};
145         contiguous_intervals.(patient_name).(side) = struct(); % Inizializza la struttura per il lato
146
147         % Itera su tutti i muscoli del lato
148         muscle_names = fieldnames(activation_intervals.(patient_name).(side));
149         for m = 1:length(muscle_names)
150             muscle = muscle_names{m};
151             contiguous_intervals.(patient_name).(side).(muscle) = cell(size(activation_intervals.(patient_name).(
152                 side).(muscle))); % Inizializza cella
153
154             % Itera su tutti i trial del muscolo
155             trials = activation_intervals.(patient_name).(side).(muscle);
156             for trial_idx = 1:length(trials)
157                 active_indices = trials{trial_idx};
158
159                 if isempty(active_indices)
160                     % Nessun intervallo attivo
161                     contiguous_intervals.(patient_name).(side).(muscle){trial_idx} = [];
162

```

```

161         continue;
162     end
163
164     % Calcola gli intervalli contigui
165     diff_indices = diff(active_indices);
166     start_intervals = active_indices([true, diff_indices > 1]);
167     end_intervals = active_indices([diff_indices > 1, true]);
168
169     % Verifica che le dimensioni siano coerenti
170     if length(start_intervals) ~= length(end_intervals)
171         warning('Dimensioni incoerenti trovate per %s, lato %s, muscolo %s, trial %d.', ...
172             patient_name, side, muscle, trial_idx);
173         continue;
174     end
175
176     % Salva gli intervalli contigui nella nuova struttura
177     contiguous_intervals.(patient_name).(side).(muscle){trial_idx} = [start_intervals', end_intervals''];
178
179     end
180
181     end
182     save('contiguous_intervals.mat', 'contiguous_intervals');

```

Calcolo esemplificativo degli indici spettrali (MNF e MDF) per i pazienti 1 e 8

```

1 % Inizializza una struttura per accumulare i risultati per tutti i pazienti
2 results = struct();
3
4 load('activation_intervals.mat');
5
6 %% PAZIENTI 1 e 8
7 % Parametri generali
8 fsamp = 2000; % Frequenza di campionamento

```

```

9 fc_low = 400; % Frequenza di taglio per il filtro passa-basso
10 fc_high = 20; % Frequenza di taglio per il filtro passa-alto
11
12 % Lista dei pazienti con 6 trials
13 data_structure = {'p1-foot.paziente_1', 'p8-foot.paziente_8'}; % Nomi effettivi
14 sides = {'LT', 'RT'}; % Lati: sinistro (LT) e destro (RT)
15 muscles = {'TA', 'FLH', 'GASTMH', 'PL'}; % Muscoli da analizzare
16
17 for p = 1:length(data_structure)
18     patient_data = eval(data_structure{p});
19     num_trials = length(patient_data);
20     patient_numbers = {'1', '8'};
21     patient_name = ['paziente', patient_numbers{p}];
22
23     plot_idx = 1;
24     num_rows = length(muscles);
25     num_cols = length(sides);
26
27     for s = 1:length(sides)
28         side = sides{s};
29
30         for m = 1:length(muscles)
31             muscle = muscles{m};
32             mnf_vals_all_trials = [];
33             mdf_vals_all_trials = [];
34
35             for trial = 1:num_trials
36                 % Carica il segnale EMG del trial corrente
37                 signal = patient_data(trial).EMG.(side).(muscle);
38
39                 % Filtro passa-banda (20-400 Hz)
40                 [b_band, a_band] = butter(4, [fc_high fc_low]/(fsamp/2), 'bandpass');
41                 filtered_signal = filtfilt(b_band, a_band, signal);
42
43                 % Ottieni gli intervalli di attivazione
44                 active_intervals = activation_intervals.(patient_name).(side).(muscle){trial};

```

