

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



**Politecnico
di Torino**

**Valutazione biomeccanica degli effetti della
Danzaterapia nella malattia di Parkinson:
uno studio sperimentale**

Relatori:
Prof. Daniela Maffiodo
Ing. Maria Paterna

Candidata:
Foco Roberta
Matricola: 319786

Anno Accademico 2025/2026
Sessione di Laurea Marzo 2026

Indice

Indice	3
Indice Figure	6
Indice Tabelle	8
Abstract	10
1 Stato dell'arte.....	11
1.1 La malattia del morbo di Parkinson.....	11
1.1.1 Fisiopatologia.....	13
1.1.2 Sintomatologia e alterazioni posturali.....	15
1.1.3 Tecniche di diagnosi	20
1.1.4 Impatto sulla qualità della vita	22
1.1.5 Scale di classificazione della patologia	23
1.1.6 Cure e trattamenti convenzionali.....	24
2 La Danzaterapia come strumento riabilitativo	27
2.1 Evoluzione della Danzaterapia, diverse tecniche e benefici psicomotori	27
2.2 La Danzaterapia Clinica: il metodo utilizzato in questo studio	30
3 Analisi del movimento.....	35
3.1 Biomeccanica del movimento umano	35
3.2 Analisi del cammino e biomeccanica del passo.....	39
3.3 Rilevanza clinica dell'analisi del movimento nei soggetti col Parkinson	41
4 Materiali e Metodi.....	47
4.1 Protocollo sperimentale e strumentazione	47
4.1.1 Disegno dello studio.....	47
4.1.2 Campione sperimentale	48
4.1.3 Sistema di acquisizione del movimento (Vicon).....	48
4.1.4 Protocollo Plug-in Gait	51
4.1.5 Prove motorie e condizioni sperimentali della seduta.....	54
4.2 Post-processing dei dati: elaborazione e ricostruzione	56
4.2.1 Elaborazione dei dati su Vicon Nexus	56
4.2.2 Calcolo delle traiettorie dei marker.....	59
4.2.3 Calcolo degli angoli articolari	63
4.2.4 Quality control e criteri di esclusione delle prove	72
4.2.5 Segmentazione delle camminate, normalizzazione e curve medie del passo	

4.3	Parametri di analisi	80
4.3.1	Parametri spazio-temporali, cinematici e cinetici analizzati.....	80
4.3.2	Procedura e metodi di ottenimento dei parametri	82
4.4	Valutazione soggettiva mediante questionario	87
4.5	Analisi statistica dei parametri	88
5	Risultati	91
5.1	Parametri Spaziotemporali	92
5.2	Entropia Approssimata (ApEn)	97
5.3	Parametri Cinematici.....	100
5.4	Questionario di valutazione soggettiva post-seduta	106
6	Discussione dei risultati	108
7	Conclusioni	113
Appendice A		115
Bibliografia		118

Indice Figure

Figura 1: Gangli della base.....	14
Figura 2: Alterazioni posturali: camptocormia (a), sindrome di Pisa (b) e sindrome della testa cadente (c)	17
Figura 3: DAT-SPECT di paziente sano e parkinsoniano con evidente deterioramento neuronale	21
Figura 4: Stimolazione cerebrale profonda (DBS).....	25
Figura 5: Gli Elementi della Danzaterapia Clinica	31
Figura 6: Seduta di Danzaterapia Clinica con l'uso di Oggetti Stimolo.....	34
Figura 7: Stereofotogrammetria	36
Figura 8: Motion Capture con marker passivi.....	37
Figura 9: Sensori wearable IMU	38
Figura 10: Pedane dinamometriche.....	38
Figura 11: Ciclo del passo	40
Figura 12: Parametri geometrici del ciclo del passo	40
Figura 13: Parametri del cammino di soggetti sani.....	42
Figura 14: Assi e piani anatomici.....	44
Figura 15: Andamenti di flessione-estensione di pazienti parkinsoniani e sani	45
Figura 16: Elementi del sistema Vicon; telecamera con sorgente di raggi IR (a), marker passivo (b), Pedane di forza AMTI ORG6-7 (c), active wand (d)	49
Figura 17: Step dell'acquisizione dei dati tramite Vicon	50
Figura 18: Vista anteriore, posteriore e laterale del posizionamento dei marker nel Lower Limb Model	53
Figura 19: Prova di camminata lineare svolta in laboratorio	54
Figura 20: Prova di curva a destra di 90° svolta in laboratorio.....	55
Figura 21: Prova di step svolta in laboratorio	55
Figura 22: Schermata di Vicon Nexus raffigurante la ricostruzione della traiettoria per riempire i gap di un marker.....	57
Figura 23: Schermata di Vicon Nexus raffigurante l'individuazione degli eventi del ciclo del passo	58
Figura 24: Sistemi di riferimento globale e locale	60
Figura 25: Traiettorie marker LPSI lungo i tre assi e in funzione dei frame.....	63
Figura 26: Sistema di riferimento locale della pelvi	65
Figura 27: Sistema di riferimento locale del femore.....	65
Figura 28: Sistema di riferimento locale della tibia	66
Figura 29: Sistema di riferimento locale del piede	66
Figura 30: Confronto angoli anca sinistra	68
Figura 31: Confronto angoli anca destra	69
Figura 32: Confronto angoli ginocchio sinistro	69
Figura 33: Confronto angoli ginocchio destro	70
Figura 34: Confronto angoli caviglia sinistra.....	70
Figura 35: Confronto angoli caviglia destra.....	71
Figura 36: Verifica degli andamenti degli angoli di flessione-estensione delle articolazioni.....	74
Figura 37: Andamenti di flessione-estensione destri PRE delle articolazioni	76
Figura 38: Andamenti di flessione-estensione sinistri PRE delle articolazioni	77

Figura 39: Andamenti di flessione-estensione destri POST delle articolazioni.....	78
Figura 40: Andamenti di flessione-estensione sinistri POST delle articolazioni.....	79
Figura 41: Picchi più rilevanti degli andamenti di flessione-estensione di anca e ginocchio.....	82
Figura 42: Andamenti del parametro Step Length nei 5 pazienti nelle 12 sedute.....	92
Figura 43: Andamenti del parametro Stride Length nei 5 pazienti nelle 12 sedute	93
Figura 44: Andamenti del parametro Gait Speed nei 5 pazienti nelle 12 sedute	93
Figura 45: Andamenti del parametro Cadenza nei 5 pazienti nelle 12 sedute	94
Figura 46: Andamenti del parametro Single Support % globale nei 5 pazienti nelle 12 sedute	95
Figura 47: Andamenti del parametro Double Support % nei 5 pazienti nelle 12 sedute	96
Figura 48: Andamenti del Step Width nei 5 pazienti nelle 12 sedute	96
Figura 49: Andamenti dell'entropia approssimata dell'anca destra nei 5 pazienti nelle 12 sedute.....	97
Figura 50: Andamenti dell'entropia approssimata dell'anca sinistra nei 5 pazienti nelle 12 sedute.....	98
Figura 51: Andamenti dell'entropia approssimata del ginocchio destro nei 5 pazienti nelle 12 sedute.....	98
Figura 52: Andamenti dell'entropia approssimata del ginocchio sinistro nei 5 pazienti nelle 12 sedute.....	99
Figura 53: Andamenti del Range of Motion dell'anca destra nei 5 pazienti nelle 12 sedute.	100
Figura 54: Andamenti del Range of Motion dell'anca sinistra nei 5 pazienti nelle 12 sedute	101
Figura 55: Andamenti del Range of Motion del ginocchio destro nei 5 pazienti nelle 12 sedute	101
Figura 56: Andamenti del Range of Motion del ginocchio sinistro nei 5 pazienti nelle 12 sedute.....	102
Figura 57: Andamenti del Timing dei picchi dell'anca destra nei 5 pazienti nelle 12 sedute	103
Figura 58: Andamenti del Timing dei picchi dell'anca sinistra nei 5 pazienti nelle 12 sedute	103
Figura 59: Andamenti del Timing dei picchi del ginocchio destro nei 5 pazienti nelle 12 sedute.....	104
Figura 60: Andamenti del Timing dei picchi del ginocchio sinistro nei 5 pazienti nelle 12 sedute.....	104
Figura 61: Heatmap dei punteggi medi del questionario	106

Indice Tabelle

Tabella 1: MAE e RMSE per ogni asse.....	62
Tabella 2: MAE e RMSE del confronto	72
Tabella 3: Risultati analisi statistica dei parametri Spaziotemporali dei 5 pazienti. Nota: pp = punti percentuali.	92
Tabella 4: Risultati analisi statistica del parametro Entropia Approssimata dei 5 pazienti.....	97
Tabella 5: Risultati analisi statistica dei parametri cinematici dei 5 pazienti.....	100

Abstract

Il presente lavoro descrive uno studio pilota sperimentale finalizzato a valutare in modo oggettivo i possibili effetti di un percorso di Danzaterapia Clinica in soggetti affetti da malattia di Parkinson. Tale patologia è associata ad alterazioni motorie e non motorie, che influenzano la biomeccanica dei movimenti e la deambulazione, riducendo l'autonomia e la qualità di vita dei pazienti. Nonostante le evidenze scientifiche siano ridotte, la Danzaterapia Clinica è stata proposta come approccio riabilitativo complementare, con possibili benefici motori e psicosociali.

Per la realizzazione dello studio sono stati coinvolti cinque pazienti, sottoposti a dodici sedute svolte una volta a settimana e della durata di circa un'ora. In ciascuna seduta, i soggetti hanno eseguito delle prove di camminata lineare (di circa 4 metri), di curva a destra di 90° e di step, prima e dopo la singola lezione di Danzaterapia. I dati relativi alle prove sono stati acquisiti tramite il sistema optoelettronico Vicon di motion capture, secondo il protocollo Plug-in Gait, e sono stati successivamente post-processati con il software Vicon Nexus e tramite delle routine custom implementate in MATLAB. In particolare, sono stati ricavati gli andamenti di flessione-estensione degli angoli delle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia durante la camminata. Dalle prove registrate, sono stati estratti i parametri spazio-temporali e cinematici più informativi dell'analisi del cammino, ovvero la lunghezza del passo, la velocità del cammino, la cadenza, la larghezza dell'appoggio, la percentuale di appoggio singolo e doppio, le ampiezze medie degli angoli articolari e l'entropia approssimata.

Infine, sono stati effettuati dei test statistici per valutare l'effetto dell'intero ciclo delle dodici sedute di Danzaterapia. I risultati ottenuti, sebbene poco generalizzabili a causa dei limiti dello studio, tra cui la ridotta numerosità campionaria, le difficoltà pratiche nella raccolta dei dati e l'assenza di un protocollo standardizzato, consentono di formulare considerazioni intra-soggetto rilevanti.

L'entropia approssimata è risultata aumentata per tutte le articolazioni analizzate, suggerendo una minore rigidità del movimento, e, in modo coerente, si è anche osservato un incremento dell'escursione articolare dell'anca e un aumento della velocità di cammino media in tutti i pazienti. Si è inoltre rilevato un lieve incremento della larghezza dell'appoggio che, pur potendo rappresentare una strategia compensatoria indicativa di una minore stabilità percepita, potrebbe anche riflettere un adattamento funzionale nella riorganizzazione del pattern del cammino. Non sono invece state osservate variazioni statisticamente rilevanti nella lunghezza del passo, nella cadenza e nelle percentuali di singolo e doppio appoggio. Pur in assenza di variazioni marcate nei principali parametri spazio-temporali, gli effetti osservati sono modesti, compatibili con i limiti dello studio e costituiscono una base per studi futuri anche su campioni più numerosi.

Nel complesso, lo studio mostra come l'approccio quantitativo basato sull'analisi del cammino possa affiancare la valutazione clinica con misure oggettive e ripetibili, utili a monitorare possibili variazioni nel tempo in contesti patologici, suggerendo possibili benefici associati a interventi di supporto terapeutico, quali la Danzaterapia Clinica.

1 Stato dell'arte

1.1 La malattia del morbo di Parkinson

James Parkinson (1755–1824) fu un medico chirurgo e farmacista inglese che si distinse per un forte interesse verso la medicina, la salute pubblica e le scienze naturali. Nonostante operò in un periodo storico in cui non erano ancora disponibili strumenti diagnostici, grazie alla sua notevole capacità di osservazione clinica, riuscì a individuare i sintomi di una patologia fino ad allora non chiaramente definita. Nel 1817 Parkinson pubblicò la sua opera più celebre “*An Essay on the Shaking Palsy*”, un breve trattato che rappresenta la prima descrizione di quella che oggi è conosciuta come malattia di Parkinson. Egli descrisse sei casi clinici e identificò una sindrome caratterizzata da tremore a riposo, difficoltà nell’iniziare i movimenti volontari, alterazioni dell’andatura, progressiva perdita dell’autonomia motoria e la tendenza alla flessione in avanti del tronco e del capo, che sono ancora oggi riconosciute come caratteristiche cliniche fondamentali della malattia di Parkinson [1].

Nonostante egli non fu in grado di individuare una specifica origine cerebrale della patologia, la sua opera costituisce ancora oggi un riferimento fondamentale nella storia della neurologia e la descrizione precoce dei sintomi motori anticipò l’attuale interesse per la biomeccanica del movimento e l’impatto funzionale della malattia di Parkinson sulla qualità della vita.

La malattia di Parkinson (PD) è la seconda patologia neurodegenerativa più diffusa dopo la malattia di Alzheimer e colpisce circa lo 0,3% della popolazione generale e l’1% della popolazione sopra i 60 anni [2]. Inoltre, è la condizione neurologica a più rapida crescita, con un raddoppio dei casi registrato tra il 1995 e il 2015 e un ulteriore raddoppio previsto entro il 2030 [3], causando un crescente impatto sociale ed economico. Nonostante i grandi progressi in ambito medico e scientifico, molti aspetti relativi alle cause, alla diagnosi e alla cura della malattia di Parkinson risultano ancora poco chiari.

Tradizionalmente, il Parkinson è associato a sintomi motori caratteristici, quali tremore a riposo, rigidità, bradicinesia e instabilità posturale. Tuttavia, quasi tutti i pazienti affetti da Parkinson presentano anche numerosi sintomi non motori, spesso altrettanto invalidanti e in grado di compromettere in modo significativo la qualità della vita [4], quali alterazioni sensoriali, disturbi del sonno, disfunzioni autonome, affaticamento e alterazioni dell’umore, depressione, stati d’ansia, dolore di diversa entità e infine demenza.

Dal punto di vista fisiopatologico, il Parkinson è una malattia neurodegenerativa caratterizzata da una precoce e progressiva perdita dei neuroni dopaminergici (cellule nervose che producono dopamina) nella substantia nigra pars compacta, cioè la regione del mesencefalo che fa parte dei gangli della base e che è coinvolta nel controllo del movimento, del tono muscolare e della postura. Un altro processo che si osserva è l’accumulo di α -sinucleina aggregata (forma patologica di una proteina neuronale) in specifiche regioni del tronco encefalico, del midollo spinale e della corteccia. Questi processi a livello encefalico determinano infatti una riduzione dei livelli di dopamina nei gangli della base e danno origine al tipico disturbo del movimento associato alla malattia [5]. Tuttavia, i meccanismi patogenetici responsabili della perdita selettiva dei neuroni dopaminergici tipica della malattia, non sono ancora completamente chiariti.

Il Parkinson ha una potenziale causalità multifattoriale, in quanto, nonostante il principale fattore di rischio noto per lo sviluppo della patologia sia l'età, la maggior parte dei casi di malattia di Parkinson sembra derivare da una complessa interazione tra fattori ambientali, stili di vita e variabilità genetica, soprattutto in soggetti con predisposizione ereditaria [3]. Tra i fattori non genetici, alcuni studi epidemiologici hanno identificato come importanti fattori di rischio eventuali traumi cranici e l'esposizione a pesticidi, erbicidi, sostanze chimiche industriali e metalli pesanti, con una maggiore vulnerabilità quindi nei lavoratori agricoli e industriali. In particolare, l'osservazione che l'iniezione di sostanze contaminate dalla neurotossina MPTP (*1-metil-4-fenil-1,2,3,6-tetraidropiridina*) potesse indurre sintomi parkinsoniani ha rafforzato l'ipotesi di un coinvolgimento di tossine ambientali [6].

Al contrario, alcuni studi hanno evidenziato un'associazione inversa tra rischio di Parkinson e il fumo, il consumo di caffè, l'uso di farmaci antinfiammatori non steroidei e l'attività fisica; infatti, nicotina, caffeina e esercizio fisico aumentano il rilascio di dopamina ma i meccanismi biologici alla base di questa associazione non sono del tutto chiari e non spiegano completamente la causalità [7]. Bisogna comunque sottolineare che gli effetti negativi del fumo sulla salute superano ampiamente qualsiasi potenziale beneficio in relazione alla malattia [8].

Il contributo genetico è supportato dall'aumento del rischio in presenza di una storia familiare positiva (nonostante non sia stato possibile identificare un chiaro modello di ereditarietà) e dalla scoperta di forme monogeniche di Parkinson, che, nonostante rappresentino una minoranza dei casi, esse rivestono un ruolo cruciale per la comprensione dei meccanismi patogenetici. Ad oggi sette geni sono riconosciuti come cause monogeniche di Parkinson: quattro sono associati a forme a esordio tardivo e a trasmissione autosomica dominante (LRRK2, CHCHD2, VPS35 e SNCA), mentre tre sono responsabili di forme a esordio precoce e a trasmissione autosomica recessiva (PARKIN, DJ1 e PINK1) [6].

Il gene SNCA, che codifica per l' α -sinucleina, è stato il primo a essere associato alla malattia e le sue mutazioni sono associate a una progressione più rapida e presenza di marcati sintomi non motori come un rapido declino cognitivo. Mutazioni in LRRK2 rappresentano una delle cause più comuni di Parkinson genetico: infatti la mutazione più comune è la Gly2019Ser e per chi la eredita, il rischio di sviluppare la malattia è stimato intorno al 28% prima dei 60 anni, ma aumenta fino a circa 74% a 79 anni [1]. Le mutazioni in PARKIN e PINK1 sono tipicamente responsabili di forme autosomiche recessive a esordio precoce [3]. Infine, un ruolo rilevante è attribuito al gene GBA, le cui mutazioni sono presenti in circa il 5–15% dei pazienti con Parkinson, rendendolo il più frequente e importante fattore genetico di rischio noto per il Parkinson sporadico. Studi clinici hanno evidenziato che i pazienti portatori di mutazioni GBA presentano un decorso più severo della malattia, con maggiore compromissione cognitiva [5].

Dal punto di vista epidemiologico, la prevalenza del Parkinson risulta più elevata in Europa, in America, in Asia orientale e Asia meridionale rispetto ad Africa e Paesi arabi. Le differenze di prevalenza osservate tra diverse popolazioni e contesti culturali sono di grande interesse dal punto di vista eziologico, poiché potrebbero riflettere diverse esposizioni ambientali o una differente distribuzione di fattori genetici di suscettibilità [6].

I risultati indicano che l'incremento di incidenza e prevalenza è stato particolarmente pronunciato nei Paesi con un indice di sviluppo sociodemografico medio-alto e alto. Questa differenza riflette sia l'impatto delle condizioni socioeconomiche, come l'industrializzazione e l'inquinamento atmosferico, sia la maggiore disponibilità di sistemi sanitari e strumenti

diagnostici avanzati nei Paesi più sviluppati. Nei paesi a basso sviluppo, invece, il peso reale della malattia potrebbe essere sottostimato a causa di sottodiagnosi e carenze nei sistemi di sorveglianza sanitaria [7].

Uno studio condotto nel 2021 ha analizzato incidenza, prevalenza e andamento della malattia di Parkinson dal 1990 al 2021, utilizzando i dati del Global Burden of Disease Study 2021 e includendo 204 Paesi e cinque livelli di Indice Socio-Demografico (SDI), con una stratificazione per sesso ed età [7]. Nel 2021 si sono registrati circa 0,13 milioni di nuovi casi incidenti, con un incremento del 220% rispetto al 1990. Nel corso di una sola generazione, il carico globale della malattia è più che raddoppiato, principalmente a causa dell'aumento del numero di persone anziane, ma probabilmente anche per una maggiore durata della malattia e per il contributo di fattori ambientali. Le proiezioni indicano un ulteriore e significativo aumento del peso del Parkinson negli anni futuri, con una previsione di aumento dei casi superiore al 50% entro il 2030 [8].

L'età rappresenta il principale fattore di rischio: i 60 anni sono l'età media di esordio della malattia, con un incremento quasi esponenziale della prevalenza e dell'incidenza fino a un picco oltre gli 80 anni. La durata media della malattia dalla diagnosi al decesso è di circa 15 anni, con un rapporto di mortalità indicato come 2:1 [1]. La maggior parte dei pazienti con Parkinson non muore direttamente a causa della malattia, ma per complicanze ad essa correlate, come polmoniti da aspirazione, infezioni respiratorie, demenza, malattie cardiovascolari e neoplasie [7]. La prevalenza standardizzata per età risulta circa 1,4 volte più elevata negli uomini rispetto alle donne, un rapporto già presente nel 1990 e rimasto sostanzialmente stabile nel tempo. Questa differenza di genere potrebbe essere parzialmente spiegata da diverse esposizioni ambientali, più frequenti negli uomini [8].

Alla luce della complessità eziologica del Parkinson, lo studio sottolinea la necessità di rafforzare la ricerca sulle cause della malattia, migliorare le strategie preventive e sviluppare interventi terapeutici mirati. In particolare, nei Paesi e nelle regioni con risorse limitate è fondamentale potenziare l'accesso a diagnosi e cure per affrontare in modo più efficace questa crescente sfida sanitaria globale e migliorare la qualità di vita dei pazienti [7].

1.1.1 Fisiopatologia

Dal punto di vista neuropatologico, il Parkinson è caratterizzato dalla presenza di accumuli/aggregati intraneuronali della proteina alfa-sinucleina aggregata e mal ripiegata (forma anomala), note come corpi di Lewy, localizzate principalmente nei neuroni della pars compacta della substantia nigra, con conseguente perdita progressiva dei neuroni dopaminergici. I corpi di Lewy e la conseguente perdita neuronale si riscontrano anche in altre aree del sistema nervoso centrale e periferico, in particolare a livello del sistema nervoso autonomo, spiegando la comparsa di numerosi sintomi non motori oltre ai classici segni motori della patologia [2].

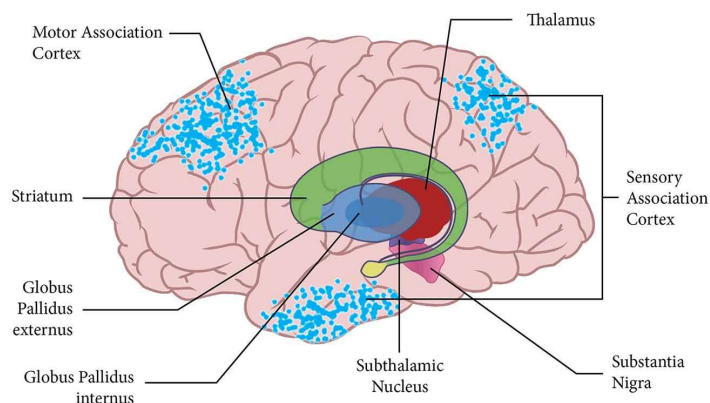


Figura 1: Gangli della base

Il principale sito di alterazione funzionale della malattia sono i gangli della base, che sono un insieme di strutture del cervello che costituiscono un circuito neurale e che modulano e coordinano il movimento; tale circuito origina dalla corteccia e vede come principali componenti lo striato (punto di ingresso delle afferenze corticali), il globo pallido, il talamo e la substantia nigra, la quale è formata dalla pars compacta (SNpc) e dalla pars reticulata (SNpr). I segnali neurali dopo aver attraversato queste strutture tornano alla corteccia frontale. La dopamina, rilasciata dai neuroni della substantia nigra pars compacta, svolge un ruolo cruciale nel modulare l'attività delle cellule striatali e, di conseguenza, l'intero circuito dei gangli della base e della corteccia motoria, rendendo i movimenti fluidi e automatici. Nel Parkinson, con la degenerazione dei neuroni dopaminergici della SNpc, diminuisce la dopamina nello striato e si perde l'equilibrio tra i circuiti dei gangli della base, causando movimenti eccessivamente inibiti, rigidità, difficoltà nei movimenti automatici e alterazioni posturali.