```

45 % Filtra il segnale per includere solo i campioni attivi
46 active_signal = filtered_signal(active_intervals);
47
48 % Calcolo della TFR con STFT
49 win = hamming(256);
50 noverlap = 128;
51 [s, f, t_stft] = stft(active_signal, fsamp, 'Window', win, 'OverlapLength', noverlap);
52 psd_tfr = abs(s).^2;
53
54 % Considera solo la banda utile (20-400 Hz)
55 valid_idx = (f >= fc_high & f <= fc_low);
56 f_segment = f(valid_idx);
57 psd_segment = psd_tfr(valid_idx, :);
58
59 % Calcolo di MNF e MDF su ciascun intervallo temporale
60 mnf_vals = zeros(1, length(t_stft));
61 mdf_vals = zeros(1, length(t_stft));
62
63 for j = 1:length(t_stft)
64     psd_win = psd_segment(:, j);
65     if sum(psd_win) > 0
66         % MNF: Media pesata delle frequenze
67         mnf_vals(j) = sum(f_segment .* psd_win) / sum(psd_win);
68
69         % MDF: Frequenza che divide la potenza a met
70         cumulative_pxx = cumsum(psd_win);
71         mdf_vals(j) = f_segment(find(cumulative_pxx >= cumulative_pxx(end) / 2, 1));
72     else
73         mnf_vals(j) = NaN;
74         mdf_vals(j) = NaN;
75     end
76 end
77
78 % Salva i valori medi di MNF e MDF per il trial
79 mnf_vals_all_trials = [mnf_vals_all_trials, mean(mnf_vals, 'omitnan')];
80

```

```

81         mdf_vals_all_trials = [mdf_vals_all_trials, mean(mdf_vals, 'omitnan')];
82     end
83
84     % Salva i risultati medi e deviazione standard tra i trials
85     results.(patient_name).(side).(muscle).mean_MNF = mean(mnf_vals_all_trials, 'omitnan');
86     results.(patient_name).(side).(muscle).std_MNF = std(mnf_vals_all_trials, 'omitnan');
87     results.(patient_name).(side).(muscle).mean_MDF = mean(mdf_vals_all_trials, 'omitnan');
88     results.(patient_name).(side).(muscle).std_MDF = std(mdf_vals_all_trials, 'omitnan');
89
90     end
91 end
92 end

```

Ricostruzione dalla letteratura degli involucri di FHL e PL per il gruppo di controllo

```

1 % Importazione e smoothing curva FLH
2 load('curva_estratta_FLH.mat');
3
4 figure;
5 plot(X_Gait_Cycle, Y_Peak);
6 xlabel('% ciclo del passo');
7 ylabel('% del picco');
8 title('Curva estratta - FLH');
9 grid on;
10
11 Y_smoothed = smooth(Y_Peak, 0.1, 'loess');
12
13 figure;
14 plot(X_Gait_Cycle, Y_Peak, 'b-', 'DisplayName', 'Curva originale'); hold on;
15 plot(X_Gait_Cycle, Y_smoothed, 'r-', 'DisplayName', 'Curva smussata');
16 xlabel('% ciclo del passo');
17 ylabel('% del picco');
18 title('FLH');
19 legend('show');

```

```

20 grid on;
21 hold off;
22
23 [X_Gait_Cycle_unique, ia] = unique(X_Gait_Cycle);
24 y_smoothed_unique = y_smoothed(ia);
25
26 x_interp = linspace(0, 100, 3000);
27 y_smoothed_interp_FLH = interp1(X_Gait_Cycle_unique, y_smoothed_unique, x_interp, 'linear');
28
29 % Importazione e smoothing curva PL
30 load('curva_estratta_PL.mat');
31
32 figure;
33 plot(X_Gait_Cycle, Y_Peak);
34 xlabel('% ciclo del passo');
35 ylabel('% del picco');
36 title('Curva estratta - PL');
37 grid on;
38
39 y_smoothed = smooth(Y_Peak, 0.1, 'loess');
40
41 figure;
42 plot(X_Gait_Cycle, Y_Peak, 'b-', 'DisplayName', 'Curva originale'); hold on;
43 plot(X_Gait_Cycle, y_smoothed, 'r-', 'DisplayName', 'Curva smussata');
44 xlabel('% ciclo del passo');
45 ylabel('% del picco');
46 title('PL');
47 legend('show');
48 grid on;
49 hold off;

```