Negli ultimi anni, nuovi studi hanno ampliato la comprensione della patologia del Parkinson, suggerendo che il processo neurodegenerativo possa iniziare al di fuori del sistema nervoso centrale, in particolare a livello gastrointestinale, nel sistema nervoso enterico (ENS), e poi diffondersi al sistema nervoso centrale attraverso il nervo vago. L'ENS rappresenta la componente più estesa del sistema nervoso autonomo ed è costituito da centinaia di milioni di neuroni deputati alla regolazione delle funzioni gastrointestinali. Nell'ENS è presente una popolazione cellulare specifica, le cellule gliali enteriche (Enteric Glial Cells, EGC), localizzate nella parete intestinale e fondamentali per il mantenimento dell'omeostasi gastrointestinale; in condizioni fisiologiche, le EGC rimangono inattive, ma se la barriera intestinale risulta compromessa, con relativo aumento della permeabilità ("leaky gut"), i batteri presenti nel lume sono in grado di attraversare la barriera intestinale e questo innesca una risposta neuroinfiammatoria da parte delle EGC; una loro attivazione prolungata porta a un aumento della produzione di una proteina mal ripiegata, l' α -sinucleina. Quest'ultima, con l'enzima proteolitico AEP cliva e la proteina Tau, forma dei complessi in grado di attraversare facilmente le membrane cellulari, che migrano dall'ENS al cervello attraverso il nervo vago, dove inducono ulteriore produzione endogena di α -sinucleina patologica, favorendo la formazione dei corpi di Lewy e la morte dei neuroni dopaminergici [9].

Questi studi hanno infatti identificato due possibili fenotipi della malattia: una forma "body-first", con iniziale coinvolgimento intestinale e cardiaco, e una forma "brain-first", con esordio primario a livello del sistema nigrostriatale, quest'ultima potenzialmente più legata a fattori genetici. Il legame tra i processi patologici precoci a livello intestinale e la successiva

neurodegenerazione cerebrale e il ruolo causale del microbioma resta tuttavia oggetto di ulteriori ricerche, soprattutto relative all'ipotesi che la patogenesi del Parkinson possa essere prevenuta o rallentata intervenendo precocemente sull'asse intestino–cervello modulando il microbiota intestinale, riducendo la permeabilità della barriera intestinale e limitando l'attivazione neuroinfiammatoria a livello enterico [10].

1.1.2 Sintomatologia e alterazioni posturali

Sintomi motori

Dal punto di vista clinico, le quattro caratteristiche motorie principali associate alla malattia sono: tremore a riposo, rigidità, acinesia/bradicinesia e instabilità posturale. Tra le manifestazioni “classiche” del parkinsonismo vengono inoltre spesso incluse la postura flessa e il freezing (blocchi motori).

Tra i singoli sintomi, la *bradicinesia* rappresenta il segno più caratteristico del Parkinson, pur potendo comparire anche in altre condizioni. Essa include difficoltà nella pianificazione, avvio ed esecuzione dei movimenti, con rallentamento nelle attività motorie e quotidiane. Altri segni associati sono riduzione dei movimenti spontanei e della gestualità, deglutizione inefficace, disartria monotona e ipofonica, perdita dell'espressività facciale (ipomimia) e ridotto oscillamento delle braccia durante il cammino. Pur non essendo completamente chiarita, è la caratteristica più correlata al grado di deficit dopaminergico, cioè una ridotta capacità di attivare adeguatamente i muscoli per avviare e mantenere movimenti ampi e rapidi.

Il *tremore a riposo* è spesso il sintomo più facilmente riconoscibile; tipicamente è monolaterale, con frequenza di 4–6 Hz, e interessa soprattutto i segmenti distali degli arti. Può coinvolgere anche labbra, mento, mandibola e gambe, mentre raramente interessa testa/collo o voce; il tremore a riposo tende a ridursi con l'azione e durante il sonno. Molti pazienti presentano anche un tremore posturale, talvolta più invalidante, e che può essere “riemergente”, cioè con comparsa ritardata dopo l'assunzione della posizione con braccia estese. La presenza del tremore durante la malattia: in uno studio è stato riportato nel 69% dei pazienti all'esordio e nel 75% nel corso della patologia [11].

La *rigidità* consiste in un aumento della resistenza al movimento passivo e può interessare sia i distretti prossimali (collo, spalle, anche) sia quelli distali (polso, caviglie). Può associarsi a dolore e in particolare il dolore alla spalla è talvolta una delle prime manifestazioni, spesso inizialmente confusa con patologie muscolo-scheletriche (artrite, borsite, lesioni della cuffia dei rotatori). La rigidità assiale può contribuire a deformità posturali e, più tardi, a postura flessa del collo e del tronco [11].

L'*instabilità posturale*, dovuta alla perdita dei riflessi posturali, è generalmente tipica degli stadi avanzati e rappresenta, insieme al freezing, una delle principali cause di cadute e quindi di complicanze come fratture di femore. Anche fattori psicologici, come la paura di cadere, possono peggiorare ulteriormente il controllo dell'equilibrio. Il freezing (blocchi motori) è una forma di acinesia estremamente disabilitante che colpisce soprattutto le gambe durante il cammino, ma può interessare anche braccia e palpebre. Si manifesta come incapacità improvvisa e transitoria di muoversi, con importanti conseguenze sociali e cliniche e tende a peggiorare nello stato “OFF” dalle medicazioni [11].

Alterazioni posturali

Tra i sintomi motori della malattia di Parkinson (PD), quelli legati all'alterazione del controllo posturale, sia statico che dinamico, risultano particolarmente complessi e non ancora completamente chiari. Modificazioni posturali sottili possono manifestarsi già nelle fasi iniziali della malattia, ma in genere, la disfunzione posturale diventa clinicamente rilevante nelle fasi più avanzate del Parkinson [12]. Nel corso degli anni, è diventato sempre più evidente che i disturbi posturali, ossei e articolari costituiscono aspetti clinici comuni e invalidanti, che causano dolore dorsale, riduzione della capacità polmonare e in generale riduzione della qualità della vita [13].

Studi precedenti hanno evidenziato che i pazienti con Parkinson, quando assumono una posizione eretta "normale", mostrano una maggiore instabilità posturale, oscillazione e tendenza a cadute quando esposti a disturbi esterni rispetto ai soggetti sani. Questo si suppone sia dovuto principalmente ai seguenti motivi: innanzitutto alla rigidità muscolare, dove una ipertonìa dei muscoli assiali può contribuire in modo rilevante all'instabilità dell'equilibrio, all'aumento del rischio di cadute, a una restrizione dei pattern di cammino e a una riduzione della mobilità complessiva; si è inoltre supposto che l'acquisizione della postura anomala sia una strategia compensatoria per prevenire le cadute all'indietro, migliorando la stabilità durante la postura eretta. Le posture flessorie e asimmetriche potrebbero quindi rappresentare non solo una conseguenza della malattia, ma anche un adattamento funzionale volto a ridurre l'instabilità posturale in condizioni statiche [9]. Infine, nel controllo posturale, giocano un ruolo importante eventuali deficit sensoriali, un'alterata integrazione centrale delle informazioni e un'anomala elaborazione del feedback propriocettivo che sono spesso riscontrati nei pazienti e gli impediscono di generare risposte posturali adeguate alle perturbazioni esterne [14].

La deformità statica più comunemente riconosciuta è la classica postura flessa, caratterizzata da flessione di anche e ginocchia e incurvamento delle spalle. Alterazioni statiche più gravi, che compromettono l'allineamento della colonna vertebrale e determinano una disabilità significativa, includono cifoscoliosi, camptocormia, sindrome di Pisa e sindrome della testa cadente [14].

La *postura flessa* è una deformità posturale assiale caratterizzata da una moderata flessione del tronco e delle ginocchia, con gomiti flessi e arti superiori addotti. Questa postura è stata associata a lesioni del globo striato, suggerendo un ruolo fondamentale dei gangli della base nel mantenimento della postura assiale. Già James Parkinson nel 1817 la associò a una manifestazione classica della malattia e la descrisse come una "tendenza alla flessione in avanti del tronco" con il mento piegato verso lo sterno [12]. Infatti, a questa postura è spesso associata la *sindrome della testa cadente*, caratterizzata da una marcata flessione del collo con deformità "mento-sul-torace".

Tra i disturbi posturali della colonna vertebrale, la *cifoscoliosi* rappresenta una combinazione di ipercifosi e scoliosi, caratterizzata da un'eccessiva curvatura antero-posteriore e laterale della colonna vertebrale, soprattutto in direzione controlaterale rispetto al lato prevalentemente colpito dai sintomi motori della malattia.

Un'altra alterazione posturale rilevante è la *camptocormia*, definita come una marcata flessione della colonna toraco-lombare, che peggiora durante la deambulazione, migliora in posizione seduta e scompare in posizione supina. La sua patogenesi è multifattoriale e coinvolge

alterazioni dei gangli della base e dei circuiti associati, deficit propriocettivi, perdita dei riflessi posturali, rigidità e distonia. La camptocormia è oggi riconosciuta come una manifestazione relativamente frequente nei disturbi parkinsoniani, con una prevalenza nel Parkinson variabile tra il 3% e il 17,6%. Dal punto di vista terapeutico, essa risulta spesso resistente ai farmaci antiparkinsoniani, rendendo la gestione clinica particolarmente complessa [13].

La *sindrome di Pisa*, o pleurotono, è caratterizzata da una flessione laterale del tronco (pari o superiore a 10° in stazione eretta) e del capo associata a rotazione assiale del busto, con un assetto posturale inclinato che ricorda la Torre di Pisa. Tale postura peggiora in posizione seduta o eretta e tende a risolversi in posizione supina. Con il progredire della condizione possono comparire dolore, instabilità del cammino, cadute frequenti e difficoltà respiratorie; tuttavia, la fisiopatologia della sindrome rimane in larga parte non chiarita [13].

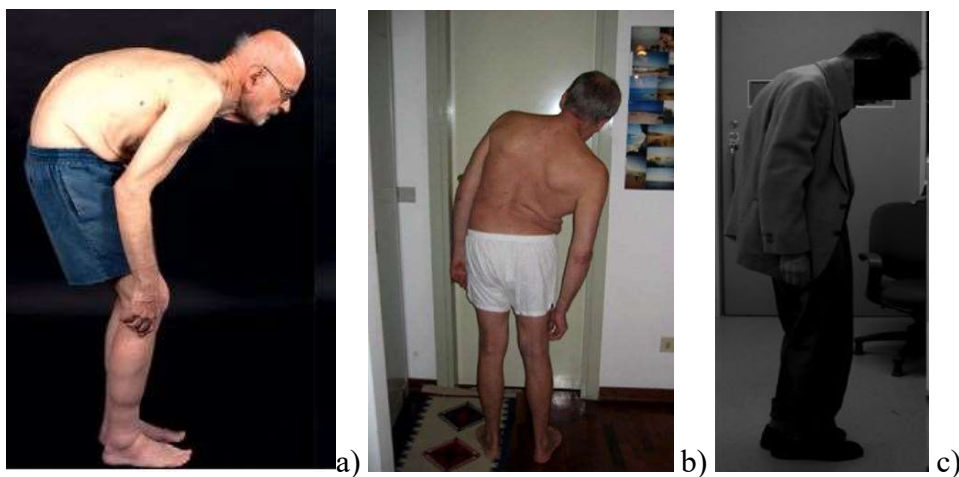


Figura 2: Alterazioni posturali: camptocormia (a), sindrome di Pisa (b) e sindrome della testa cadente (c)

Oltre ai disturbi posturali, la malattia di Parkinson è frequentemente associata a patologie ossee, in particolare all'osteoporosi, una condizione caratterizzata da ridotta massa ossea e deterioramento della microarchitettura scheletrica. Nei pazienti parkinsoniani, il rischio di osteoporosi è significativamente aumentato e risulta correlato a fattori quali immobilità, ridotto indice di massa corporea e carenza di vitamina D. Di conseguenza, il rischio di fratture ossee è più elevato rispetto alla popolazione generale anziana [13].

La malattia di Parkinson coinvolge anche numerosi disturbi articolari; un esempio ne è la spalla congelata (frozen shoulder o capsulite adesiva), che può comparire anche uno o due anni prima dell'esordio dei sintomi motori tipici e viene pertanto considerata una possibile manifestazione premotoria della malattia. Essa si caratterizza per dolore progressivo, limitazione del range articolare attivo e passivo, disturbi del sonno e riduzione funzionale dell'arto superiore. La riabilitazione fisica rappresenta un trattamento fondamentale, in grado di ridurre il dolore, migliorare la mobilità e ripristinare la funzione dell'articolazione [13].

Un altro aspetto frequente nei pazienti è la distonia, cioè un disturbo del movimento caratterizzato da contrazioni muscolari involontarie che determinano posture anomale, movimenti ripetitivi, rigidità articolare e dolore; tale disturbo è associato a un'alterazione del

controllo motorio centrale, in particolare dei circuiti dei gangli della base. Essa può rappresentare una comorbidità della malattia o un effetto collaterale della terapia dopaminergica [13].

Nel complesso, il deficit posturale risponde poco alla terapia con farmaci dopaminergici e questo può essere spiegato dal fatto che, al momento della comparsa delle deformità posturali e dell'instabilità, i pazienti si trovano spesso in uno stadio avanzato della malattia, caratterizzato da sintomi notoriamente poco responsivi alla terapia. La stimolazione subtalamica dei gangli della base rappresenta un'opzione terapeutica nei pazienti con PD avanzata e consente un miglioramento significativo dei sintomi motori cardinali e delle attività della vita quotidiana, ma meno dei sintomi assiali quali postura, equilibrio, freezing, cadute e instabilità posturale. Infine, nella maggior parte dei casi, la riabilitazione fisioterapica e l'attività fisica rappresentano l'intervento più efficace per il miglioramento della disfunzione posturale, in particolare, l'allenamento ripetitivo dei passi compensatori e i programmi di esercizi mirati al miglioramento dell'equilibrio e della forza muscolare [12].

Sintomi non motori

I sintomi non motori (Non-Motor Symptoms, NMS) sono oggi riconosciuti come componenti estremamente frequenti e rilevanti della malattia di Parkinson (PD) e possono manifestarsi in tutte le fasi della patologia, inclusa la fase premotoria; essi sono probabilmente associati alla degenerazione di strutture del sistema nervoso, incluso il sistema nervoso autonomo periferico. Questi sintomi influenzano in modo significativo la qualità della vita, il rischio di istituzionalizzazione e la progressione della disabilità. Studi hanno dimostrato che i NMS sono presenti nel 100% dei pazienti con fluttuazioni motorie. È importante, tuttavia, considerare che alcuni NMS sono frequenti anche nella popolazione anziana sana, con una prevalenza stimata tra il 68% e l'88%, il che impone cautela nell'attribuire automaticamente tali sintomi alla patologia. Nonostante ciò, i pazienti con Parkinson tendono a presentare un numero maggiore e una maggiore varietà di NMS, alcuni dei quali possono comparire anni o addirittura decenni prima dell'esordio dei classici sintomi motori [15].

I principali sintomi non motori osservati nei pazienti sono: depressione, apatia e ansia, manifestazioni psicotiche, demenza, disturbi del sonno, alterazioni sensoriali, dolore, disfunzioni autonome, affaticamento, alterazioni dell'umore e declino cognitivo [11]. Le alterazioni cognitive e neurocomportamentali possono risultare tanto disabilitanti quanto i sintomi motori: in particolar modo la demenza rappresenta una complicanza particolarmente rilevante, con una prevalenza che può raggiungere l'83% nei pazienti con una durata di malattia di circa 20 anni [5].

La *depressione* rappresenta uno dei disturbi non motori più comuni nella malattia di Parkinson (PD), colpisce circa il 30–40% dei pazienti ed è spesso associata a una disfunzione dei sistemi serotoninergici, anche se migliorabile con un'adeguata terapia dopaminergica e farmaci antidepressivi. Recenti evidenze suggeriscono anche un potenziale beneficio della stimolazione magnetica transcranica [15]. La depressione può essere spesso sottodiagnosticata, poiché alcuni sintomi tipici del disturbo depressivo possono essere erroneamente attribuiti alla progressione della malattia stessa, indipendentemente dalla coesistenza di una condizione depressiva [16].

Le *manifestazioni psicotiche*, come allucinazioni e deliri, interessano una percentuale significativa di pazienti e sono spesso correlate al trattamento dopaminergico. La gestione

prevede una riduzione graduale dei farmaci, privilegiando inizialmente la riduzione degli agonisti dopaminergici. La *demenza* associata al Parkinson è caratterizzata da deficit cognitivi e disturbi comportamentali, con una prevalenza che aumenta con la durata e la gravità della malattia. Alcuni farmaci, come la rivastigmina, hanno mostrato benefici sui sintomi cognitivi e comportamentali, sebbene le evidenze restino complessivamente limitate [2].

I *disturbi del sonno* rappresentano una delle manifestazioni non motorie più diffuse, con una prevalenza che può raggiungere il 90% dei pazienti; le cause sono multifattoriali e includono rigidità e bradicinesia notturna, effetti collaterali dei farmaci e movimenti periodici degli arti. Le forme più comuni sono la frammentazione del sonno, caratterizzata da frequenti risvegli notturni, e in particolare il disturbo comportamentale del sonno REM (RBD), caratterizzato dalla perdita dell'atonia muscolare durante il sonno REM [15].

Il *dolore* è un altro sintomo non motorio spesso sottovalutato ma molto comune e che ha un impatto rilevante sulla qualità della vita; è riscontrato in circa il 76% dei pazienti ma risulta che il 50% di essi non riceva alcuna terapia analgesica. Il dolore viene classificato in diverse categorie: dolore muscoloscheletrico (correlato a rigidità, deformità scheletriche e alterazioni posturali), dolore neuropatico (associato a lesioni radicolari o neuropatie periferiche), dolore distonico (legato alle fluttuazioni della terapia dopaminergica), dolore parkinsoniano centrale e discomfort akatetico (presente durante le fasi di "off" o come effetto collaterale farmacologico) [17]. Dal punto di vista fisiopatologico il danno nigrostriatale ai gangli della base, che svolgono un ruolo fondamentale nella modulazione degli stimoli nocicettivi, può contribuire in modo significativo all'alterata percezione del dolore. Il trattamento del dolore nel Parkinson dipende dalla sua origine e può includere terapie farmacologiche, iniezioni di tossina botulinica, fisioterapia e un approccio multidisciplinare con il coinvolgimento di specialisti del dolore [4].

Le *disfunzioni del sistema nervoso autonomo* e le *alterazioni sensoriali* sono molto comuni nel Parkinson, possono interessare quasi tutti i sistemi e possono talvolta essere un segno di esordio della malattia, comparando molti anni prima della diagnosi motoria; ne sono un esempio l'ipotensione ortostatica, le alterazioni della sudorazione, le disfunzioni sfinteriche e gastrointestinali, il deficit olfattivo e la disfunzione erettile e bulbare. In particolare, l'ipotensione ortostatica è una condizione caratterizzata da una riduzione significativa della pressione arteriosa che può causare capogiri e svenimenti ed è sempre dovuta alla neurodegenerazione [15].

Infine, la *fatica* è un sintomo spesso sottovalutato ma estremamente invalidante, descritto dai pazienti come una sensazione persistente di stanchezza o esaurimento, rendendola uno dei sintomi con maggiore impatto sulla qualità della vita, indipendentemente dalla gravità dei sintomi motori.

In uno studio condotto e revisionato nell'articolo "Parkinson's Disease Symptoms: The Patient's Perspective" [18], sono stati valutati 265 pazienti affetti da malattia di Parkinson, ai quali è stato chiesto di indicare i sintomi più disturbanti sperimentati negli ultimi sei mesi, con l'obiettivo di approfondire l'impatto della malattia sulla qualità della vita. I pazienti sono stati suddivisi in due gruppi in base alla durata della malattia: Parkinson in fase precoce (meno di 6 anni dall'esordio dei sintomi) e Parkinson in fase avanzata (6 anni o più).

Nel gruppo con Parkinson in fase precoce, i cinque disturbi più frequentemente riportati, in ordine decrescente, sono risultati essere lentezza dei movimenti, tremore, rigidità, dolore e

perdita dell'olfatto e/o del gusto. Nei pazienti con Parkinson in fase avanzata, invece, i sintomi più disturbanti sono risultati la risposta fluttuante alla terapia farmacologica (in particolare il fenomeno del *wearing-off*, seguito dalle discinesie), le alterazioni dell'umore, la scialorrea, i disturbi del sonno e il tremore. In generale, i risultati evidenziano come l'esperienza della malattia di Parkinson sia estremamente eterogenea e come, con l'avanzare della patologia, i problemi percepiti come più invalidanti dai pazienti siano sempre meno legati ai sintomi motori classici e sempre più ai sintomi non motori e alla ridotta efficacia della terapia [18].

1.1.3 Tecniche di diagnosi

La diagnosi accurata della malattia di Parkinson (PD) rimane una sfida clinica rilevante e oggetto di ricerca; la complessità della diagnosi è soprattutto dovuta al fatto che le manifestazioni cliniche della PD possono sovrapporsi a quelle di altre patologie neurodegenerative e alla difficoltà di individuare la malattia nelle fasi iniziali [19]. Una diagnosi definitiva di Parkinson può essere stabilita solo post-mortem, attraverso l'identificazione delle tipiche alterazioni neuropatologiche, cioè accumuli di α -sinucleina sotto forma di corpi e neuriti di Lewy [20].

Poiché al giorno d'oggi non esiste un test diagnostico definitivo, affidabile e facilmente applicabile su larga scala per la diagnosi di malattia di Parkinson (PD), l'identificazione della patologia si basa principalmente su criteri clinici. I segni cardinali includono tremore a riposo, bradicinesia, rigidità e perdita dei riflessi posturali; la presenza e le modalità di presentazione di queste caratteristiche sono utilizzate per distinguere il Parkinson idiopatico da altri disturbi parkinsoniani. Oltre ai segni principali, possono essere presenti numerosi sintomi aggiuntivi: manifestazioni motorie secondarie (come disfagia, micrografia, andatura a piccoli passi, freezing, distonia e riflesso glabellare), e sintomi non motori (disfunzioni autonomiche, alterazioni cognitive e comportamentali, disturbi del sonno e alterazioni sensoriali) [11]. Un esordio asimmetrico dei sintomi e una buona risposta al farmaco levodopa rappresentano elementi di supporto alla diagnosi [6].

Oltre a criteri clinici sono presenti altri strumenti diagnostici importanti, attualmente utilizzati e in fase di ulteriore sviluppo, nonostante il loro impiego resta limitato su larga scala. Le principali tecniche sono: la risonanza magnetica, tecniche di neuroimaging avanzato quali la tomografia computerizzata a emissione di fotone singolo (SPECT) e la PET, biomarcatori diagnostici e test genetici.

Per quanto riguarda l'imaging strutturale del mesencefalo, il vero valore della *risonanza magnetica (MRI)* risiede nella capacità di distinguere la PD dalle forme atipiche di parkinsonismo. Infatti, la MR convenzionale e la MR ad alto campo (a 7 Tesla) sono strumenti fondamentali per identificare lesioni strutturali e alterazioni della morfologia della substantia nigra. Ulteriori tecniche avanzate come la magnetisation transfer MRI permettono di rilevare una riduzione del contenuto di melanina nella substantia nigra, mentre la risonanza magnetica con diffusione e tensor imaging (DTI) è in grado di individuare una perdita di anisotropia del flusso dell'acqua a livello nigral, indice di alterazione microstrutturale [20]. Sebbene alcune alterazioni strutturali presentino elevata specificità, la sensibilità complessiva della MRI rimane tuttavia moderata (circa 60–80%) [21].

Relativamente alle tecniche di medicina nucleare, la *tomografia a emissione di positroni (PET)*, la *tomografia a emissione di fotone singolo (SPECT)* e in particolar modo la *DAT-SPECT* (SPECT specializzata che studia in modo mirato il trasportatore della dopamina), sono ampiamente utilizzate per studiare la funzione dei terminali dopaminergici presinaptici a livello striatale, sia nella PD tipica sia nei parkinsonismi atipici. La riduzione della captazione dei traccianti dopaminergici nello striato rappresenta un marcatore funzionale sensibile della perdita dopaminergica e fornisce un valido supporto per confermare o escludere una diagnosi di parkinsonismo associato a deficit dopaminergico striatale [20]. Sono tuttavia tecniche con un impiego clinico ridotto a causa dei costi elevati e della scarsa disponibilità.



Figura 3: DAT-SPECT di paziente sano e parkinsoniano con evidente deterioramento neuronale

Attualmente, *i test genetici* risultano utili solo in casi selezionati, in quanto sette geni sono stati chiaramente associati alla malattia: quattro responsabili di forme autosomiche dominanti (α -sinucleina, UCHL1, NURR1, LRRK2) e tre di forme autosomiche recessive (DJ-1, PINK1 e parkin). Le mutazioni dei geni LRRK2 e parkin rappresentano gli unici potenziali target di screening genetico nei pazienti con PD sporadica a esordio tardivo, nonostante la probabilità di individuare mutazioni di questi geni prima dei 45 anni è inferiore al 5% [21].

I *biomarcatori* sono indicatori biologici che riflettono processi fisiologici o patologici e relativamente al Parkinson sono degli strumenti precoci e non invasivi; essi sono in via di sviluppo per riconoscere la malattia prima che i sintomi clinici siano evidenti, monitorarne la progressione e valutare l'effetto delle terapie. La diagnosi della malattia sta progressivamente evolvendo da esclusivamente clinica a una entità diagnostica supportata da biomarcatori [19].

Tuttavia, nella pratica clinica quotidiana, gli errori diagnostici sono frequenti, con tassi di errore compresi tra il 15% e il 24. La difficoltà maggiore consiste nella diagnosi differenziale precoce tra PD e parkinsonismi atipici, un gruppo eterogeneo di patologie neurodegenerative accomunate dalla presenza di una sindrome parkinsoniana [19]. La presenza di comorbidità, come le lesioni cerebrovascolari frequentemente osservate al neuroimaging, può complicare ulteriormente il processo diagnostico, poiché tali lesioni possono determinare manifestazioni cliniche simili a quelle del Parkinson [20].

Negli studi epidemiologici esistono due principali tipi di errore diagnostico. Il primo è la sovradiagnosi (falsi positivi), che può derivare dalla classificazione errata di altre patologie neurodegenerative. Il secondo è la sottodiagnosi (falsi negativi), che si verifica quando le persone affette attribuiscono i sintomi all'invecchiamento "normale", non si rivolgono ai servizi sanitari o non hanno accesso alle cure [3].

Una diagnosi corretta della malattia di Parkinson (PD) è fondamentale sia per motivi prognostici e terapeutici, sia per garantire l'affidabilità della ricerca clinica. Gli elevati tassi di errore riportati negli studi clinicopatologici sottolineano la necessità di test diagnostici aggiuntivi per migliorare l'accuratezza della diagnosi differenziale e continuo sviluppo delle tecniche sopra citate.

1.1.4 Impatto sulla qualità della vita

Un'adeguata pianificazione delle risorse sanitarie per pazienti affetti da patologie neurologiche croniche, come la malattia di Parkinson (PD), richiede una conoscenza approfondita dell'impatto della malattia sulla qualità della vita (Quality of Life, QoL). Le scale cliniche tradizionali consentono di quantificare la gravità dei sintomi, ma non sono sufficienti a cogliere pienamente l'effetto globale della malattia sul benessere generale del paziente. A tale scopo, l'impiego di strumenti specifici per la valutazione della QoL si è dimostrato fondamentale [22]. La QoL è un costrutto multidimensionale, che comprende almeno tre grandi domini: fisico, mentale e sociale. Nei pazienti con Parkinson, i fattori soggettivi che influenzano la qualità di vita includono la percezione dei sintomi, il livello di forma fisica, l'immagine di sé, la soddisfazione per la vita familiare e lavorativa, la situazione economica, le relazioni interpersonali e i contatti sociali. I fattori oggettivi comprendono invece il quadro clinico della malattia, lo stato sociale, le condizioni abitative e ambientali [23].

La qualità di vita (Quality of Life, QoL) nei pazienti con malattia di Parkinson può essere valutata principalmente mediante questionari e test; alcuni sono più generici (utilizzabili anche per altre patologie), come il Sickness Impact Profile (SIP) e il Short Form Health Survey (SF-36) e altri più specifici per il Parkinson, come il Parkinson's Disease Questionnaire (PDQ-39) e il Parkinson's Disease Quality of Life Questionnaire (PDQL) [23].

Lo *SF-36*, composto da 36 domande, consente di ottenere otto sottodimensioni e due punteggi sintetici (fisico e mentale), offrendo una valutazione ampia dello stato di salute percepito; questo questionario è concepito per misurare principalmente la percezione soggettiva dello stato di salute e del benessere, elementi fondamentali della qualità di vita, ma tende a sottostimare alcune limitazioni fisiche oggettive e le attività di vita quotidiana.

Il *PDQ-39* comprende 39 domande con sei opzioni di risposta e permette di calcolare otto domini: mobilità, attività della vita quotidiana, benessere emotivo, stigma, supporto sociale, funzioni cognitive, comunicazione e discomfort corporeo. Questo questionario risulta più sensibile alle specificità della malattia rispetto allo *SF-36*, poiché prende in considerazione aspetti peculiari quali le difficoltà cognitive, i problemi di comunicazione, le attività della vita quotidiana e la percezione dello stigma sociale. Il *PDQL*, descritto da de Boer nel 1996, comprende 37 domande, organizzate in quattro aree principali: sintomi parkinsoniani (inclusi gli effetti collaterali della levodopa), sintomi sistemici (come difficoltà nella deambulazione, disturbi dell'umore, problemi del sonno, affaticamento, stipsi e incontinenza urinaria), sfera emotiva e funzionamento sociale [23].

La valutazione della qualità di vita rappresenta tuttavia un processo complesso, poiché essa è influenzata non solo dalle manifestazioni cliniche della malattia, ma anche da molteplici aspetti contestuali, quali le condizioni di vita, le relazioni sociali e le risorse individuali del paziente.

Alcuni studi condotti [22], [24] utilizzando questi questionari, evidenziano che i problemi più frequentemente riportati dai pazienti con PD, e le differenze più marcate rispetto ai valori di riferimento della popolazione generale, riguardano la mobilità, il funzionamento sociale, il dolore e la depressione; in ogni caso è riportato che la compromissione della qualità della vita aumenta progressivamente con la gravità della malattia.

1.1.5 Scale di classificazione della patologia

Esistono diverse scale per la valutazione della compromissione motoria e della disabilità; data la complessità clinica della patologia e la difficoltà nel definire la sua gravità, spesso è necessaria la combinazione di più valutazioni. Le scale più conosciute e utilizzate sono la Clinical Global Impression (CGI), la scala di Hoehn e Yahr (HY) e soprattutto la Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS).

La *Clinical Global Impression (CGI)* viene utilizzata prevalentemente in ambito psichiatrico ma applicata anche nel Parkinson come misura di esito negli studi clinici; essa comprende due componenti principali, una focalizzata sulla gravità della malattia (CGIS) e una sul cambiamento clinico nel tempo (CGIC). Più recentemente è stato sviluppato il Clinical Impression of Severity Index for Parkinson's Disease (CISI-PD), uno strumento specifico che integra la valutazione globale di quattro dimensioni rilevanti della malattia ovvero segni motori, disabilità, complicanze motorie e compromissione cognitiva [25].

La *scala di Hoehn e Yahr* rimane tuttora uno degli strumenti più utilizzati per la descrizione dei gruppi di pazienti e per la selezione dei casi negli studi clinici; essa consente una rapida classificazione basata sulla disabilità motoria e sull'alterazione dell'equilibrio. Questa scala ha comunque dei limiti in quanto non fornisce informazioni dettagliate su molte manifestazioni motorie specifiche né sui sintomi non motori [25].

La *Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS)* è lo strumento più consolidato per misurare severità e progressione della malattia. Il processo di sviluppo della UPDRS ha incluso numerose versioni sperimentali, fino alla pubblicazione della versione definitiva, ufficialmente nota come UPDRS versione 3.0 [11]. È articolata in quattro sezioni: la Parte I affronta aspetti legati al funzionamento mentale e all'umore, la Parte II valuta la disabilità motoria associata ad attività della vita quotidiana, la Parte III tratta la compromissione motoria generale e la Parte IV è dedicata alle complicanze motorie e non motorie correlate al trattamento. Tra i principali punti di forza della UPDRS vi sono il suo utilizzo estremamente diffuso, l'applicabilità lungo l'intero spettro clinico della malattia, la copertura quasi completa dei sintomi motori, la sua affidabilità e la semplicità di utilizzo nella pratica clinica. Accanto a questi aspetti positivi, sono stati tuttavia evidenziati diversi limiti: alcune ambiguità nel testo descrittivo, istruzioni non sempre adeguate per i valutatori e soprattutto una rappresentazione incompleta dei sintomi non motori della malattia di Parkinson. Inoltre, le istruzioni della scala non forniscono indicazioni dettagliate su come considerare le comorbidità, che possono influenzare in modo significativo l'interpretazione dei segni clinici [25].

Sono in atto modifiche della scala per rendere la classificazione più pragmatica, comprensibile e utile nella pratica clinica; tali modifiche riguardano una maggiore chiarezza e soprattutto la definizione di punti di cut-off (soglie) in grado di identificare livelli di gravità clinicamente significativi (lieve, moderata, severa) con relativi punteggi associati, combinando giudizio

clinico e autovalutazione del paziente. In questo modo, il livello di severità della malattia può essere direttamente dedotto dai punteggi delle categorie UPDRS, rendendo tale gradazione di immediata utilità clinica [25].

1.1.6 Cure e trattamenti convenzionali

Il Parkinson è al giorno d'oggi una malattia progressiva e non guaribile, ma esistono numerose terapie che mirano principalmente alla gestione sintomatica e migliorano in modo rilevante la qualità di vita e la capacità funzionale dei pazienti. Le opzioni terapeutiche includono trattamenti farmacologici, interventi chirurgici e terapie riabilitative o combinazioni di questi approcci, che devono essere adattati nel tempo in relazione all'evoluzione clinica e alla risposta individuale del paziente [26].

Trattamenti farmacologici

I trattamenti farmacologici principali sono terapie dopaminergiche e agiscono maggiormente sui sintomi motori ma in parte anche sul miglioramento di sintomi non motori come la depressione e la regolazione dell'umore; i principali sono la levodopa, gli agonisti dopaminergici e gli inibitori monoamino ossidasi B (MAO-B). Il trattamento dopaminergico diventa necessario quando i sintomi motori iniziano a interferire con le attività della vita quotidiana e con la qualità della vita.

La *levodopa (L-dopa)* rimane, a oltre quarant'anni dalla sua introduzione, il farmaco più comune e efficace per il trattamento dei sintomi motori del Parkinson ed è indicato come opzione iniziale indipendentemente dall'età dei pazienti [2]. La levodopa è un precursore della dopamina che viene convertito dal sistema nervoso centrale nel neurotrasmettitore mancante, compensando parzialmente il deficit dopaminergico. Sebbene la risposta individuale non sia prevedibile con precisione, i sintomi motori possono migliorare inizialmente in un range del 20–70%. Nelle prime settimane di terapia si osserva spesso una riduzione della fatica, mentre bradicinesia, rigidità e cammino tendono a migliorare progressivamente nei mesi successivi [1]. Altri sintomi come il tremore, i disturbi posturali, le alterazioni dell'andatura, i disturbi del linguaggio, il freezing, la disfunzione autonoma, i deficit cognitivi, i disturbi affettivi e del sonno, risultano meno responsivi.

Il suo utilizzo a lungo termine, tuttavia, è associato allo sviluppo di complicanze motorie, come wearing-off, fluttuazioni motorie e discinesie, che compaiono in una percentuale significativa di pazienti dopo alcuni anni di trattamento. Tali complicanze indotte sono probabilmente legate alla breve emivita del farmaco e al suo assorbimento irregolare, che determinano una stimolazione dopaminergica pulsatile. La loro gestione comprende l'ottimizzazione del dosaggio, l'uso di formulazioni a diversa farmacocinetica e l'utilizzo di altre tecniche terapeutiche [2].

Gli *agonisti dopaminergici* sono spesso raccomandati come terapia iniziale nei pazienti più giovani, grazie al minor rischio di sviluppare discinesie e fluttuazioni motorie rispetto alla levodopa. Essi sono dei farmaci che mimano l'azione della dopamina nel cervello, stimolando direttamente i recettori dopaminergici dei gangli della base e andando quindi ad agire soprattutto sui sintomi motori. Si distinguono in agonisti ergolinici e non ergolinici; i primi derivano direttamente dall'ergolina e sono meno utilizzati a causa del rischio di effetti fibrotici,

mentre i secondi sono molecole sintetiche più moderne, più selettive per i recettori e quindi la migliore scelta terapeutica. In generale hanno un'efficacia inferiore della L- Dopa nel controllo dei sintomi motori e possono presentare anch'essi degli effetti collaterali come nausea, edema degli arti inferiori, allucinazioni, sonnolenza diurna e attacchi di sonno improvvisi [2].

Gli *inibitori della monoamino ossidasi B (MAO-B)*, come rasagilina e selegilina, sono farmaci che aumentano la disponibilità di dopamina nel cervello, inibendo l'azione degradativa dell'enzima monoamino ossidasi B e quindi migliorando i sintomi motori e, in parte minore, quelli depressivi. Risultano efficaci come monoterapia nelle fasi iniziali, soprattutto nei pazienti con disabilità lieve, garantendo una buona tollerabilità ma restano tuttavia meno efficaci rispetto a L-dopa e agonisti dopaminergici; per questo motivo vengono spesso sostituiti o associati a questi ultimi [2].

Trattamenti chirurgici

Le principali opzioni chirurgiche per la PD sono la chirurgia ablativa e la stimolazione cerebrale profonda (Deep Brain Stimulation, DBS).

La *chirurgia ablativa* è una strategia neurochirurgica che consiste nel distruggere in modo selettivo specifiche strutture dei gangli della base, come il globo pallido interno o il talamo, con l'obiettivo di ridurre la loro attività anomala, responsabile dei sintomi della malattia. Sebbene efficace nel migliorare il controllo motorio, il suo utilizzo è oggi limitato a causa della sua natura irreversibile e dei potenziali rischi neurologici.

La *stimolazione cerebrale profonda (DBS)* è attualmente l'approccio più diffuso, in quanto offre benefici motori comparabili alla L-DOPA con un rischio inferiore rispetto alla chirurgia ablativa. La DBS è una tecnica neurochirurgica reversibile che prevede l'impianto di elettrodi (alimentati da un generatore e collegati da fili sottocutanei) in specifiche strutture dei gangli della base, come il nucleo subtalamico (STN) e il globo pallido interno (GPi), con lo scopo di modulare l'attività neuronale patologica e migliorare i sintomi motori della malattia. La DBS migliora principalmente tremore, bradicinesia e rigidità e dolore distonico centrale, mentre risulta meno efficace per i disturbi dell'andatura, dell'equilibrio e del linguaggio [17]. Essa risulta un'opzione terapeutica consolidata nelle fasi avanzate della malattia, quando le fluttuazioni motorie e le discinesie diventano invalidanti [5].

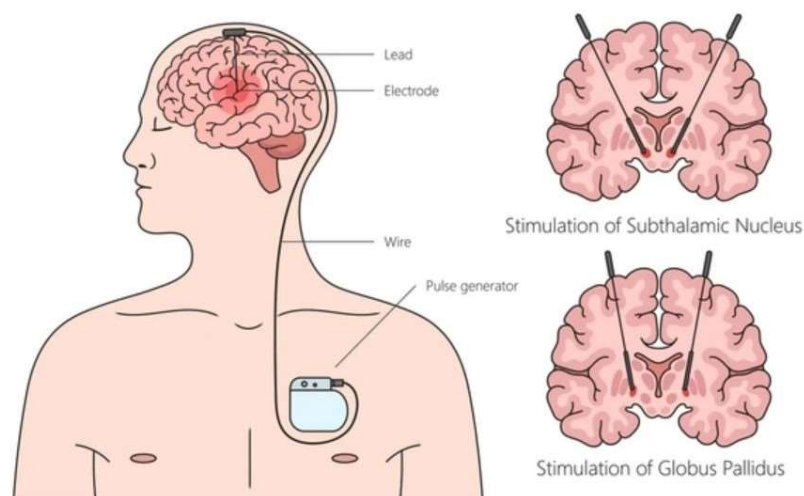


Figura 4: Stimolazione cerebrale profonda (DBS)

Trattamenti riabilitativi

Le terapie riabilitative rivestono un ruolo fondamentale nella gestione globale della PD e per migliorare l'instabilità posturale, l'andatura e la qualità di vita dei pazienti. La fisioterapia, l'esercizio fisico e terapie complementari come danzaterapia e musicoterapia rappresentano interventi essenziali per migliorare la mobilità, la comunicazione e l'autonomia funzionale del paziente, sia come complemento ai trattamenti farmacologici sia come alternative. Anche tecniche quali la massoterapia, l'idroterapia e l'agopuntura rappresentano strategie non farmacologiche importanti soprattutto per la gestione del dolore nella malattia di Parkinson [17].

La *fisioterapia* rappresenta uno degli interventi non farmacologici più frequentemente prescritti per le persone affette da malattia di Parkinson, risultando in benefici significativi sui sintomi motori, sull'andatura e sulla qualità della vita nei pazienti con PD; essa comprende tecniche fisioterapiche classiche e programmi multifattoriali che combinano differenti esercizi e strategie riabilitative, sfruttando la capacità dei pazienti di compensare il deficit motorio attraverso programmi alternativi che bypassano i circuiti dei gangli della base [20].

L'*esercizio fisico* rappresenta uno strumento fondamentale per i pazienti in quanto ha numerosi benefici, come miglioramenti nelle funzioni motorie, riduzione della rigidità muscolare, tempi di risposte più rapidi, gestione del dolore muscoloscheletrico, maggiore plasticità sinaptica e soprattutto incremento dei livelli di dopamina [17]. Per esercizio fisico si intendono movimenti strutturati, pianificati e ripetitivi, come esercizio aerobico, allenamento di resistenza, tapis roulant o cyclette [16]. È comunque fondamentale sottolineare che i benefici degli interventi basati sull'esercizio emergono solo se l'attività viene svolta in modo regolare e continuativo. La maggior parte degli studi riporta miglioramenti significativi e sostenuti in programmi di allenamento della durata compresa tra 4 e 12 settimane, con una frequenza di 2–3 sessioni settimanali.

La *danzaterapia*, come verrà approfondito nel prossimo capitolo, rappresenta una forma di attività multidimensionale che integra esercizio fisico, musica, ritmo, interazione sociale e coinvolgimento cognitivo. È ritenuta essere un'attività riabilitativa valida in quanto favorisce il rilascio di dopamina dall'area tegmentale ventrale e dal ventral striatum, con attivazione dei circuiti della ricompensa e dei gangli della base [16]; inoltre ha un effetto positivo sui sintomi motori, sull'equilibrio e sui sintomi depressivi [27], [28].

Infine, nonostante la durata limitata del loro effetto, esistono terapie il cui obiettivo e beneficio maggiore è la riduzione del dolore nei pazienti con PD: la *massoterapia* agisce sul dolore lombare e il rilassamento muscolare, l'*idroterapia* permette di ridurre il carico articolare migliorando la mobilità e l'*agopuntura* favorisce il rilascio di ATP e la successiva conversione in adenosina [17].

Le prospettive future della ricerca si concentrano sullo sviluppo di terapie sempre più mirate, efficaci e con minori effetti avversi. Alcuni interventi sperimentali mirano a ripristinare direttamente la funzione dopaminergica o a contrastare i meccanismi patogenetici di base, come l'aggregazione dell' α -sinucleina, cercando di ridurre la produzione e la diffusione [20].

2 La Danzaterapia come strumento riabilitativo

Negli anni è continuato a crescere l'interesse verso terapie riabilitative complementari rispetto a quelle farmacologiche per pazienti affetti dalla malattia di Parkinson, soprattutto per provare a migliorare problematiche quali equilibrio, mobilità funzionale, sintomi non motori e in generale la qualità della vita. In particolare, tra numerose tecniche riabilitative basate sull'esercizio fisico, la Danzaterapia sembra distinguersi in quanto è un approccio terapeutico che combina elementi fisici (esercizi e coordinazione), cognitivi (apprendere sequenze e coordinazioni), sensoriali e emotivi, includendo stimoli ritmici, musicali, creativi e di interazione sociale [29]. Per questi motivi la Danzaterapia risulta essere un'attività molto coinvolgente e ha un'aderenza maggiore da parte dei pazienti rispetto a altri programmi terapeutici, anche nel lungo periodo [30].

Esistono diversi tipi di Danzaterapia, basati su stili di danza diversi, ma in generale la danza risulta un intervento utile in quanto richiede ai pazienti l'esecuzione di movimenti più o meno complessi e variegati, andando a lavorare soprattutto sulla coordinazione del movimento degli arti e sull'equilibrio, che sono aspetti spesso carenti nei pazienti parkinsoniani. La presenza di elementi esterni come musica, oggetti e altre persone con cui interagire può facilitare l'esecuzione dei movimenti e coinvolgere i circuiti di ricompensa e dopamina, facendo sentire i pazienti a loro agio, di buon umore e più motivati [31], [32].

Gli studi condotti sull'efficacia e sui benefici della Danzaterapia non sono numerosi e le evidenze sono spesso qualitative e non scientificamente dimostrate, ma molti di essi riscontrano miglioramenti soprattutto relativamente ai pazienti nella fase iniziale e intermedia della malattia; tali miglioramenti riguardano in particolare equilibrio statico e dinamico, rigidità, andatura, mobilità articolare, capacità aerobica, forza muscolare e infine benessere generale, autostima, sintomi depressivi e qualità della vita [33], [34]. Risultano comunque pratiche da studiare ulteriormente per capirne le frequenze di erogazione più ottimali e i benefici a lungo termine.

La Danzaterapia si presta anche a essere un'attività molto accessibile non solo con corsi in presenza, ma anche online, per permettere di partecipare con regolarità a quei pazienti con difficoltà maggiori legate alla malattia o di trasporto e distanza [35].

2.1 Evoluzione della Danzaterapia, diverse tecniche e benefici psicomotori

La danza è sempre stata un modo di espressione per l'essere umano, fin dai popoli antichi, in quanto si basa su qualcosa di universale, cioè sull'espressione di emozioni e di interazioni con gli altri e con lo spazio circostante. La danza ha seguito nel tempo cambiamenti sociali e culturali importanti, che hanno permesso la nascita di tantissime tecniche diverse. Nella seconda metà del 1900 la danza inizia a essere associata a un mezzo terapeutico e di trattamento per determinate condizioni patologiche, sottolineando la connessione corpo-mente di questa disciplina; inizia quindi a svilupparsi il concetto di Danzaterapia. Nasce così nel 1966 l'American Dance Therapy Association (ADTA), la principale associazione professionale statunitense il cui scopo è definire e promuovere la danzaterapia come l'uso psicoterapeutico

del movimento per migliorare la salute e il benessere dei pazienti. Sempre in questo periodo storico, una delle figure più rilevanti è Maria Fux, una ballerina lei stessa, che nella sua vita e carriera ha sempre sentito il bisogno di esprimersi tramite la danza, scoprire le innumerevoli possibilità che essa offre e ricercare canali comunicativi tramite essa per arrivare anche a persone disabili o in difficoltà. Alle basi del suo lavoro ci sono sempre stati i concetti di cambiamento e integrazione, di espressione artistica libera, emotiva e intuitiva: queste saranno le basi per la Metodologia della Danzaterapia Clinica [36].

Le principali tipologie di danza associate a aspetti terapeutici sono: la Danzaterapia Espressiva (DMT), la Dance for PD (DfPD), la Tangoterapia e la Danzaterapia Clinica (di cui ci occuperemo in questo studio). Altri stili testati ma meno comuni sono l'Irish dance, la danza improvvisata e la Zumba.

La *Danzaterapia Espressiva (DMT)* risulta essere una tecnica più “olistica” rispetto a un qualsiasi corso di danza, e proprio per questo risulta adatta a condizioni come la PD in cui i sintomi non motori come ansia e disturbi cognitivi sono molto limitanti; essa accompagna il movimento a interazioni psico-sociali [6]. Durante la seduta di DMT vengono svolte attività “target-oriented” per sintomi fisici (mobilità, equilibrio, rigidità, problemi di gait, bradicinesia) ma anche per favorire integrazione emotiva (scarico emotivo, frustrazione legata alla malattia, apatia/ansia) e cognitiva (attenzione e memoria). Queste attività si traducono in giochi di memoria, improvvisazione motoria, esercizi di coordinazione e lavori sul ritmo; sono previste attività di gruppo e piccole coreografie per allenare la memorizzazione. Altri benefici associati alla tecnica sono consapevolezza di sé e del corpo, miglioramenti motori di coordinazione e ampiezza, rilascio di tensione e un senso di relax e benessere. Tuttavia, gli studi sulla DMT sono soprattutto resoconti clinici qualitativi, descrittivi o esplorativi, e sono pochi i riscontri quantitativi, che spesso presentano dei limiti metodologici [37].

La *Dance for Parkinson Disease (DfPD)*, a differenza di tecniche di danza basate su un solo stile, si basa su un programma multi-stile e con movimenti di coordinazione complessi di arti superiori e inferiori; in particolare vengono svolti movimenti specifici per il miglioramento di sintomi parkinsoniani quali starts and stops, curve e step con direzioni e ritmi diversi, che richiedono attenzione focalizzata e incremento motorio. La seduta è accompagnata da elementi esterni che aiutano i pazienti quali la musica, il modello proposto dall'istruttore, istruzioni verbali e collaborazione con altri membri del gruppo [31].

La *Tangoterapia* si basa su passi di tango che risultano essere molto rilevanti in quanto allenano movimenti in più direzioni e includono caratteristiche che “colpiscono” deficit tipici della PD: avvii e arresti frequenti del movimento, passi all'indietro, cambi di direzione improvvisi, ampia variabilità di velocità e lunghezza del passo, controllo posturale e una componente improvvisativa. Infatti, alcuni schemi di passo del tango assomigliano a strategie riabilitative usate per il freezing of gait (FOG) nei pazienti parkinsoniani, come delle oscillazioni ritmiche di trasferimento di carico [38]. Da alcuni studi emerge che gli interventi di tango sono associati a miglioramenti di equilibrio, coordinazione, velocità del cammino, lunghezza del passo e a una riduzione della rigidità e dei tremori. Infine, imparare sequenze e posture richiede attenzione e memoria, stimolando anche possibili miglioramenti cognitivi di concentrazione e coordinazione motoria [34].

La Danzaterapia viene proposta soprattutto per pazienti a uno stadio lieve-moderato del Parkinson (stadi Hoehn & Yahr I-III), quindi comunque in grado di muoversi con più o meno

fluidità e autonomia motoria e in terapia stabile (le valutazioni avvengono in fase “ON” del farmaco). Inoltre, per quanto riguarda l’intensità, la frequenza e la durata della terapia, la maggior parte degli studi condotti riscontrano dei miglioramenti nel tempo relativamente a programmi di sessioni circa 2 volte a settimana da 60-90 minuti per 6-12 settimane; questo si pensa essere un buon equilibrio affinché la terapia sia efficace e allo stesso tempo non troppo impegnativa per i pazienti [39].

I metodi di valutazione qualitativa e quantitativa delle sessioni di Danzaterapia variano a seconda degli studi, ma i principali sono [32]:

- Il test *Timed Up and Go (TUG)* per la mobilità funzionale, in quanto è un test che include movimenti semplici e coerenti con quelli della vita quotidiana; infatti, consiste nell’alzarsi al segnale verbale, camminare per tre metri con un’andatura naturale, girarsi, tornare e sedersi [40]
- La *scala di valutazione UPDRS* (parte III) per la severità dei sintomi motori
- Il test *PDQ-39* per la qualità della vita
- Il *sistema di acquisizione GAITRite* per la misurazione dei parametri di andatura, come velocità del cammino, lunghezza dei passi e tempi di appoggio [38]
- Il *questionario FOG-Q* (Freezing of Gait Questionnaire) per la valutazione del freezing

Nella maggior parte dei casi si evidenziano miglioramenti nei pazienti, sia per quanto riguarda valutazioni motorie che non motorie; per quanto riguarda i sintomi motori, si riscontrano miglioramenti relativi a equilibrio, mobilità funzionale, coordinazione e freezing of gait, mentre per i sintomi non motori la diminuzione di malumore e ansia è significativa, associata a un incremento cognitivo e a un generale aumento del benessere e della qualità della vita. Si suggerisce quindi che la Danzaterapia è un intervento facilmente accessibile, sicuro e potenzialmente efficace; essa dovrebbe essere considerata una valida integrazione ai programmi riabilitativi convenzionali, in quanto un approccio multidisciplinare rappresenta la strategia più promettente per ottimizzare la gestione del Parkinson nel lungo termine [30].

Tuttavia, i miglioramenti evidenziati restano modesti e questo è dovuto a numerosi fattori e a una serie di limiti riscontrati negli studi sulla Danzaterapia, ovvero il numero ridotto e spesso non rappresentativo di campioni, in molti casi l’assenza di un gruppo di controllo, la durata relativamente breve delle sessioni e spesso un mancato follow up dei pazienti per capire quanto durano gli eventuali benefici e quale dose di mantenimento sia necessaria [38]. Inoltre, il fatto di includere solo pazienti parkinsoniani ancora relativamente attivi non è rappresentativo di pazienti più anziani o con una severità maggiore della malattia [31]. La frequenza limitata di molti studi di una volta a settimana può essere poca per ridurre l’impatto su esiti come disabilità e qualità di vita e un gap di 6 giorni può penalizzare l’apprendimento e il miglioramento [33]. Infine, restano anche poco chiari i meccanismi neurofisiologici alla base dei benefici osservati.

Per sviluppi futuri legati alla valutazione dell’efficacia o meno della Danzaterapia viene infatti consigliato un numero più grande di campioni, una maggiore durata della terapia, dei controlli specifici per valutare l’effetto dell’attività fisica separato da quello creativo e espressivo e infine una descrizione più definita di volume e intensità dei protocolli [32], [37].

2.2 La Danzaterapia Clinica: il metodo utilizzato in questo studio

La Danzaterapia Clinica è una tecnica psicoterapeutica e riabilitativa che sfrutta il movimento e la danza per migliorare il benessere psicologico, motorio e relazionale dei pazienti; infatti, in questa pratica, la connessione tra mente e corpo è molto rilevante. La Metodologia di Danzaterapia Clinica è in continuo sviluppo e evoluzione ma si basa sul lavoro di Maria Fux; è un “trattamento che si sviluppa grazie al fatto che il sistema corpo/cuore/mente compie gesti e azioni (danza), nello spazio e nel tempo, in una situazione di presentazione, e quindi, sempre, in relazione” (Laura Pezzenati, 2024) [36]. In questo contesto la Danzaterapia è finalizzata all’investigazione, alla scoperta e a una maggiore presa di coscienza di sé e dell’interazione con gli altri da parte dei pazienti. L’aggettivo clinica accostato a Danzaterapia indica una cura indirizzata direttamente ai bisogni e alle condizioni del paziente, dopo aver ascoltato e studiato i suoi sintomi e comportamenti; questo ascolto e comprensione è opera dei Danzaterapeuti Clinici.

La Danzaterapia Clinica è un processo creativo, dove il corpo/cuore/mente dei pazienti può esprimersi in svariati modi e stabilire relazioni, combinando il proprio mondo interno e esperienziale con quello esterno. Nella Danzaterapia non c’è nessun gesto predefinito, giusto o sbagliato, ma parte tutto dalla libera espressione di sé stessi tramite la danza. La danza in questo contesto è interazione dinamica, ritmo e motivazione, è energia e espressione, nel tempo e nello spazio.

Elementi della Metodologia della Danzaterapia Clinica

Gli elementi alla base della Metodologia sono il corpo/cuore/mente di ogni paziente, lo spazio, il tempo e la relazione con gli altri e con l’ambiente (setting); a partire da questi elementi il soggetto può esprimersi, fare nuove esperienze e cambiare.

Lo *spazio* nella Danzaterapia Clinica ha un significato sia fisico che simbolico; fisicamente lo spazio è il setting della prova, cioè una stanza, il più possibilmente neutra, per lasciare completa libertà di espressione ai soggetti. Le caratteristiche del setting ideale sono: spaziosità, neutralità dell’ambiente, per non distrarre l’attenzione dei pazienti e per favorire la creatività personale, un pavimento pulito e caldo per potersi sedere e distendere e una buona acustica, per favorire l’ascolto della musica senza altri rumori esterni. È compito del Danzaterapeuta Clinico creare un setting accogliente per il gruppo e pensare agli strumenti più adatti da utilizzare durante la seduta per comunicare al meglio coi pazienti. Lo spazio assume anche simbolicità in quanto accoglie manifestazioni emotive e relazionali oltre che fisiche: il soggetto parte da sé stesso e dalla propria interiorità per poi scoprire e interagire con l’ambiente esterno, nelle tre direzioni spaziali (verticale, orizzontale e sagittale), scegliendo liberamente come muoversi e collocarsi e creando nuove prospettive. Spesso nella Danzaterapia Clinica il gruppo di soggetti si dispone a cerchio e questa è una collocazione importante a livello simbolico in quanto viene definito uno spazio interno e uno esterno, in cui ogni soggetto si sente allo stesso tempo libero, protetto e sicuro ed è più disposto all’interazione con gli altri [36].

Il *tempo* nella Danzaterapia Clinica ha un’accezione oggettiva (cronologica) e simbolica (tempo interno, soggettivo). Il tempo oggettivo riguarda la durata della seduta, quindi il suo inizio, lo svolgimento e la fine, mentre la temporizzazione soggettiva riguarda il presente, passato e futuro del singolo soggetto, che tramite questa esperienza è in grado di evolversi e cambiare. Il passato si manifesta infatti nella gestualità e nelle abitudini, il presente viene vissuto a pieno

dai soggetti tramite il movimento che si trasforma man mano in danza e il futuro è dettato dalle mille possibilità e evoluzioni dell'esperienza che si sta vivendo [36].

La *relazione* nella Danzaterapia Clinica riguarda il rapporto del corpo/cuore/mente con sé stessi, con gli altri e con l'ambiente; il contatto, l'interazione e la comunicazione sono fondamentali nella pratica clinica e sono resi possibili da interazioni sociali o fisiche, danzando e esprimendosi insieme. La creazione di questi legami e interazioni è dettata dall'intenzionalità e dalla direzionalità dei gesti e delle azioni. È proprio interagendo con gli altri che ci si definisce e si ha più consapevolezza di sé e si attua un processo di crescita; nei primi incontri, infatti, viene dedicato del tempo alla conoscenza dei membri del gruppo e alla costruzione di un rapporto di confidenza e collaborazione. Lavorare in gruppo è anche importante per l'attivazione degli stessi pattern neurali, cioè l'osservare gesti e azioni compiuti da altri e imitandoli, dando vita alla sperimentazione di nuovi gesti e processi. Alla fine della sessione di Danzaterapia vi è sempre un confronto verbale di gruppo in cui ognuno può esprimersi liberamente, passando dall'azione al pensiero [36].



Figura 5: Gli Elementi della Danzaterapia Clinica

Il Danzaterapeuta deve essere in grado di comunicare sicurezza, tranquillità e fiducia agli utenti, con un approccio aperto e privo di aspettativa e giudizio; le relazioni che si instaurano tra utenti e terapeuta e tra membri del gruppo sono molto importanti e se sono basate su empatia, accoglienza, simpatia e rispetto favoriscono il corretto svolgimento della pratica e la libera espressione personale.

In relazione all'interazione tra utenti viene associato il concetto di chinesfera, cioè lo spazio personale di ogni soggetto, come una bolla invisibile che lo circonda, delimita i suoi confini corporei e che viene modulato a seconda del contesto sociale in cui ci si trova. L'antropologo Edward Hall, che ha ideato questo concetto, distingue quattro zone interpersonali: la zona intima, cioè la distanza delle relazioni che coinvolgono il toccarsi e parlare a bassa voce, la zona personale, cioè la distanza che manteniamo per amicizie e relazioni più informali, la zona sociale, mantenuta per le relazioni formali e la zona pubblica, che riguarda gli incontri pubblici e di sconosciuti. Danzando il soggetto definisce la propria chinesfera e interagendo con gli altri a livelli e distanze diverse, ne definisce i confini e la forma sempre in cambiamento. La chinesfera si può muovere nello spazio in ogni direzione e al di fuori di essa ci sono il mondo esterno e le chinesfere degli altri soggetti; oltre che una delimitazione fisica essa rappresenta

anche uno spazio esistenziale e emotivo che i pazienti possono definire a nostro piacimento [36].

Strumenti della Metodologia della Danzaterapia Clinica

Il singolo corpo/cuore/mente si esprime danzando, interagisce e può cambiare e svelare nuove parti di sé; su questo si basa il processo terapeutico e il Danzaterapeuta Clinico ha proprio il compito di accompagnare questo processo proponendo pratiche adeguate ai pazienti. La Danzaterapia Clinica si basa sull'utilizzo di alcuni strumenti, che possono essere utilizzati dai terapeuti in base alle necessità dei pazienti e agli obiettivi che si vogliono ottenere; i principali sono Musica, Parole Madre, Stimoli Immaginativi e Oggetti Stimolo. Questi strumenti sono mezzo di espressione e comunicazione per i pazienti e permettono di farlo in modo spontaneo e creativo; devono essere semplici, chiari e anche coerenti tra loro, in modo che gli utenti possano approcciarsi in modo diretto e combinare il loro utilizzo.

La *Musica* è un sostegno importante alla tecnica di Danzaterapia in quanto comunica coi pazienti, accompagna i loro movimenti e li può trasportare in una dimensione intima o di incontro; può inoltre stimolare diverse sensazioni, ricordi e emozioni. Durante le sessioni di Danzaterapia, i soggetti sono liberi di muoversi senza una coreografia stabilita e la musica, con diverse melodie, ritmi e parole, massimizza questa loro espressione personale. Affinché la musica possa penetrare nei corpi e nelle menti dei soggetti, i brani musicali vengono ripetuti più volte, in modo che i ritmi dei propri movimenti possano assecondare quelli musicali; infatti, la scelta musicale, fatta dal Danzaterapeuta, è molto importante, in quanto ritmi, velocità e tempi diversi stimolano coordinazione e movimenti altrettanto veloci o lenti nei soggetti. Il Danzaterapeuta sceglie i brani musicali in base alle immagini simboliche che essi evocano e alla direzione che intende proporre nella seduta. La musica è quindi uno strumento importante, non solo come accompagnamento ma anche come vera e propria cura per la persona, in quanto le dà conforto, la stimola e la sostiene nel percorso di trasformazione [36].

Le *Parole Madre* sono delle espressioni verbali che possono generare azioni e pensieri e guidare i movimenti dei pazienti; sono parole e frasi semplici e dirette, dette al momento giusto, capaci di stimolare la capacità creativa della danza in ogni corpo/cuore/mente e aprire a infiniti modi espressivi. Nell'ideazione delle Parole Madre bisogna tenere conto che esse devono avere caratteristiche specifiche; innanzitutto, il loro obiettivo è ciò che il Danzaterapeuta vuole che accada e la direzione verso cui vuole guidare le azioni dei soggetti, pur lasciandogli libertà di espressione. Nonostante il Danzaterapeuta abbia una scaletta di Parole Madre da dire durante la seduta, che diventano vere e proprie consegne, deve essere aperto/a alla molteplicità e alla sperimentazione, senza modi giusti o sbagliati e senza aspettative o giudizi. All'inizio dell'incontro ogni utente arriva coi propri pensieri, e per farli concentrare, il Danzaterapeuta utilizza delle Parole Madre relative allo spazio e al tempo; quelle relative allo spazio, servono a far prendere contatto agli utenti con il setting in cui ci si trova, mentre quelle relative al tempo possono riferirsi al tempo interno, proprio dei pazienti, e a quello esterno, della seduta di Danzaterapia, e servono per far sintonizzare gli utenti sull'ascolto e sul ritmo della seduta. Ci sono poi Parole Madre legate al corpo, per far prendere consapevolezza del proprio corpo nello spazio e per far connettere i pazienti con le proprie percezioni. Infine, ci sono Parole Madre di relazione, rivolte alla conoscenza e all'interazione con gli oggetti e con gli altri. Le Parole Madre sono accompagnate dalla gestualità del Danzaterapeuta, che è simbolica e significativa e fa da guida silenziosa per gli utenti, dandogli un esempio del movimento da compiere. Può

accennare i movimenti come esempio per gli utenti e partecipare alle attività di gruppo o mettersi più al margine e lasciare spazio agli altri corpi. Nel contesto della Danzaterapia Clinica è sempre tutto in movimento, dai corpi, alla musica, alle Parole Madre, le quali sono continuamente in evoluzione, in base e anche in conseguenza alle necessità del gruppo: all'inizio della seduta possono essere più di guida, per far sentire sicuri gli utenti, e man mano diventare indicazioni più dilatate nel tempo, lasciando maggiore libertà espressiva [36].

Lo *Stimolo Immaginario* è un'immagine che arriva agli utenti tramite le Parole Madre; è spesso una metafora, un significato simbolico e figurativo che viene attribuito ad alcuni movimenti o a degli oggetti stimolo e ciò porta gli utenti ad attivare la propria funzione narrativa corporea e cercare di ricreare questa immagine danzando, con il proprio corpo e con gli oggetti, o semplicemente facendosi ispirare per esprimere al meglio quello che l'immagine significa per loro. Così l'utente può scoprire e esplorare nuovi gesti, espressioni e modalità di interazione diversi da quelli abituali o da classici esercizi motori, rendendo reale e tridimensionale lo stimolo immaginario e passando da un'idea nella propria testa a un movimento concreto [36].

L'*Oggetto Stimolo* è un oggetto concreto che viene usato dagli utenti come tramite e mediatore della relazione soggettiva con gli altri utenti e con l'ambiente; questi oggetti sono anche mezzo di espressione dei pazienti. Essi hanno caratteristiche diverse per quanto riguarda grandezza, materiale e forma, ma in generale, permettono al soggetto danzante di dare forma e creatività ai propri movimenti e sbloccare di nuovi, facilitando e differenziando l'interazione tra soggetti. Il movimento accompagnato dall'oggetto stimolo è espressione di una serie di fattori interni all'utente, cioè creatività, fantasia, sensazioni, esperienze personali e emozioni. Si può quindi attribuire a questi oggetti fisici un significato immaginario e simbolico ed ecco che un telo, ad esempio, può diventare delle ali. Nella Danzaterapia Clinica è il danzaterapeuta a scegliere gli oggetti stimolo da utilizzare a seconda delle loro caratteristiche intrinseche e delle immagini e di conseguenza dei movimenti che vuole trasmettere agli utenti. Gli Oggetti Stimolo più comuni sono:

- *bacchetta e cordino*: servono in primo luogo a quantificare e misurare la distanza all'interno del setting con oggetti, pareti e altre persone e di conseguenza capire quali azioni di contatto e non si possono compiere. Entrambi questi strumenti presentano due estremità, che possono essere tenute da due persone diverse creando così un legame che può muoversi liberamente nello spazio ma mantenendo l'interazione, che può essere di avvicinamento, allontanamento e rotazione nello spazio. Nella bacchetta il legame resta più vincolato essendo questa rigida, mentre il cordino è deformabile e la distanza tra gli estremi può variare a piacimento: ciò rappresenta simbolicamente il legame tra le persone, quindi l'avvicinarsi e l'allontanarsi dalle persone per curiosità, rassicurazione e stabilità. La bacchetta è rigida e simboleggia la verticalità, la distanza fissa e la consapevolezza dei propri spazi e può essere utilizzata per condurre, spingere o tirare ma in modo più distaccato e vincolato del cordino. Oltre che al legame questi oggetti sono mezzi di espressione del movimento tra due persone, dove uno può condurre l'altro per lo spazio o avvolgerlo, stimolando la cooperazione, l'intenzionalità, il controllo e l'ascolto [36]
- *l'elastico*: anch'esso serve a misurare spazio e distanze e grazie alla sua caratteristica elastica permette uno spostamento in tutte le direzioni dello spazio e una modifica a piacimento (tirando di più o di meno) della distanza tra persone e delle azioni di interazione, con la possibilità di ritornare alla lunghezza e quindi alla distanza iniziale.

Metaforicamente può rappresentare i muscoli del nostro corpo, proprio per la capacità di allungamento e accorciamento, oppure la cellula, la quale può modificare la propria forma a seconda delle azioni che deve compiere; l'elastico rappresenta quindi la capacità di modificarsi, assumere nuove forme e prospettive e adattarsi alle situazioni. I soggetti interagiscono con l'elastico imprimendo una forza di trazione alla sua estremità di diversa natura in base alla loro intenzionalità di movimento e quindi rappresenta la ricerca di un equilibrio di forze tra soggetti, che vede una continua variazione di trazioni e distensioni, allungamento e accorciamento, apertura e chiusura [36]

- *palloncino e pallina di spugna*: anche se hanno caratteristiche diverse, entrambi gli oggetti sono rotondi e rimbalzanti, con una superficie delimitata. Palle e palloncini possono essere di dimensioni e consistenze diverse e quindi essere associate a immagini evocative diverse da parte degli utenti e trasmettere leggerezza (palloncino e palline piccole), elasticità, libertà di controllo e movimento, ma anche inconsistenza e fragilità (potenzialità di esplosione del palloncino). Questi oggetti possono stimolare diversi tipi di movimento come il lanciare, ricevere, condurre, trattenere e far rotolare, promuovendo l'intenzionalità soggettiva, il controllo o la perdita di controllo, la cooperazione e la capacità propriocettiva (riconoscere la propria posizione nello spazio) [36]
- *tessuti di lycra*: questi oggetti stimolo sono molto versatili e sono caratterizzati da morbidezza, malleabilità e leggerezza; possono mutare la loro forma a piacimento dell'utente e possono essere usati per coprire, fluttuare e definire forme tridimensionali. Simbolicamente rimandano alla consapevolezza dei propri confini corporei e alla possibilità di percepire e essere percepiti nei propri confini; infatti, il tessuto può essere visto come una seconda pelle, che può avvolgere e metaforicamente proteggere i soggetti, permettendo contatti più sicuri e distaccati dagli altri, ma anche più ravvicinati in quanto si ha questo confine immaginario rappresentato dal tessuto. Questo oggetto stimolo rappresenta quindi la perdita e il ritrovamento di confini, la protezione e la libertà di movimento e contatto [36]



Figura 6: Seduta di Danzaterapia Clinica con l'utilizzo di Oggetti Stimolo

3 Analisi del movimento

3.1 Biomeccanica del movimento umano

L'analisi del movimento umano è l'insieme di metodi e strumenti con cui si descrive e interpreta il modo in cui il corpo si muove, con l'obiettivo di valutarne le capacità motorie, capire i meccanismi biomeccanici alla base dei movimenti e soprattutto identificarne alterazioni correlate a patologie neurologiche e muscolo scheletriche. L'applicazione clinica dell'analisi del movimento è molto importante in quanto tramite essa si può monitorare il cambiamento nel tempo di una patologia, supportare determinate decisioni cliniche e vedere la loro efficacia.

L'analisi del movimento riguarda diversi ambiti:

- la cinematica, cioè come variano posizioni, velocità e accelerazioni dei segmenti corporei e gli angoli articolari
- la dinamica, cioè le forze e i momenti che generano i movimenti
- l'attivazione muscolare, cioè quali muscoli si attivano e con che intensità
- controllo motorio da parte del sistema nervoso

Negli ultimi decenni si sono evoluti dei modelli biomeccanici per analizzare il movimento umano, soprattutto nell'ambito della multibody dynamics (dinamica dei sistemi multicorpo). L'idea alla base è che l'analisi del movimento può essere condotta in modo non invasivo usando modelli matematici del corpo umano con livelli di complessità diversi: dai modelli più semplici che descrivono lo scheletro e articolazioni, fino a quelli più realistici che includono muscoli e componenti neurali che governano l'attivazione muscolare. Gli sviluppi futuri saranno modelli sempre più soggetto-specifici e applicazioni nella vita quotidiana, includendo anche l'uso di dati di tracking e approcci innovativi per simulare o ricostruire il movimento in modo più pratico. Questi modelli sono classificabili in tre categorie principali, la cui scelta dipende dagli obiettivi dello studio [41]:

- *Skeletal models (SK)*: rappresentano segmenti corporei e articolazioni (scheletro + giunti), che sono modellati come corpi rigidi con gradi di libertà definiti; sono i modelli più semplici e forniscono soprattutto dati di cinematica e momenti articolari
- *Musculoskeletal models (MSK)*: aggiungono nel modello la componente muscolare e le strutture connesse (tendini/legamenti), permettendo quindi di stimare anche le forze muscolari e di trattare il problema di ridondanza muscolare, cioè combinazioni muscolari che contribuiscono allo stesso movimento
- *Neuromusculoskeletal models (NMSK)*: includono le dinamiche che collegano eccitazione neurale e attivazione/contrazione muscolare; sono i modelli più completi a livello informativo, ma anche i più costosi e difficili da parametrizzare. Infatti, uno dei punti critici del modello è la modellazione della excitation–contraction coupling, cioè il processo con cui il segnale neurale “elettrico” viene convertito nel segnale di attivazione che entra nel modello muscolo-tendineo; questa parte richiede tecniche di ottimizzazione dinamica con costi computazionali elevati

In ogni analisi del movimento umano è fondamentale includere le informazioni relative alla morfologia anatomica del soggetto (geometria dei segmenti, assi anatomici), oltre a quelle cinematiche. Inoltre, la definizione di ogni modello è associata a quella di un sistema di riferimento locale, collocato in quello globale del laboratorio. Le informazioni cinematiche di

ogni corpo andranno a porsi nel sistema di riferimento globale tramite una trasformazione di coordinate, cioè la definizione di una matrice di orientamento tra i due sistemi e di un vettore che ne quantifica la posizione relativa [42].

I metodi di valutazione dell'analisi del movimento possono essere qualitativi o quantitativi; quelli qualitativi si basano sull'osservazione del movimento e su riprese video, mentre quelli quantitativi su scale di valutazione cliniche e soprattutto sulla valutazione sperimentale. Per svolgere la valutazione sperimentale si utilizzano strumenti di acquisizione tecnologicamente avanzati e modelli biomeccanici specifici per valutare in modo più oggettivo possibile il movimento del corpo nei tre piani anatomici e per analizzare e confrontare l'analisi anche in un momento successivo rispetto alla registrazione.

Per lo studio della cinematica del movimento, l'analisi strumentale si basa su sistemi ottici o non ottici [43]:

- i *sistemi ottici* (Marker-based optical motion capture, MoCap) si basano sul principio della stereofotogrammetria, cioè la ricostruzione 3D della traiettoria di un punto, ovvero la memorizzazione della posizione che tale punto assume nello spazio per ogni istante di tempo dell'intervallo di osservazione. Gli elementi su cui si basano i sistemi ottici sono delle telecamere fisse che rilevano gli infrarossi, un sistema di illuminazione, dei markers da posizionare in punti specifici degli arti dei pazienti e dei sistemi hardware e software per l'acquisizione e l'elaborazione dei dati. Questi elementi costituiscono un sistema che deve seguire un protocollo e che può variare a seconda dei parametri di calibrazione specifici. Infatti, per poter rilevare i movimenti, la posizione di ogni elemento dev'essere riferita a un sistema di riferimento assoluto del laboratorio dove si svolge l'acquisizione (calibrazione statica). I marker sono posizionati sugli arti dei pazienti secondo dei protocolli specifici in base all'analisi che si vuole compiere e possono essere attivi o passivi: quelli attivi generano un segnale luminoso e di conseguenza non serve un sistema esterno di illuminazione ma risultano direttamente rilevati dalle telecamere, mentre quelli passivi sono piccoli supporti di materiale plastico sferici ricoperti da una pellicola catarifrangente sensibile a un sistema di illuminazione infrarossa esterno.

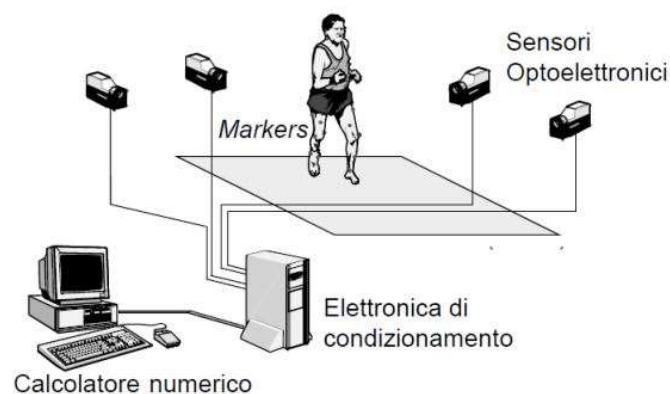


Figura 7: Stereofotogrammetria

Questi sistemi hanno un grande potenziale in termini di accuratezza delle rilevazioni e buona riproducibilità, ma sono ancora associati a alcune problematiche; innanzitutto, i sistemi marker-based sono costosi, non portabili e vincolati alle infrastrutture dove si trovano gli strumenti necessari. Sono inoltre molto frequenti errori strumentali, di calibrazione del sistema, di determinazione delle coordinate locali e dei punti di repere anatomici, di posizionamento dei marker e soprattutto errori dati da artefatti da tessuto molle. Questi ultimi errori sono dovuti al fatto che i marker sono posti direttamente sulla pelle o su tessuti molli che possono provocare un lieve “scorrimento” durante l’acquisizione, compromettendola in quanto i marker non seguono perfettamente il moto dell’osso. Soprattutto per evitare questo tipo di errori, sono nate tecniche alternative di imaging avanzato, che vedono direttamente le ossa combinando l’uso di fluoroscopia con ricostruzioni CT e registrazione 2D/3D per ottenere la cinematica articolare [44].

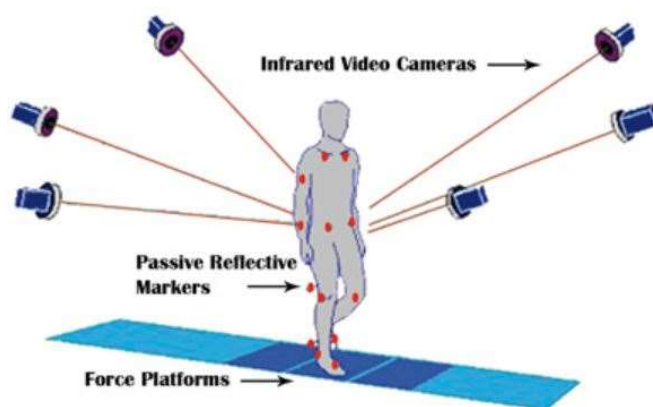


Figura 8: Motion Capture con marker passivi

- i *sistemi non ottici* si basano principalmente su una tecnologia di sensori wearable, cioè indossabili, che rende l’analisi portatile, più rapida, con costi ridotti e con una possibilità di monitoraggio continuo e non vincolato al laboratorio ma applicabile alla vita quotidiana. Essi possono essere posizionati su piedi, caviglie, ginocchia, cosce, bacino o tronco, a seconda delle misurazioni da compiere. Tuttavia, si riscontrano alcuni limiti associati al loro utilizzo, cioè problemi tecnici di sensibilità al posizionamento, interferenze magnetiche e carenza di ricerca sistemica e protocolli standardizzati. Inoltre, risulta spesso problematico ottenere l’allineamento sensore-segmento corporeo corretto, rischiando di rendere le rotazioni ricostruite non funzionalmente interpretabili [49]. I principali sensori che hanno queste caratteristiche sono gli accelerometri, i giroscopi, i magnetometri, i sensori di forza/pressione e soprattutto i sensori inerziali IMU (inertial measurement units).

Gli accelerometri permettono di rilevare l’accelerazione del corpo e di conseguenza la forza specifica nelle tre direzioni di riferimento e sono principalmente usati per studiare la stabilità del soggetto. I giroscopi rilevano le velocità angolari e a seconda di dove sono posizionati sono utilizzati per misurare diversi parametri del movimento, soprattutto durante rotazioni rapide del soggetto. I magnetometri misurano il vettore del campo magnetico locale su tre assi e servono per rilevare l’orientamento assoluto del

corpo; sono però i sensori più deboli in quanto molto sensibile a disturbi e interferenze. I sensori IMU sono una tecnologia wearable che integra un accelerometro 3D, un giroscopio 3D e spesso anche un magnetometro 3D; essi hanno grandi vantaggi di praticità e capacità di rilevazione di parametri spazio-temporali, simmetrie, variabilità e orientamenti segmentali. Le prospettive future riguardano lo sviluppo di sensori ancora più miniaturizzati (meno intrusivi), con una maggiore autonomia, ridotto consumo energetico e algoritmi di signal processing più robusti per associare pattern di parametri a patologie e supportare diagnosi precoce e monitoraggio della riabilitazione [43].

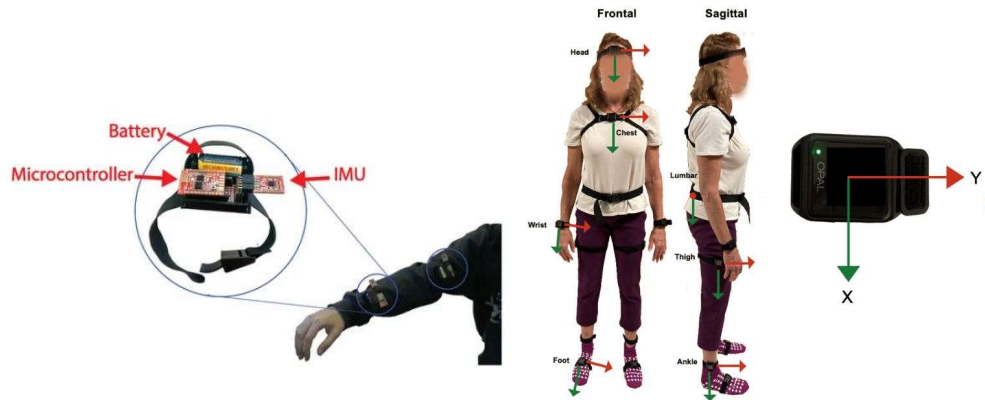


Figura 9: Sensori wearable IMU

L'analisi dinamica del movimento può essere dedotta dalle misurazioni cinematiche precedenti oppure dall'utilizzo di pedane dinamometriche, cioè piattaforme poste sul pavimento nelle quali sono integrati dei sensori di forza e grazie alle quali è possibile rilevare la forza risultante tra piede e terreno (Ground Reaction Force), che può essere analizzata nelle tre componenti lungo i tre assi (sagittale, longitudinale e trasversale) del sistema di riferimento stabilito dal protocollo. Una criticità associata a questo metodo è la dimensione limitata di molti tappeti/pedane che consentono la registrazione di pochi passi consecutivi e quindi, per avere statistiche affidabili, serve ripetere più volte il processo; inoltre, il soggetto può modificare involontariamente il passo per "centrare" la pedana, alterando la naturalezza del cammino [43].

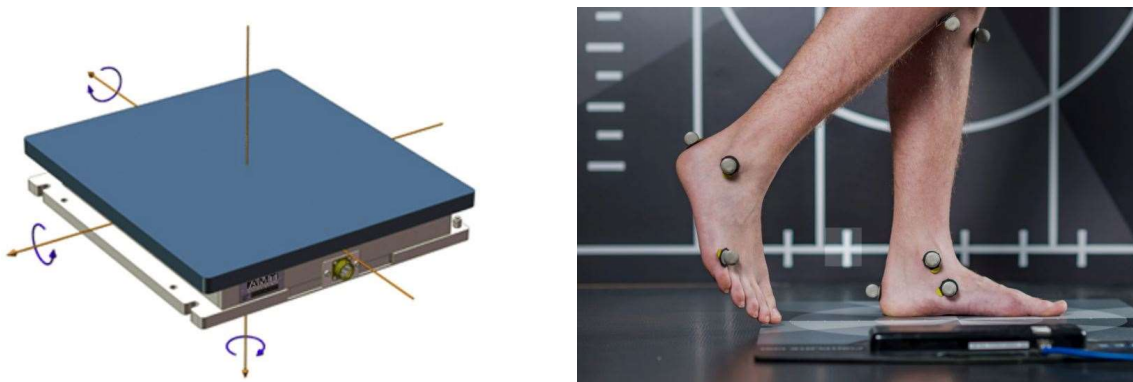


Figura 10: Pedane dinamometriche

3.2 Analisi del cammino e biomeccanica del passo

L'analisi del cammino (gait analysis) è l'applicazione più importante e studiata dell'analisi del movimento, in quanto il cammino è un gesto quotidiano, ripetitivo e standardizzabile, che riflette, soprattutto in casi clinici, come funzionano insieme articolazioni, muscoli, sistema nervoso e controllo dell'equilibrio. L'analisi deduce misure oggettive dal "come si cammina". L'analisi del cammino viene svolta con le tecniche descritte prima, cioè stereofotogrammetria e sistemi optoelettronici, per il rilievo di parametri spazio-temporali, la dinamometria, per la misura delle forze di reazione col terreno, e l'elettromiografia, per il rilievo dell'attività muscolare. La gait analysis è in continuo sviluppo grazie a studi per il miglioramento della fase di acquisizione e di post-processing e all'ottimizzazione dei modelli utilizzati (dai convenzionali tipo Plug-in Gait ai muscoloscheletrici/forward dynamics). Allo stesso tempo, ci sono anche limiti persistenti con l'analisi: un accesso ancora relativamente ristretto all'attrezzatura necessaria, la scarsa diffusione di strumenti automatici per identificare deviazioni del cammino e il problema che la camminata misurata in laboratorio non sempre è rappresentativa di quella reale [44].

Il cammino è infatti visto come un movimento ciclico che si ripete con la stessa sequenza di eventi. Il ciclo del passo rappresenta l'intervallo che intercorre tra due eventi successivi del cammino ed è suddiviso in due fasi principali, cioè la *fase di appoggio* (stance) e la *fase di oscillazione* (swing), ognuna delle quali è suddivisa a sua volta in altre fasi. La fase di appoggio rappresenta circa il 60% del ciclo, inizia all'impatto di un piede col terreno e termina al distacco del piede stesso, mentre la fase di oscillazione o pendolamento occupa il 40% del ciclo, inizia al distacco del piede e termina quando lo stesso piede impatta successivamente sul terreno. Durante un ciclo il peso del corpo è supportato per il 20% del tempo da entrambi gli arti insieme (Double Limb Support Time) e per l'80% del tempo da un solo arto (Single Limb Support Time). Le due fasi principali si articolano in 8 sottofasi o eventi [45]:

- il *contatto iniziale* (0% del ciclo del passo), cioè l'inizio del ciclo, quando il calcagno impatta al suolo (Foot Strike); è il momento in cui il baricentro del corpo è più basso
- il *caricamento* (0-8% del ciclo del passo), cioè l'istante in cui la pianta del piede è tutta a contatto col terreno; questa fase viene anche chiamata di accettazione del carico (landing response), in quanto tutto il peso del corpo è in appoggio su quel piede
- l'*appoggio intermedio* (8-30%), cioè la fase di appoggio pieno e il momento in cui l'arto che invece è in pendolamento supera il piede in appoggio; in questa fase il baricentro si trova nel punto più alto
- l'*appoggio terminale* (30-40%), cioè la fase di distacco del calcagno dal terreno e l'inizio di spinta del polpaccio che comanda la flessione plantare della caviglia
- il *pre-pendolamento* (40-60%), cioè il termine della fase di appoggio del piede che si distacca (Toe Off o Foot Off) e inizia il suo pendolamento
- il *pendolamento iniziale* (60-75%) (swing), cioè la fase in cui il soggetto attiva i flessori dell'anca per accelerare la gamba in avanti
- il *pendolamento intermedio* (75-85%), cioè la fase in cui il piede supera il corpo
- il *pendolamento finale* (85-100%), cioè la fase in cui i muscoli decelerano la gamba e stabilizzano il piede in preparazione del successivo appoggio

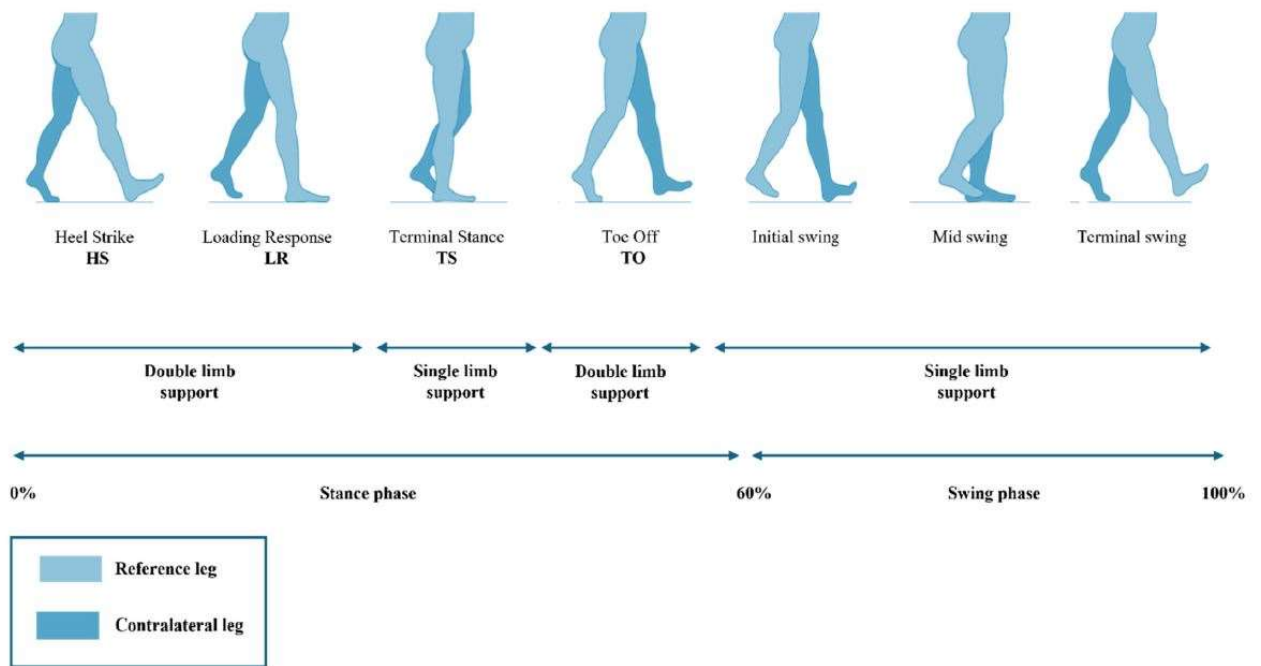


Figura 11: Ciclo del passo

Il cammino è caratterizzato inoltre da parametri geometrici descrittivi importanti:

- *stride*: lunghezza complessiva del passo, cioè distanza tra due successivi contatti del calcagno dello stesso piede
- *step*: singolo passo, cioè distanza tra due contatti successivi dei calcagni dei due piedi diversi
- *step width*: larghezza del passo, cioè distanza laterale tra i centri dei calcagni di due impronte consecutive
- *angolo di piede*: angolo di orientamento esterno o interno della linea calcagno-secondo dito

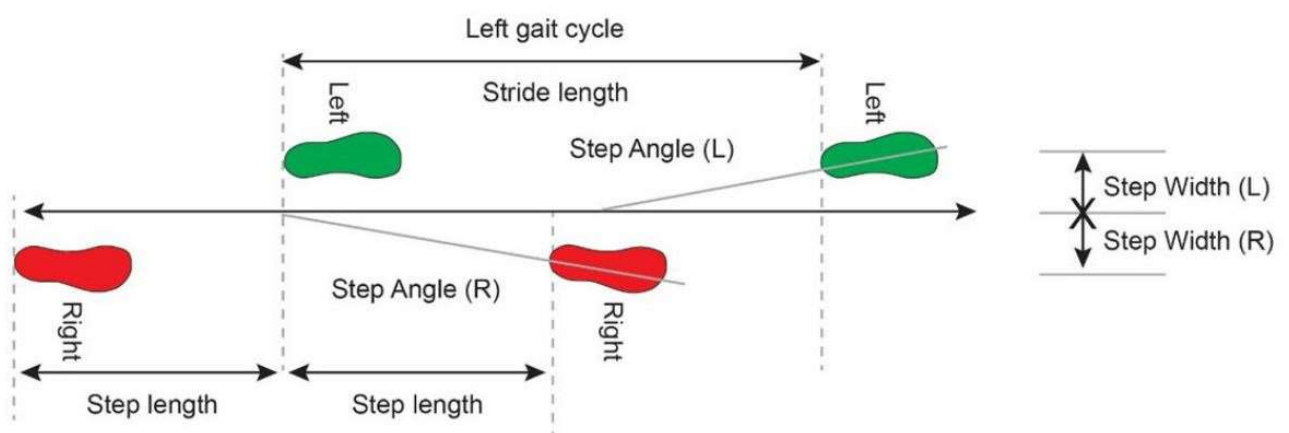


Figura 12: Parametri geometrici del ciclo del passo

I parametri associati alla gait analysis e che permettono di misurare in modo oggettivo il ciclo del passo, si possono classificare come antropometrici, spaziotemporali, cinematici e cinetici. Gli antropometrici, come peso, altezza e età, servono perché condizionano l'interpretazione, la localizzazione dei reperi anatomici e gli artefatti dei tessuti molli. I parametri spaziotemporali sono i più facilmente interpretabili e descrittivi del moto e di eventuali suoi cambiamenti; i più importanti sono lunghezza del passo e della falcata, velocità, cadenza (frequenza dei passi) e single/double support time [45]. I parametri cinematici riguardano il moto delle articolazioni e in particolar modo si possono ottenere i range of motion degli angoli articolari. I parametri cinetici comprendono invece forze/momenti e potenze generati e assorbiti [43].

3.3 Rilevanza clinica dell'analisi del movimento nei soggetti col Parkinson

L'analisi della deambulazione è molto importante in ambito clinico in quanto da essa e dal cambiamento dei tempi e degli eventi del passo si possono dedurre specifiche alterazioni patologiche, nonostante non sia un metodo diagnostico esclusivo e la sua integrazione nei percorsi clinici è ancora limitata, soprattutto per la complessità degli output e per la mancanza di standardizzazione dei protocolli utilizzati. Si parla infatti di instrumented gait analysis (IGA), cioè l'analisi strumentale del cammino in ambito clinico [46]. In questo caso l'obiettivo è riuscire a distinguere entità patologiche diverse (diagnosi), stimarne la severità (assessment), dedurre opzioni di trattamento, prevedere prognosi e monitorare la progressione nel tempo [47].

I disturbi del cammino possono essere di diversa natura e possono derivare da problemi a diversi livelli (cervello, midollo, nervi periferici, muscoli, articolazioni, ossa). In generale, i pazienti tendono a camminare più lentamente e con alterazioni dei parametri spaziotemporali, cinematici e cinetici. Un quadro generico delle alterazioni dovute a patologie e riscontrabili con l'analisi del cammino può essere: andatura ipocinetico-rigida, riduzione della lunghezza del passo, variabilità, ridotto oscillamento delle braccia, andatura lenta e a base larga, poca mobilità del tronco, movimenti involontari e forme fluttuanti o di freezing dei gesti.

Per rendere più significativi i dati di gait analysis, sono spesso utilizzati degli indici generali o patologia-specifici orientati a quantificare in modo indicativo lo scostamento dal paziente sano. I più comuni sono tre: il Gillette Gait Index (GGI), il Gait Deviation Index (GDI) e il Gait Profile Score (GPS) [46]. Il GGI è uno score ottenuto combinando 16 parametri della gait analysis clinicamente rilevanti e rappresenta una distanza dal profilo medio "normale" di un paziente sano: più è alto, più il cammino è patologico [48]. Il secondo indice, cioè il GDI, è un indice globale basato soprattutto sulla cinematica 3D che sintetizza i segnali angolari in 15 categorie del gait indipendenti e lo score finale misura la distanza di queste categorie dal controllo; la scala è su 100 (score associato ai pazienti sani) e minore è il punteggio, maggiore è il grado della patologia [49]. Infine, l'indice GPS è ottenuto come root mean square della differenza tra le curve cinematiche del paziente e quelle di riferimento, su un set di variabili stabilite; questo indice è espresso in gradi e più è basso, più il cammino è vicino al normale e lontano dal patologico [50]. Bisogna comunque sottolineare come questi indici dipendano

molto dal dataset normativo e dal protocollo utilizzato nello studio e come uniscano insieme molte informazioni in un solo valore; quindi, risultano utili per avere un parametro riassuntivo, ma non permettono di differenziare l'impatto della patologia sui diversi parametri e andrebbero sempre affiancati nell'analisi con altre considerazioni più specifiche.

L'analisi del cammino è quindi un metodo investigativo rilevante in associazione a molte patologie, in particolar modo rispetto al Parkinson, in quanto a questa condizione neurodegenerativa sono spesso associati disturbi dell'andatura più o meno evidenti e che peggiorano con la progressione della malattia. Spesso i disturbi del cammino sono tra i sintomi motori più precoci e disabilitanti in quanto bradicinesia, akinesia e freezing of gait si riflettono in un cammino lento, passi corti, maggiore variabilità e aumento del double support, con instabilità posturale e rischio di caduta [51]. La gait analysis nei pazienti parkinsoniani è associata alla valutazione dello stadio di evoluzione della malattia tramite le scale MDS-UPDRS e di Hoehn & Yahr e alla storia di cadute e stato di FoG. Vengono anche tenute in considerazione eventuali terapie farmacologiche e non (ad esempio levodopa, DSB) che stanno seguendo o hanno seguito i pazienti e anzi, molti studi utilizzano la gait analysis proprio per valutare eventuali miglioramenti in conseguenza a queste cure [52].

Numerosi studi hanno evidenziato le principali differenze tra soggetti sani e pazienti parkinsoniani che si possono evincere dalla gait analysis, partendo dai parametri spaziotemporali, che sono le differenze più visivamente osservabili, ma considerando anche parametri cinematici di movimenti articolari, parametri cinetici di forze e momenti, e parametri di mobilità e equilibrio generali [53].

Differenze relative ai parametri spazio-temporali

Nonostante il cammino cambi molto tra soggetti, nella Figura 13 è riportata una tabella con i range tipici per adulti sani dei parametri spazio-temporali più rilevanti (velocità del cammino, stride/step length, tempi di stance/swing, cadenza, single/double support) [46].

Parameters (self-selected speed)	Range
Gait velocity (m/s)	1.30–1.46
Stride length (m)	1.68–1.72
Step length (m)	0.68–0.85
Stance phase (s)	0.62–0.70
Swing phase (s)	0.36–0.40
Cadence – fast walking (steps/min)	113–118
Single support (% of stride)	60.6–62
Double Support (% of stride)	21.2–23.8

Figura 13: Parametri del cammino di soggetti sani

Non tutte le variabili spazio-temporali si differenziano in modo significativo tra pazienti parkinsoniani e controlli, ma per inquadrare quantitativamente le principali alterazioni dell'andatura, si fa riferimento ai valori medi di scostamento riportati nella revisione sistematica

con meta-analisi di Bonacina *et al.* (2024) [54], che ha analizzato i risultati di 34 studi di analisi del cammino condotti con un protocollo confrontabile, comparando pazienti parkinsoniani (n = 1533 PD) e controlli sani (n = 1093 HC). In questo studio sono state stimate le differenze medie (MD) dei parametri tra i due gruppi, rendendo i risultati direttamente interpretabili sul piano clinico; i risultati principali riguardano [54]:

- la *velocità di cammino*, che risulta ridotta nei pazienti, con una differenza media di circa -0.21 m/s (CI 95% circa -0.27 a -0.15)
- l'*ampiezza del passo*, che risulta diminuita; in particolar modo la step length ridotta in media di circa -0.09 m (CI 95% circa -0.13 a -0.06) e la stride length di circa -0.17 m (CI 95% circa -0.25 a -0.09)
- la *cadenza*, che risulta diminuita di circa -4.93 passi/min (intervallo 95% circa -7.89 a -1.98), cioè mediamente le persone con PD fanno meno passi al minuto
- la *double support time*, che risulta aumentata di circa $+0.07$ s (CI 95% circa $+0.05$ a $+0.10$), che indica un peggioramento nella stabilità dei pazienti e quindi la riduzione del tempo di appoggio monopodale come una strategia più “cauta”

Differenze relative ai parametri di cinematica articolare

Per quanto riguarda l'analisi degli angoli articolari, essi possono essere rilevati durante la gait analysis e i loro andamenti analizzati lungo le tre direzioni dello spazio per quantificare eventuali differenze di mobilità articolare e di range of motion (ROM), cioè di ampiezza dei movimenti. Le tre direzioni lungo le quali possono essere analizzati gli andamenti degli angoli articolari sono gli assi anatomici principali, cioè:

- *asse sagittale*, associato al piano sagittale, posti in direzione antero-posteriore rispetto al corpo, che divide in una sezione destra e una sinistra; lungo questo asse avvengono i movimenti di flessione-estensione degli arti
- *asse craniocaudale o longitudinale*, associato al piano frontale, posto in direzione medio-laterale rispetto al corpo, che divide in una sezione anteriore e posteriore; lungo questo asse avvengono i movimenti di abduzione e adduzione degli arti
- *asse trasversale o orizzontale*, associato al piano trasversale, posto in direzione orizzontale rispetto al corpo, che divide in parte superiore e inferiore; lungo questo asse avvengono i movimenti di rotazione interna e esterna

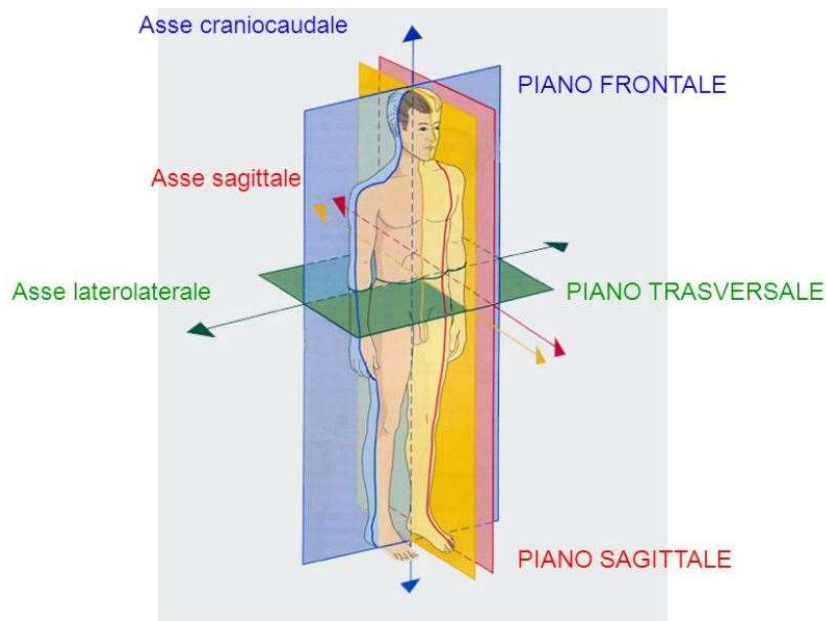


Figura 14: Assi e piani anatomici

La rappresentazione più significativa degli angoli articolari e con maggiore escursione visibile è quella di flesso-estensione e viene soprattutto analizzata per le articolazioni degli arti inferiori, ovvero anca, ginocchio e caviglia. L'analisi cinematica si concentra proprio su questi andamenti e sulla loro ampiezza durante il cammino.

Nei pazienti parkinsoniani si nota una tendenza a una riduzione dell'escursione sagittale di flesso-estensione nelle articolazioni principali (*Figura 15*), conseguenza dell'aumento della rigidità dei movimenti, anche se l'entità e l'omogeneità dei risultati variano. Secondo lo studio precedentemente citato (meta-analisi di Bonacina *et al.* (2024)), per quanto riguarda l'anca, il range of motion sagittale complessivo risulta ridotto in media di circa -5.39° (CI 95% circa -10.42 a -0.37) nei pazienti parkinsoniani rispetto a quelli sani; quindi, si ha una perdita di estensione d'anca e una riduzione nella flessione massima durante lo swing. L'articolazione del ginocchio mostra una riduzione significativa del range of motion sagittale di circa -11.05° (CI 95% circa -21.88 a -0.22). Il range of motion sagittale della caviglia risulta ridotto mediamente di circa -4.03° (CI 95% circa -6.37 a -1.69) [54]. Dall'analisi dei range of motion di bacino e tronco non emergono differenze consistenti, ma si osserva una ridotta oscillazione degli arti superiori durante la deambulazione.

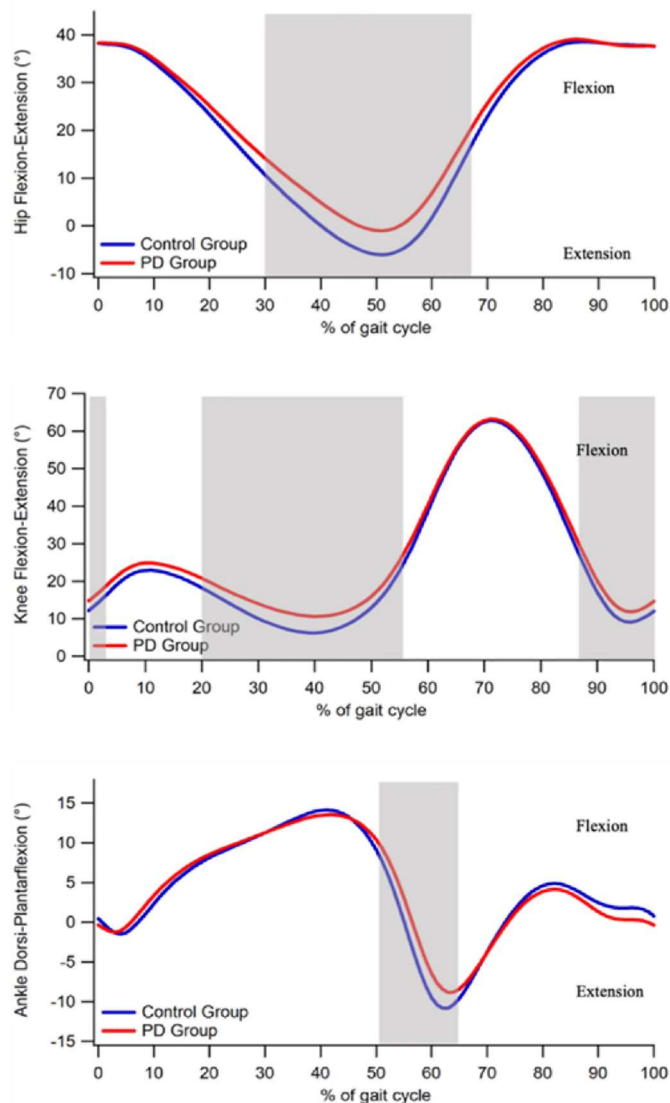


Figura 15: Andamenti di flessione-estensione di pazienti parkinsoniani e sani

Differenze relative ai parametri cinetici

Le forze e i momenti articolari che accompagnano il movimento di camminata risultano globalmente ridotti nei pazienti parkinsoniani rispetto a quelli sani, con una ridotta capacità di generare e assorbire potenza e minori momenti estensori/flessori. Nell'anca si osserva una riduzione del momento di flessione e una riduzione sia della potenza generata sia di quella assorbita; nel ginocchio si ha una riduzione del momento estensore e anche del momento flessore, una minore potenza generata in single support e una minore potenza assorbita nella fase di stance. Infine, nella caviglia si osserva una riduzione del momento estensore in fase di stance e una riduzione della potenza generata nelle fasi di stance e pre-swing [51].

Per quanto riguarda l'equilibrio dinamico, esso risulta ridotto, in quanto l'aumento di variabilità dei tempi di falcata, della larghezza del passo e del double support, significano una maggiore instabilità dei soggetti, che spesso per compensarla mettono in atto strategie di compenso che li portano a alterazioni posturali. Un parametro spesso considerato come indicatore di controllo

posturale e equilibrio è il Centre of Pressure (COP), cioè il punto di applicazione risultante della forza di reazione al suolo sotto il piede ed è anche visto come il baricentro della distribuzione delle pressioni. Viene misurato tramite l'utilizzo di pedane di forza e la traiettoria del COP segue un andamento preciso tipico durante il cammino; nei pazienti parkinsoniani dall'analisi della traiettoria del COP e della sua velocità si può dedurre una stabilità ridotta rispetto ai controlli, l'utilizzo di strategie compensatorie e eventuali rischi di caduta [55].

Il Freezing of Gait è anche valutato tramite un approccio basato sulle frequenze caratteristiche del tremore delle ginocchia quando il paziente tenta di avanzare: si calcola un freezing ratio come rapporto tra potenza in banda 3–8 Hz (freezing) e potenza in banda 0.5–3 Hz (gait). Questo valore va però considerato con prudenza poiché non tutti i freezing includono tremore e non è certo che questo approccio identifichi bene episodi brevi durante un monitoraggio continuo [56].

Tuttavia, anche relativamente al Parkinson, la gait analysis presenta limiti importanti; innanzitutto, la mancanza di standardizzazione dei protocolli, che spesso non rende significativi o confrontabili gli studi. Per differenze nei protocolli si intende il diverso posizionamento dei marker, un diverso modello biomeccanico e un diverso processamento dei dati; infatti, la variabilità dell'andatura, per esempio, viene talvolta calcolata su cammini molto brevi, di pochi metri, e talvolta su cammini che durano minuti. Queste differenze possono influenzare fortemente i risultati e anche la capacità di distinguere Parkinson e controlli sani [52]. Gli studi condotti riportano che un protocollo standardizzabile dovrebbe basarsi su un cammino continuo di un minuto o di almeno una decina di metri eseguito a velocità confortevole, per garantire un numero adeguato di step/stride ma senza essere stancante, e dovrebbe includere svolte di 180°, per valutare la coordinazione motoria durante la curva. Se un percorso di almeno 10 metri non è disponibile, va riportata la distanza effettivamente usata e lo studio deve tenere in considerazione che affidabilità e validità di alcune misure potrebbero essere compromesse. Spesso negli studi possono essere inclusi dei dual-task, cioè combinare cammino con un compito cognitivo (ad esempio generare parole, contare), per valutare la compromissione cognitiva tipica nel Parkinson e la relazione tra questa e i movimenti motori [51]. Per garantire l'oggettività dello studio è fondamentale, inoltre, la trasparenza su tecnologia e software, che devono essere riportati con dettagli e riferimenti di validazione per l'uso nel Parkinson, specificando il tipo di tecnologia utilizzato (motion analysis, IMU, pedane di forza, ecc.), il tipo di software, frequenza di campionamento e riferimenti sulla validità della tecnologia per misurare il cammino [52].

Un miglioramento futuro associato all'utilizzo clinico della gait analysis sarebbe quindi l'utilizzo di protocolli che bilancino rigore biomeccanico e fattibilità clinica, perché la standardizzazione è essenziale per rendere la gait analysis davvero riproducibile, comparabile tra centri e di conseguenza pienamente integrabile nella cura personalizzata dei pazienti [45].

4 Materiali e Metodi

4.1 Protocollo sperimentale e strumentazione

4.1.1 Disegno dello studio

Il presente lavoro è uno studio pilota sperimentale che ha l'obiettivo di valutare in modo oggettivo e ripetibile i possibili effetti di un percorso di Danzaterapia Clinica in soggetti affetti da malattia di Parkinson. Lo studio ha coinvolto 5 pazienti e si è articolato in 12 sessioni complessive, svolte una volta a settimana e della durata di circa un'ora ciascuna. Le sedute di Danzaterapia e la raccolta dei dati quantitativi si sono svolte presso il PolitoBIOMed Lab del Politecnico di Torino, dove è presente un sistema per l'analisi del movimento costituito da: un sistema optoelettronico di motion capture con 12 telecamere a infrarosso (Vero 2.2, VICON) dotato di software di acquisizione ed elaborazione dei dati (Nexus) e due pedane dinamometriche (OR6-7, AMTI) integrate nel. Per valutare eventuali miglioramenti apportati dalla Danzaterapia, si sono sottoposti i pazienti alla gait analysis, sia prima che dopo la singola seduta di Danzaterapia, utilizzando il software Vicon Nexus e seguendo il protocollo Plug-in-Gait, che verrà descritto in dettaglio nel corso di questo capitolo. Da queste acquisizioni PRE e POST di ogni seduta, tramite l'elaborazione e la ricostruzione dei dati, sono stati ricavati parametri spazio-temporali, cinematici e cinetici del cammino, da cui è stato possibile dedurre considerazioni e quantificare eventuali cambiamenti conseguenti alle sessioni di Danzaterapia. In particolare, si sono considerati aspetti generici della deambulazione ma anche caratteristiche biomeccaniche del passo più specifiche e andamenti della dinamica articolare.

L'analisi è stata svolta su due livelli: un confronto a breve termine, tra parametri PRE e POST di ogni singola seduta, e uno a lungo termine, cioè tra parametri relativi alla prima e all'ultima sessione. Questo è stato importante per distinguere eventuali benefici immediati della Danzaterapia da modifiche e trend più stabili nel tempo, dovuti alla ripetizione delle sedute nell'arco delle settimane.

Questo studio valuta nello specifico eventuali miglioramenti dei sintomi motori nei pazienti, mentre quelli non motori non sono stati considerati, anche perché più difficili da valutare; nonostante questo, al termine di ogni seduta, i pazienti hanno compilato un questionario relativo a aspetti personali di percezione e di interessamento alla seduta di terapia, per avere un feedback qualitativo e generale relativo alla Danzaterapia, oltre che una considerazione motoria. Lo studio condotto tende quindi a essere un'indagine sperimentale esplorativa che fornisce un set up sperimentale per ricerche e sviluppi futuri.

Lo studio presenta tuttavia dei limiti, cioè principalmente la numerosità ridotta dei pazienti analizzati, la variabilità interindividuale e i limiti pratici associati alla rilevazione dei dati con il sistema optoelettronico del laboratorio; inoltre, come precedentemente descritto, le evidenze scientifiche della Danzaterapia sono ancora limitate e non c'è un protocollo standardizzato. Questi aspetti limitano la generalizzabilità dei risultati e la possibilità di attribuire eventuali cambiamenti in modo univoco allo studio, considerando anche il progredire della malattia nell'arco delle 12 settimane.

4.1.2 Campione sperimentale

Il campione sperimentale è costituito da cinque pazienti affetti dalla malattia di Parkinson, reclutati volontariamente tramite Giulia Alessio, Danzaterapeuta presso l'associazione di promozione sociale "è", che si occupa di vari settori, come arte, pedagogia, psicologia, sociologia e medicina. All'inizio dello studio sono state raccolte informazioni anagrafiche (età, sesso, altezza, peso) e antropometriche, cioè lunghezze e larghezze degli arti inferiori, in particolare lunghezza delle gambe, diametro delle ginocchia e diametro delle caviglie. Questi parametri servono per la parametrizzazione del modello biomeccanico usato nella gait analysis e per la definizione dei sistemi di riferimento locali dei pazienti.

Tutti i partecipanti erano sottoposti a una terapia farmacologica antiparkinsoniana prescritta, che consisteva in farmaci basati sulla levodopa (spesso combinata a un inibitore periferico) e, in alcuni casi, su agonisti dopaminergici. Le acquisizioni sono avvenute in condizioni cliniche comparabili e tutte le sedute sono avvenute in fase "on" di terapia, in quanto i pazienti avevano assunto i farmaci la mattina stessa; questa considerazione è importante nei trial di analisi del cammino, in quanto la levodopa e gli agonisti dopaminergici permettono un controllo maggiore dei sintomi motori.

I criteri di inclusione ed esclusione si sono basati sul requisito dei pazienti di una diagnosi di malattia di Parkinson, in grado di deambulare in autonomia, così da essere in grado di eseguire le prove previste dal protocollo. È stata anche verificata la disponibilità dei pazienti a partecipare all'intero ciclo di 12 sedute della terapia e prima dell'inizio dello studio gli è stato fatto firmare un documento di consenso informato.

4.1.3 Sistema di acquisizione del movimento (Vicon)

Il sistema marker-based di motion capture optoelettronico utilizzato nello studio per la gait analysis è il sistema di acquisizione Vicon, gestito tramite l'interfaccia software Vicon Nexus, cioè una piattaforma che permette la cattura, l'elaborazione e l'analisi del movimento umano in ambito biomeccanico e clinico. Il sistema Vicon utilizzato è composto da diversi elementi [57]:

- telecamere optoelettroniche (12 nel nostro studio), che individuano i marker nello spazio acquisendo immagini ad alta frequenza; nello studio condotto la frequenza di campionamento utilizzata è 100 Hz
- sorgente di raggi infrarossi per rendere visibili i marker passivi; lo strobo che emette raggi infrarossi è integrato nelle telecamere
- marker passivi retroriflettenti con diametro pari a 14 mm
- elementi di sincronizzazione, come il Vicon Lock, che è l'unità hardware di connettività e sincronizzazione del sistema Vicon, che serve a garantire l'allineamento temporale tra le telecamere e gli eventuali segnali analogici acquisiti durante la prova, come ad esempio quelli provenienti dalle pedane di forza

- pedane di forza AMTI ORG6-7, integrate nel pavimento (2 nel nostro studio), per la rilevazione delle forze di reazione col terreno generate durante il movimento lungo gli assi verticale, antero-posteriore e medio-laterale. Sono piattaforme in acciaio o alluminio e il loro funzionamento si basa sulla presenza di celle di carico estensimetriche posizionate sotto la loro superficie. Infatti, quando la pedana è sollecitata dall'azione esterna, la parte metallica della cella si deforma e così facendo induce una variazione della resistenza elettrica degli estensimetri, che è proporzionale alla forza applicata
- computer con software di acquisizione e processing Vicon Nexus (versione 2.16); questo software permette di configurare il sistema e i soggetti secondo un protocollo stabilito, registrare i trial, eseguire le pipeline di ricostruzione e labelizzazione dei dati ed infine esportare i dati in formati interpretabili
- strumenti di calibrazione, che sono fondamentali per la ricostruzione 3D delle traiettorie dei marker; lo strumento utilizzato è la active wand, cioè una bacchetta rigida con dei marker attivi posti a distanza nota che serve per calibrare le telecamere

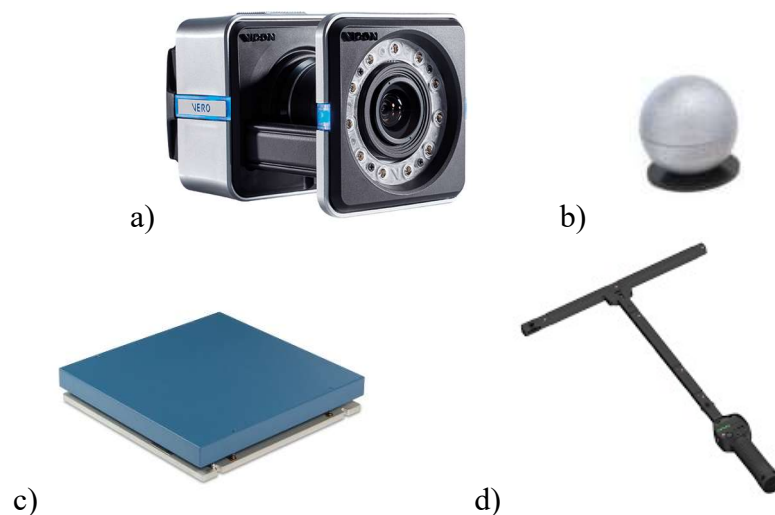


Figura 16: Elementi del sistema Vicon; telecamera con sorgente di raggi IR (a), marker passivo (b), Pedane di forza AMTI ORG6-7 (c), active wand (d)

Il sistema Vicon si basa sulla triangolazione ottica, cioè un metodo che consente di determinare la posizione nello spazio di ciascun marker e la ricostruzione tridimensionale del movimento utilizzando più telecamere simultaneamente. Infatti, ogni telecamera cattura i marker come dei punti luminosi in un'immagine 2D per ogni frame; grazie alla calibrazione, per ogni posizione 2D (pixel) si può risalire a una direzione nello spazio (un raggio che parte dal centro ottico della telecamera nella direzione associata al pixel osservato). Con più telecamere si possono combinare queste direzioni e ottenere la posizione 3D (x, y, z) del marker come intersezione "migliore" delle linee, minimizzando errori dovuti a rumore e piccole imprecisioni. Maggiore è il numero di telecamere che osservano lo stesso marker, maggiore è la robustezza e precisione della ricostruzione [57].

Workflow di Vicon Nexus

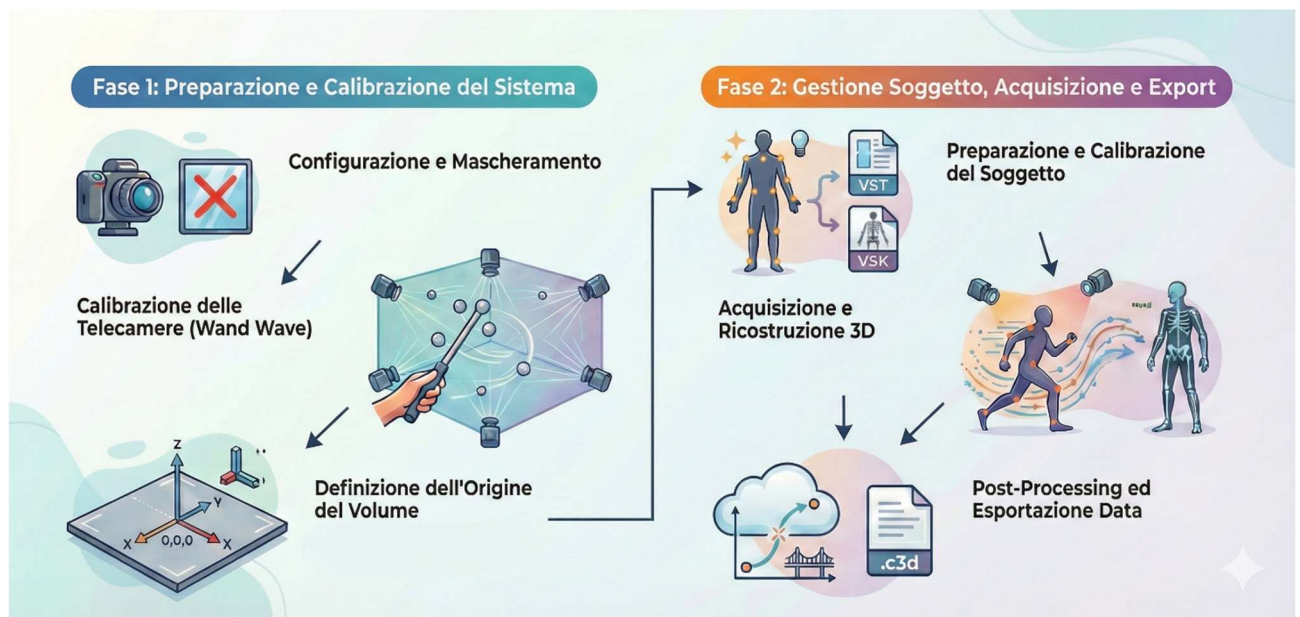


Figura 17: Step dell'acquisizione dei dati tramite Vicon

Il workflow di Vicon Nexus segue una sequenza standardizzata, che parte dalla preparazione del sistema e dalla maschera delle telecamere per coprire eventuali punti riflettenti che possono essere erroneamente scambiati per marker durante le acquisizioni; si procede con la sincronizzazione delle telecamere e la calibrazione del volume di cattura, che viene svolta agitando l'active wand davanti alle telecamere, per stimare posizione e orientamento delle stesse; posizionando poi la wand al centro del volume di acquisizione, o sull'angolo di una pedana di forza, si definiscono l'origine e gli assi associati del sistema di riferimento globale del volume di acquisizione. Tramite il software Vicon Nexus avviene poi la creazione del soggetto a partire da un modello di scheletro associato al protocollo e si inseriscono le misure antropometriche per ogni paziente, per rendere più realistica la ricostruzione. Successivamente avviene il posizionamento dei marker retroriflettenti sui pazienti, in particolare in punti di repere specifici a seconda del protocollo scelto, cercando di ridurre eventuali fonti di errore in modo da rendere ripetibili le misure. Per adattare il modello al soggetto, prima delle acquisizioni dinamiche, viene fatta una calibrazione statica del soggetto, cioè viene individuata la posizione statica dei marker sul soggetto mentre quest'ultimo è fermo. Si controlla anche che non siano stati acquisiti altri marker presenti nella stanza ma non appartenenti al modello biomeccanico in analisi o che il sistema non rilevi interferenze e riflessi causati da altri oggetti nella stanza.

Ora il sistema è pronto per le acquisizioni delle prove dinamiche, che possono essere di diversa natura e, sia prima che durante il loro svolgimento, va verificato che tutti i marker siano visibili; si danno manualmente al software i comandi di start e stop della cattura durante l'esecuzione del gesto motorio. Dopo le acquisizioni, i dati vengono postprocessati tramite una serie di operazioni chiamate pipeline, che, tramite Vicon Nexus, permettono di passare dai dati grezzi registrati a output biomeccanici analizzabili; si inizia con la fase di ricostruzione 3D delle coordinate a partire dalle osservazioni delle telecamere e si segue con il labeling, che assegna i

nomi dei marker alle traiettorie. Ci si occupa anche della pulizia del segnale e del riempimento di eventuali gap dovuti a occlusioni temporanee tramite interpolazioni numeriche delle traiettorie[57].

A questo punto, ottenute traiettorie continue e coerenti di tutto il movimento registrato, a partire dalle registrazioni e a seconda del tipo di prova, vengono individuati manualmente gli eventi del ciclo del passo, cioè Foot Strike e Foot Off destri e sinistri; infine, si esegue la pipeline dinamica, che permette il calcolo degli output di modello, cioè i parametri spazio-temporali, cinematici (andamento degli angoli articolari) e cinetici (forze, momenti, potenze) che si vogliono ottenere in output dalla prova. L'ultimo step è il salvataggio dei dati e la loro esportazione in formato standard (C3D per le traiettorie) o formato ASCII.

4.1.4 Protocollo Plug-in Gait

Il protocollo Plug-in Gate (PiG) è un modello biomeccanico molto diffuso per l'analisi quantitativa del movimento e soprattutto per la gait analysis, in quanto, a partire da misure antropometriche del soggetto, dalle coordinate 3D dei marker e dalle loro traiettorie, permette di ricostruire un sistema di segmenti rigidi e di calcolarne la cinematica e la cinetica articolare.

Il funzionamento del modello si basa sulla suddivisione del corpo umano in una serie di segmenti rigidi interconnessi da centri articolari e sulla definizione di un sistema di riferimento locale di assi ortogonali e di un'origine per ognuno di questi segmenti; tutto questo riesce a farlo a partire dalla rilevazione dei marker. Il riferimento globale considerato è quello del laboratorio con una specifica origine definita e i tre assi ortogonali con direzioni assegnate, cioè z verticale e x, y sul piano del cammino (y in direzione di avanzamento).

Il flusso tipico di applicazione del protocollo prevede una rilevazione statica per la calibrazione, che permette una stima dei centri articolari e degli offset, e delle prove dinamiche; in queste prove la pipeline dinamica PiG include le seguenti azioni: identificazione degli eventi del passo e calcolo di parametri quali gli angoli e le coppie articolari.

Il protocollo Plug-in Gate prevede la divisione del corpo in due modelli principali: Upper Body Model e Lower Body Model. Il primo riguarda i segmenti e le articolazioni degli arti superiori, quindi spalle, gomiti, polsi e testa, mentre il secondo quelle degli arti inferiori, cioè bacino, anche, ginocchia, caviglie e piedi. Questi modelli possono essere usati insieme, per avere una rappresentazione più completa del movimento, o separatamente, a seconda delle analisi che si vogliono compiere; in questo studio si è considerato il Lower Body Model, in quanto il focus era la gait analysis. L'applicazione dei marker è un processo delicato poiché vanno posizionati su reperi anatomici stabiliti dal protocollo, che corrispondono a prominenze anatomiche o centri articolari, per garantire l'accuratezza della ricostruzione biomeccanica. Dalla corretta applicazione dei marker dipende la precisione e soprattutto la riproducibilità delle analisi e dei risultati stessi.

I marker del Lower Body Model, che sono stati posizionati sui pazienti all'inizio della prova, sono i seguenti [58]:

– **Bacino (pelvis):**

- LASI (Left ASIS): posizionato sulla spina iliaca antero-superiore sinistra

- RASI (Right ASIS): posizionato sulla spina iliaca antero-superiore destra
- LPSI (Left PSIS): posizionato sulla spina iliaca postero-superiore sinistra
- RPSI (Right PSIS): posizionato sulla spina iliaca postero-superiore destra

– **Arto inferiore sinistro:**

- LTHI (Left thigh): posizionato sulla superficie laterale della coscia sinistra, a circa 1/3 della distanza tra anca e ginocchio (distanza misurata a partire dall'anca)
- LKNE (Left knee): posizionato sul lato laterale del ginocchio sinistro, in corrispondenza dell'asse di flesso-estensione del ginocchio
- LTIB (Left tibia): posizionato sulla superficie laterale della gamba sinistra, a circa 2/3 della distanza tra ginocchio e caviglia (distanza misurata a partire dal ginocchio)
- LANK (Left ankle): posizionato sul malleolo laterale sinistro
- LHEE (Left heel): posizionato sul calcagno sinistro, circa alla stessa altezza dal piano plantare del marker del toe
- LTOE (Left toe): posizionato sulla testa del secondo metatarso sinistro

– **Arto inferiore destro:**

- RTHI (Right thigh): posizionato sulla superficie laterale della coscia destra, a circa 2/3 della distanza tra anca e ginocchio (distanza misurata a partire dall'anca)
- RKNE (Right knee): posizionato sul lato laterale del ginocchio destro, in corrispondenza dell'asse di flesso-estensione del ginocchio
- RTIB (Right tibia): posizionato sulla superficie laterale della gamba destra, a circa 1/3 della distanza tra ginocchio e caviglia (distanza misurata a partire dal ginocchio)
- RANK (Right ankle): posizionato sul malleolo laterale destro
- RHEE (Right heel): posizionato sul calcagno destro, circa alla stessa altezza dal piano plantare del marker del toe
- RTOE (Right toe): posizionato sulla testa del secondo metatarso destro

L'asimmetria tra marker di coscia e tibia destri e sinistri è pensata appositamente per permettere agli algoritmi di auto-labeling di distinguere correttamente i due lati del corpo; inoltre, questi marker seguono un preciso posizionamento antero-posteriore poiché non servono solo a tracciare i segmenti del modello, ma definiscono anche il piano che determina l'orientamento dell'asse di flessione del ginocchio e della caviglia, e questa loro disposizione permette di minimizzare il cross-talk cinematico, cioè l'interferenza di informazioni provenienti da piani non allineati [58].



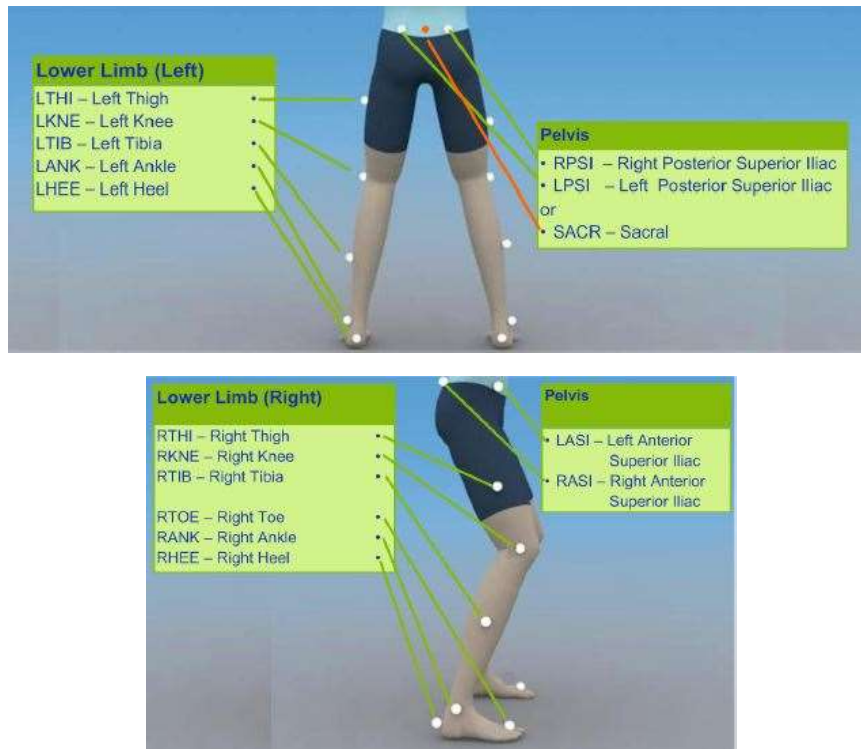


Figura 18: Vista anteriore, posteriore e laterale del posizionamento dei marker nel Lower Limb Model

Il protocollo Plug-in-Gate si basa sull'individuazione di sistemi di riferimento locali per ogni segmento, cioè per pelvi, femore, tibia e piede e sulla definizione del loro orientamento rispetto al sistema di riferimento globale, soprattutto per il calcolo degli angoli articolari durante il movimento; i sistemi di riferimento locali considerati per il modello sono destrorsi e sono costruiti a partire dai marker. Il protocollo fa utilizzo degli angoli di Cardano per descrivere l'orientamento relativo tra due segmenti e quindi per calcolare gli angoli articolari e lo fa tramite una sequenza di tre rotazioni applicate in ordine. In particolare, questo metodo considera per gli arti inferiori l'ordine di rotazione YXZ, cioè avviene una prima rotazione attorno all'asse y , poi una seconda attorno all'asse x' (asse x spostato dalla prima rotazione) e una terza attorno all'asse z'' (asse z spostato dalle due rotazioni precedenti). L'unica eccezione è l'angolo di caviglia che è calcolato in ordine YZX per tenere conto dell'inclinazione di 90° del segmento di piede rispetto agli altri [59]. Quindi, per ogni articolazione, vengono individuati un segmento prossimale (considerato fisso) e un segmento distale (considerato mobile) e vengono calcolati gli angoli di Cardano, che permettono al sistema di riferimento del segmento distale di raggiungere la posizione del sistema di riferimento del segmento prossimale.

Gli output calcolabili tramite il Plug-in Gate includono variabili cinematiche e cinetiche; dal punto di vista cinematico, il protocollo calcola gli angoli articolari relativi (tramite la sequenza di rotazione di Cardano) di anca, ginocchio e caviglia rispetto ai tre assi, cioè gli angoli di flessione/estensione, abduzione/adduzione e rotazione interna/esterna. Per quanto riguarda la cinetica del movimento, grazie all'utilizzo combinato delle pedane di forza, il protocollo è in grado di fornire in output le forze di reazione al suolo e le forze, i momenti e le potenze articolari, che vengono normalizzati rispetto alla massa corporea per rendere questi valori interpretabili e confrontabili.

Pur essendo uno standard molto diffuso in ambito clinico e nonostante le numerose applicazioni, il modello Plug-in Gate ha tuttavia alcuni limiti strutturali legati alle assunzioni che implica e alle convenzioni adottate. Innanzitutto, l'alta sensibilità al posizionamento dei marker, che avviene manualmente, e gli effetti dei tessuti molli che fanno "scivolare" i marker, sono tra le principali fonti di errore e imprecisione del metodo [66]. Infatti, la ricostruzione dei segmenti e dei centri articolari e tutte le grandezze misurate dipendono dal posizionamento e dal rilevamento dei marker. Va inoltre specificato che il modello articolare creato, nonostante sia un'ottima approssimazione della realtà biodinamica, resta un modello semplificato, che non rappresenta totalmente la complessità articolare del corpo umano. Inoltre, il protocollo esprime le rotazioni tramite gli angoli di Cardano e questo rende gli output facilmente interpretabili ma anche dipendenti dall'ordine di rotazione. Un'altra fonte di errore è la Cross-talk tra piani, cioè il rischio di attribuire certi movimenti lungo un solo piano anche a altri piani; questo è conseguenza di assi segmentali non perfettamente definiti ma leggermente ruotati rispetto alla realtà.

4.1.5 Prove motorie e condizioni sperimentali della seduta

I pazienti hanno seguito un protocollo sperimentale ideato e definito in un precedente lavoro di tesi (Alessia Tonello, 2024) [60], che costituisce il riferimento metodologico del presente studio, cioè una serie di prove di analisi del movimento funzionali, compatibili con la strumentazione disponibile e riproducibili. Le prove motorie considerate sono state pensate anche in base alle capacità motorie dei pazienti, ridotte dalla malattia, e alla loro rilevanza pratica; il protocollo consiste nelle seguenti prove:

- una camminata lineare, di circa 4 metri e che i pazienti devono compiere a velocità autonoma; la camminata include le due piattaforme di forza presenti nel laboratorio, per avere come output della rilevazione parametri cinetici oltre che cinematici. La camminata è la prova standard della gait analysis e, nonostante la breve distanza percorsa a causa dei limiti spaziali del laboratorio, da essa sono stati individuati (tramite Vicon Nexus) gli eventi del passo e i parametri del cammino



Figura 19: Prova di camminata lineare svolta in laboratorio

- una curva a destra di 90°, eseguita appoggiando i piedi sulle pedane di forza, compiendo un primo passo dritto e poi girando; in questo caso si è individuato il primo Foot Strike come evento del passo di riferimento e si è considerato come termine della prova l'allineamento a piedi paralleli al termine della curva, in posizione perpendicolare a quella iniziale di partenza. Si è scelto di far svolgere solo una curva a destra (il lato predominante dei pazienti) e non anche a sinistra per non avere una ridondanza di dati.



Figura 20: Prova di curva a destra di 90° svolta in laboratorio

- uno step, cioè il passo di salita e poi quello di discesa da uno step di altezza di 20 cm; l'inizio e la fine della prova coincidono con la posizione a piedi paralleli prima e dopo lo step



Figura 21: Prova di step svolta in laboratorio

Il protocollo sperimentale della singola seduta dello studio ha seguito le seguenti fasi: inizialmente la preparazione del setting per lo svolgimento delle prove e la preparazione dei soggetti con l'applicazione dei marker. Dopo aver calibrato le telecamere e avere preparato il software Vicon Nexus per le rilevazioni, per ogni soggetto, vengono eseguite le tre prove di gait analysis, cioè camminata lineare, curva a destra e step; ognuna delle tre viene svolta e rilevata tre volte, in modo da avere una maggiore quantità di dati. Queste sono le misurazioni PRE di analisi del movimento, cioè precedenti alla seduta di Danzaterapia. Segue poi la sessione di Danzaterapia, della durata variabile tra 45 minuti e un'ora, dove i pazienti compiono movimenti motori liberi o seguendo le indicazioni della danzaterapeuta e interagiscono tra loro e con vari oggetti.

Al termine della sessione vengono svolte di nuovo le prove di gait analysis uguali alla fase PRE, cioè tre ripetizioni per tutte e tre le prove dinamiche; queste sono le rilevazioni POST e sono ritenute molto importanti per il confronto con quelle PRE e per valutare gli effetti motori in conseguenza alla seduta di Danzaterapia. Infine, vengono rimossi i marker dai pazienti e gli viene fatto compilare un questionario qualitativo relativo alla sessione appena svolta, per avere un feedback soggettivo dell'esperienza e valutare eventuali cambiamenti di percezione fisica e sensazioni emotive; risulta infatti interessante confrontare eventuali miglioramenti percepiti con i risultati oggettivi misurati e calcolati.

Il protocollo di acquisizione Vicon ha previsto le tre prove di analisi del movimento cioè camminata lineare, curva a destra e step, eseguite dai cinque pazienti per dodici sedute, con tre ripetizioni per condizione sia in fase PRE sia in fase POST. Considerata la numerosità delle acquisizioni e la conseguente complessità di gestione, elaborazione e verifica della qualità dei dati, in questo studio ci si è concentrati sull'analisi quantitativa della prova di camminata rettilinea. In particolare, l'elaborazione dei dati su Vicon Nexus e la ricostruzione delle traiettorie dei marker mancanti sono stati effettuati per tutte le prove acquisite (camminata, curva e step), mentre la ricostruzione degli angoli articolari, le elaborazioni successive e il calcolo dei parametri sono stati condotti esclusivamente sulle acquisizioni della prova di cammino, in quanto maggiormente standardizzate e direttamente comparabili tra sedute e soggetti. I dati relativi alle altre prove restano disponibili per analisi successive che includono anche gesti motori quali appunto la curva e lo step.

4.2 Post-processing dei dati: elaborazione e ricostruzione

4.2.1 Elaborazione dei dati su Vicon Nexus

Alla rilevazione delle prove di movimento avvenute prima e dopo la sessione di Danzaterapia, è seguita una fase di post-processing dei dati, prima utilizzando lo stesso software usato per le rilevazioni, cioè Vicon Nexus e, successivamente, Matlab, per la ricostruzione di alcuni dati non elaborabili col software e per il calcolo dei parametri di analisi. Per quanto riguarda il post-processing dei dati con Vicon Nexus, partendo dalle prove rilevate e salvate, si può fare il labeling (assegnazione dei marker) automatico proposto dal programma o, se i marker del modello scheletrico non vengono assegnati correttamente a quelli rilevati, si può fare

l'assegnazione manuale. Si procede poi con lanciare dal software la Plug-in Gate Static pipeline, cioè il processo di memorizzazione del modello statico del soggetto; in particolare permette di calcolare gli offset sul piano trasversale e sul piano sagittale del piede rispetto alla posizione standard dello scheletro.

Successivamente si possono ritagliare gli eventi registrati se includono, ad esempio, parti prima o dopo la prova, in cui il soggetto è fermo e sarebbero quindi frame inutili per l'analisi dinamica; si può poi controllare la qualità dei marker, cioè che siano labelizzati correttamente e presenti durante tutta la prova, quindi in ogni frame che compone la traiettoria del movimento.

Ci si occupa poi della pulizia del segnale e del riempimento di eventuali gap nella traiettoria del movimento, dovuti a occlusioni temporanee, tramite metodi matematici specifici. Infatti, il software ricostruisce le traiettorie dei marker in modo tendenzialmente uniforme, ma può capitare che in certi tratti o per certi frame non sia così e ci sia la necessità di ricostruire quel pezzo di traiettoria. Gli algoritmi più usati per questo riempimento sono: lo Spline Fill, cioè un'interpolazione tramite spline cubica per riempire i gap, il Pattern Fill, che sfrutta l'andamento di marker con una traiettoria simile a quello mancante, il Rigid Body Fill, che ricostruisce usando la relazione rigida di distanza fissa con altri marker dello stesso segmento di quello mancante, il Kinematic fill, cioè lo riempimento cinematico che sfrutta informazioni derivanti dal template scheletrico del modello e l'Auto Gap Fill, che prova a riempire automaticamente i gap selezionando il metodo che ritiene più opportuno [57].

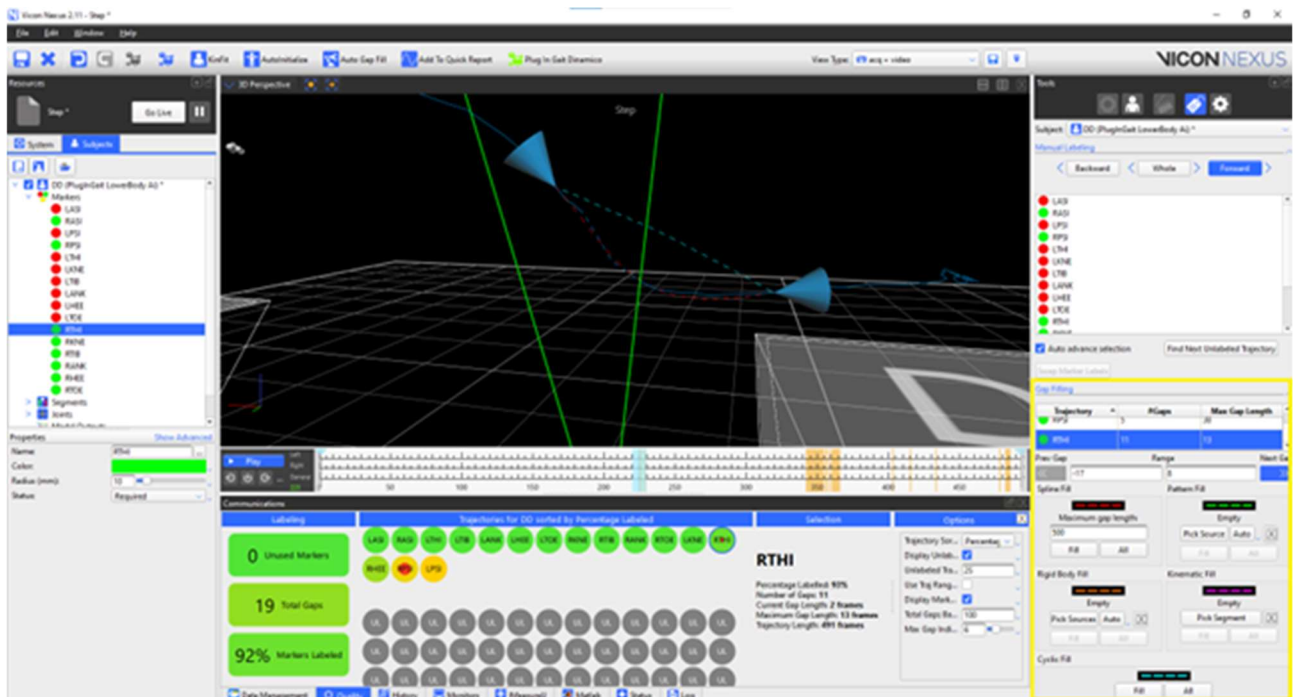


Figura 22: Schermata di Vicon Nexus raffigurante la ricostruzione della traiettoria per riempire i gap di un marker

Si può successivamente eseguire la Plug-in Gate Dynamic pipeline, cioè il processamento della prova dinamica rilevata: il software rileva in modo automatico gli eventi del passo, cioè i Foot

Strike e i Foot Off dei passi sfruttando le traiettorie dei marker; per completezza però si assegnano manualmente gli eventi non rilevati correttamente, individuando i cicli del passo.



Figura 23: Schermata di Vicon Nexus raffigurante l'individuazione degli eventi del ciclo del passo

Si può infine lanciare il comando di calcolo dei Gait Cycle Parameters, cioè i parametri del passo che si vogliono in output. Come ultimo passaggio si esportano e si salvano i dati relativi alle prove calcolati da Vicon Nexus in formato CSV tramite la funzione Export ASCII, ottenendo un file CSV per ogni prova [57].

I file CSV ottenuti in output sono file di testo leggibili con Excel e strutturati in quattro sezioni:

- Gait Cycle Parameters: tabella riassuntiva con i parametri spazio-temporali per arto destro e sinistro; i parametri riportati sono lunghezza dello step e dello stride (m), cadenza (step/min), velocità di cammino (m/s), tempo dello step e dello stride (s), tempi di appoggio singolo e doppio (s), larghezza del passo (m), istanti di Foot Off (in % di ciclo del passo), il Limp Index (indice di asimmetria temporale adimensionato) e il Gait Deviation Index (indice di deviazione del cammino adimensionale)
- Events: elenco degli eventi del passo, cioè tutti i Foot Strike e i Foot Off della prova riportati in secondi
- Devices: tabella con i dati analogici provenienti dalle pedane di forza che riporta, per ogni frame, le componenti x, y, z delle forze (N), dei momenti (N mm) e dei centri di pressione (mm) rilevati; sono anche presenti i segnali analogici grezzi rilevati dalle pedane, espressi in Volt, successivamente convertiti in modo automatico dal sistema nelle corrispondenti forze e momenti mediante la calibrazione della piattaforma. Sono tuttavia dati rappresentativi solo dei passi compiuti sopra le due pedane di forza e non dell'intera camminata
- Model Outputs: tabella in cui sono riportati, per ogni frame, molti parametri divisi relativamente alle singole articolazioni e al lato destro e sinistro, cioè gli angoli articolari (deg), le forze articolari normalizzate (N/7kg), i momenti articolari normalizzati (N

mm/kg) e le potenze articolari normalizzate (W/kg); tutti i valori sono riportati nelle tre componenti x (di flessione/estensione), y (di abduzione/adduzione) e z (di intra-extra rotazione)

- Trajectories: tabella contenente le coordinate 3D dei marker (mm) nel sistema di riferimento globale e relativamente alle direzioni x, y, z per ogni frame

In alcuni casi, relativamente a certe prove, dei file CSV risultavano incompleti o con dati mancanti a causa di intervalli di tempo più o meno lunghi in cui la visione dei marker veniva ostruita poiché ad esempio coperti da mani o indumenti; questi dati sono stati ricostruiti tramite dei codici Matlab.

4.2.2 Calcolo delle traiettorie dei marker

Durante la fase di post-processing dei dati è stato possibile ricostruire le traiettorie dei marker solo per alcuni gap mancanti, cioè intervalli intermedi alla prova dinamica dove il marker spariva per qualche frame a causa di oscuramento con altre parti del corpo o scivolamento del marker o interferenza di altro tipo. Questi gap sono stati ricostruiti tramite gli algoritmi proposti e grazie alla presenza dei marker nei frame precedenti e successivi a quelli mancanti; sono stati però riscontrati dei casi di alcune prove in cui alcuni marker mancavano a partire dall'inizio della prova, a causa di una posizione iniziale acquisita con alcuni marker non visibili dalle telecamere, oppure sparivano nei frame verso la fine della rilevazione senza più riapparire, a causa di movimenti che hanno oscurato i marker alle telecamere o di uno scivolamento dei marker stessi. In questi casi non è stata possibile una ricostruzione delle traiettorie tramite il sistema Vicon Nexus e i file CSV in uscita risultavano con alcune parti incomplete, cioè caselle del file vuote in corrispondenza di un certo numero di frame; in questi casi non mancavano solo le traiettorie dei marker, ma anche altri parametri che il software calcola in conseguenza a questi, cioè angoli articolari e altri parametri di output. Per rendere comunque valide queste prove, è stata fatta una ricostruzione postuma dei dati (delle traiettorie dei marker e degli angoli articolari), dove è stato possibile.

Per quanto riguarda la ricostruzione delle traiettorie dei marker mancanti per più o meno frame, ci si è basati sull'ipotesi di rigidità relativa tra un marker mancante e un insieme di marker di riferimento appartenenti allo stesso segmento (modello a segmenti rigidi). Grazie a questa ipotesi è stato possibile ricostruire la traiettoria del marker mancante nel sistema di riferimento globale del laboratorio applicando, frame per frame, una trasformazione rigida (rotazione e traslazione) stimata a partire dalle posizioni di marker visibili tra calibrazione statica e acquisizione dinamica. Infatti, è stato scritto un codice Matlab per fare ciò; in input al codice si forniscono il file di calibrazione statica in formato CSV, il file CSV relativo alla prova con uno o più marker mancanti e indicazioni specifiche quali il nome del marker mancante e i 3 marker da utilizzare per costruire il sistema di riferimento locale su cui basarsi. Verrà infatti valutata la posizione del marker la cui traiettoria è da ricostruire all'interno di questo sistema di riferimento locale.

Nella calibrazione statica sono presenti tutti i marker e da essa vengono estratte le posizioni di

quello da ricostruire e dei marker di riferimento, in modo da definire la geometria e la loro disposizione. Successivamente, per ogni frame del trial dinamico in cui un marker risulta assente ma sono disponibili almeno tre marker di riferimento, viene stimata la rototraslazione rigida, che indica dove si troverebbe il marker in quel frame dinamico, facendo un passaggio di sistema di riferimento da quello locale iniziale a quello globale del laboratorio e rispetto al quale sono riportate tutte le coordinate dinamiche; il codice applica questo passaggio frame-by-frame ricostruendo così l'intera traiettoria dei marker nei tratti mancanti, che possono essere in qualsiasi punto della prova, ma soprattutto all'inizio o alla fine. Per evitare discontinuità nette quando il marker torna visibile e per avere un andamento graduale della traiettoria, è stato applicato un blending locale ai bordi di ciascun gap tra i valori ricostruiti e quelli misurati: per ogni coordinata del marker è stata effettuata una transizione lineare pesata (pesi con andamento lineare crescente) nei 5 frame precedenti e nei 5 frame successivi al gap.

La trasformazione rigida utilizzata è un metodo fondamentale nella cinematica dei corpi rigidi per definire la posizione e l'orientamento di un punto o un corpo rispetto a un sistema di riferimento globale. Considerando infatti due sistemi di riferimento diversi nello spazio, uno globale con origine O_g e assi $\{x, y, z\}$ e uno locale con origine O_l e assi $\{u, v, w\}$ e considerando un punto P nello spazio (rappresenta il marker mancante), esso può essere rappresentato con coordinate diverse se lo si considera rispetto a un sistema di riferimento o all'altro: $p_g \in \mathbb{R}^3$ nel sistema di riferimento globale (p_{Dyn} nel codice) e $p_l \in \mathbb{R}^3$ nel sistema di riferimento locale (p_0 nel codice).

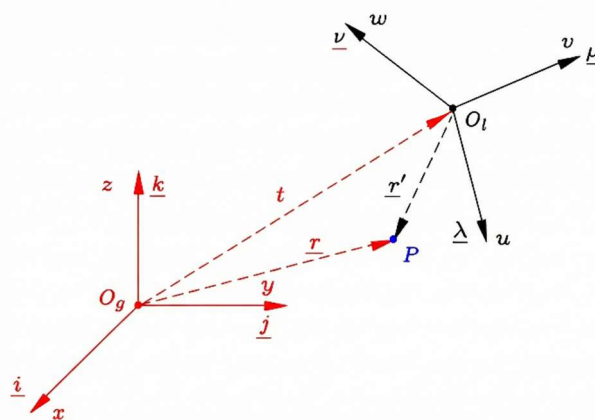


Figura 24: Sistemi di riferimento globale e locale

Il punto P rappresenta il marker mancante e siccome è considerato solidale al sistema di riferimento locale, per esprimerlo nel sistema globale è necessario applicare due passaggi:

- *rotazione*, cioè cambio di orientamento degli assi; avviene tramite la definizione di una matrice di orientamento ortogonale $R \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ che descrive come sono orientati gli assi del sistema locale rispetto al globale ed è una matrice che contiene nelle colonne i coseni direttori di un sistema rispetto all'altro, cioè le proiezioni dei versori lungo gli assi dei sistemi

- *traslazione*, cioè spostamento dell'origine; avviene tramite la definizione di un vettore $t \in \mathbb{R}^3$ che rappresenta la posizione dell'origine locale espressa nel sistema globale

Per passare concretamente da un sistema all'altro e ottenere la posizione globale del punto p_l (espresso rispetto al locale), si applica la seguente formula: $p_g = R p_l + t$, dove $R p_l$ ruota il punto secondo l'orientamento del segmento nel frame corrente e $+ t$ lo trasla nella posizione corretta nel laboratorio. Nel nostro caso specifico R e t vengono stimati ad ogni frame con un metodo best-fit basato sull'ipotesi di corpo rigido: si ricerca la rototraslazione che allinea, in senso di minimi quadrati, le posizioni dei marker di riferimento nella calibrazione statica con quelle osservate nella prova dinamica. La stima si ottiene centrando i due insiemi di punti rispetto ai rispettivi baricentri e calcolando la rotazione ottima tramite il metodo di decomposizione ai valori singolari (SVD) della matrice di correlazione tra punti statici e dinamici.

Operativamente, si definiscono i marker di riferimento nel trial statico come punti a_i e gli stessi marker ma nel frame dinamico globale come b_i e si calcolano R e t che minimizzano l'errore col metodo dei minimi quadrati, col vincolo che R sia una matrice di rotazione cioè ortogonale e con determinante +1:

$$\min_{R,t} \sum_i \|R a_i + t - b_i\|^2 \text{ s.t. } R^T R = I, \det(R) = 1$$

Si ricerca quindi la trasformazione rigida che minimizza la somma degli errori quadratici tra i punti del trial statico trasformati e i punti misurati nel frame dinamico. La soluzione classica per risolvere il problema dei minimi quadrati dell'allineamento rigido è il metodo di Kabsch/Procrustes con SVD; in questo modo si individua la rotazione che, tra tutte le matrici ortogonali, è quella che minimizza l'errore. Il codice di ricostruzione si basa proprio su questo metodo e procede secondo questi passaggi:

- calcola i centroidi: $\bar{c}_A = \frac{1}{n} \sum_i a_i$, $\bar{c}_B = \frac{1}{n} \sum_i b_i$
- centra i punti: $A_m = A - c_A$, $B_m = B - c_B$
dove $A \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ = matrice dei marker di riferimento nello statico, $B \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ = matrice degli stessi marker nel frame dinamico
- costruisce la matrice di correlazione tra i due sistemi, che esprime l'orientamento relativo dei due insiemi di punti: $H = B_m A_m^T$
- applica la decomposizione ai singoli valori (SVD): $H = U \Sigma V^T$
dove U e V sono due matrici ortogonali 3x3 le cui colonne rappresentano basi ortonormali (direzioni principali) rispettivamente nello spazio dei punti dinamici e in quello dei punti statici; Σ è la matrice dei valori singolari, che quantificano l'allineamento lungo tali direzioni. Quindi la trasformazione H può essere vista come rotazione secondo V^T (sceglie gli assi principali "in ingresso"), quantificazione dell'allineamento secondo Σ lungo le direzioni principali e rotazione secondo U (porta nelle direzioni finali)

- calcola la matrice di rotazione come rotazione ottima: $R = USV^T$
dove $S = \text{diag}(1,1, \det(UV^T))V^T$ e fa sì che $\det(R) = +1$, cioè verifica che ci sia una rotazione propria e non una riflessione
- calcola la traslazione come traslazione ottima: $t = c_B - Rc_A$
- applica la formula finale per ricostruire il marker mancante con $R(f)$ e $t(f)$ stimati a ogni frame: $p_g(f) = R(f)p_l + t(f)$

In questo modo si ricostruisce la traiettoria dei marker mancanti direttamente nelle coordinate globali del laboratorio. In output viene salvato un file CSV “riempito”, dove al posto delle caselle vuote, in corrispondenza dei frame di traiettoria mancanti, sono stati scritti i valori ricostruiti; questo file è utilizzabile nelle fasi successive di analisi. Questo metodo di ricostruzione postuma delle traiettorie nei file CSV presenta tuttavia dei limiti e resta una stima dei valori reali; in primo luogo, si basa sull’ipotesi di posizione rigida del marker mancante rispetto a quelli presi di riferimento, ma nella pratica i marker sono soggetti all’artefatto dei tessuti molli e quindi possibili micro-scorrimenti sulla pelle che possono modificare leggermente la geometria dei sistemi nel tempo e far sì che la rototraslazione rigida non descriva perfettamente il moto reale. Inoltre, facendo riferimento ad altri marker, l’accuratezza della ricostruzione dipende anche dalla qualità, dal posizionamento e dalla geometria di questi marker. Quindi, meno i marker di riferimento sono rumorosi e affetti da scorrimento (limiti dell’acquisizione pratica), più la ricostruzione è affidabile, soprattutto per dinamiche di movimento relativamente semplici, come appunto una camminata.

Per valutare l’accuratezza di questo metodo di ricostruzione delle traiettorie dei marker mancanti, è stato eseguito un test di validazione al fine di stimare l’errore introdotto dalla ricostruzione. A partire da un file CSV completo di una prova di camminata con tutti i marker presenti, è stata rimossa manualmente la traiettoria di un marker (LPSI) per un certo numero di frame (425) e tali parti mancanti sono state ricostruite con l’algoritmo. Si è poi confrontata la traiettoria del marker ricostruita con quella reale lungo gli assi x , y , z e le differenze sono state descritte mediante grafici di confronto (Figura 25) e indici quantitativi cioè l’errore assoluto medio (MAE) e la radice dell’errore quadratico medio (RMSE). Il MAE misura, in media, di quanto la traiettoria ricostruita si discosta da quella reale, senza considerare il segno, mentre il RMSE misura la deviazione media penalizzando di più i discostamenti grandi. La Tabella 1 riporta questi valori relativamente ai tre assi; il metodo complessivamente mostra un’accuratezza sub-millimetrica, con rari discostamenti nei punti di picco, che però non alterano la bontà della ricostruzione nel tratto considerato.

Metrica	X	Y	Z
MAE (mm)	0.25	0.22	0.18
RMSE (mm)	0.31	0.27	0.23

Tabella 1: MAE e RMSE per ogni asse

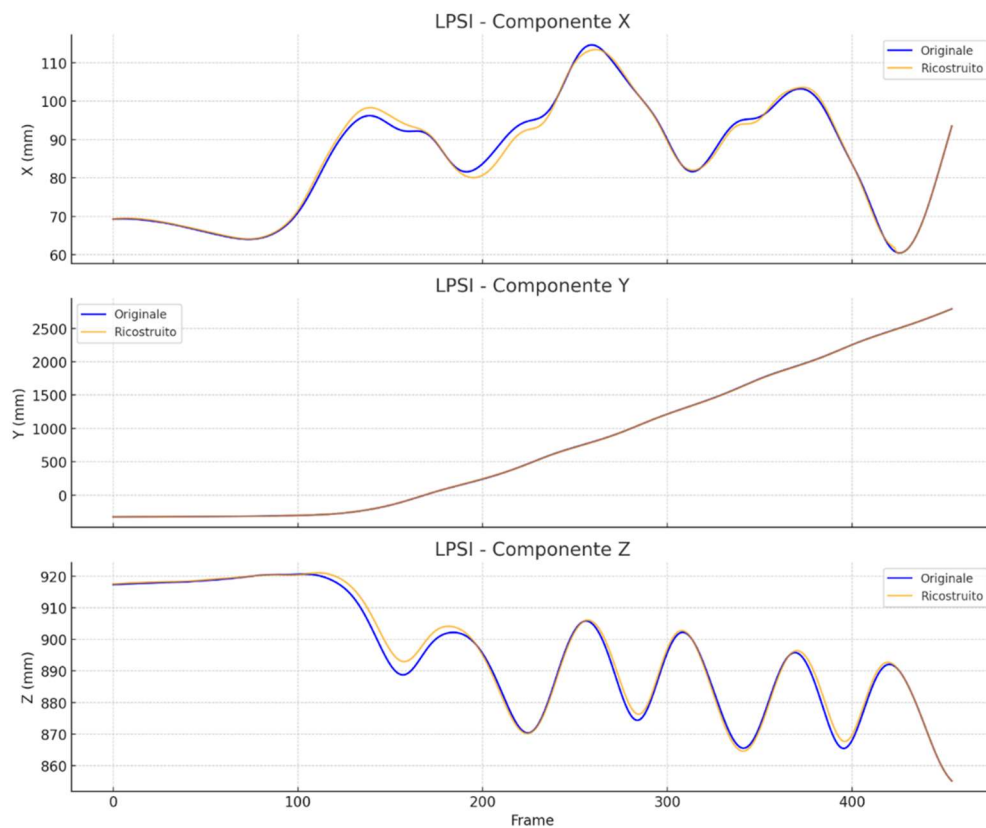


Figura 25: Traiettorie marker LPSI lungo i tre assi e in funzione dei frame

Gli andamenti riportati in figura sono coerenti con il sistema di riferimento di origine e assi del laboratorio:

- *asse x medio-laterale*: il marker varia con piccole oscillazioni (decine di mm) laterali tipiche del cammino
- *asse y antero-posteriore* (nella direzione di avanzamento del cammino): il marker parte da poco prima dell'origine e arriva alla distanza di quasi 3 m che è tipico della progressione
- *asse z verticale*: il marker oscilla di qualche cm intorno al valore di 1 m, cioè oscillazioni tipiche dell'altezza del bacino durante una camminata

4.2.3 Calcolo degli angoli articolari

Una parte importante del processo di post-processing dei dati svolto in questo studio è stata la ricostruzione postuma degli angoli articolari; infatti, alcune prove esportate da Vicon Nexus sottoforma di file CSV contenevano delle celle vuote nella sezione Model Outputs in corrispondenza di alcuni angoli articolari. Vicon calcola gli angoli articolari relativi alla prova motoria frame-by-frame solo se dispone di tutti gli elementi per costruire i segmenti del

modello, cioè marker, assi di riferimento e centri articolari; se alcuni di questi elementi mancano o non sono rilevati dal software l'angolo non viene calcolato e scritto nel file output CSV. Le cause più comuni di questi angoli articolari non scritti sono: marker mancanti (stesse prove dove mancavano le traiettorie) o non rilevati a causa di occlusioni o assegnazione errata, impossibilità di stimare un centro articolare a causa sempre di marker non disponibili, parametri statici non rilevati o non stimati correttamente nella calibrazione statica e infine problemi numerici nel calcolo pratico degli angoli (di solito questo genera instabilità della ricostruzione più che celle vuote).

È stata quindi ideata una procedura postuma di ricostruzione degli angoli articolari dei file CSV delle prove dinamiche, come per le traiettorie dei marker. Questa procedura è stata implementata su Matlab tramite dei codici che replicano la logica di calcolo degli angoli articolari del modello Plug-in-Gate di Vicon Nexus, quindi individuando i sistemi di riferimento locali dei segmenti, calcolando la matrice di rotazione relativa tra essi ed estraendo gli angoli di Cardano secondo l'ordine adottato dal modello. L'unica differenza è che si opera sui marker esportati o ricostruiti e vengono sostituiti esclusivamente i frame in cui gli output risultano mancanti. Questo si può fare solo se si hanno le informazioni necessarie, cioè le traiettorie dei marker per ogni frame (anche ricostruite), i parametri antropometrici del soggetto e i parametri di calibrazione statica. Come accennato all'inizio del capitolo, in questo studio sono stati ricostruiti gli angoli articolari relativi alle prove di camminata lineare dove erano mancanti; gli angoli in questione sono quelli degli arti inferiori, cioè anca, ginocchio e caviglia, e ognuno nelle sue tre componenti lungo gli assi x (flesso-estensione), y (abduzione-adduzione), z (intra/extra-rotazione).

La ricostruzione degli angoli articolari si basa sull'utilizzo di due codici: il primo permette di ottenere dei parametri statici soggetto-specifici (in formato .mat) a partire da parametri antropometrici e dalle posizioni dei marker; questi parametri sono necessari per la ricostruzione degli angoli articolari nella prova dinamica per allineare correttamente i segmenti anatomici e per applicare eventuali offset di calibrazione. Il secondo codice è quello che si occupa del calcolo degli angoli durante la dinamica e della scrittura nel file CSV, secondo questi passaggi:

- lettura dei dati di input: acquisizione delle traiettorie dinamiche dei marker, dei parametri antropometrici soggettivi e dei file di calibrazione statica generati con il primo codice
- costruzione dei sistemi di riferimento locali e stima dei centri articolari a partire dal posizionamento dei marker: questo passaggio viene fatto per ogni frame della dinamica mancante e per ogni segmento. I sistemi di riferimento locale individuati dal codice e coerenti col protocollo Plug-in-Gate sono [58]:
 - Pelvi: l'origine è posta nel punto medio tra LASI e RASI; l'asse y è laterale e diretto dal centro articolare dell'anca destro a quello sinistro (parallelo alla direzione RASI→LASI), l'asse z è perpendicolare a y e alla direzione antero-posteriore del bacino e l'asse x è il prodotto vettoriale dei primi due assi e quindi risulta perpendicolare a y e z e con direzione anteriore

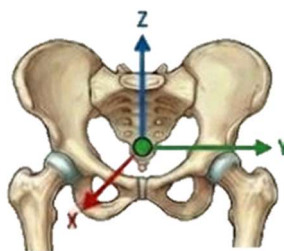


Figura 26: Sistema di riferimento locale della pelvi

- Femore: l'origine coincide col centro articolare del ginocchio; l'asse z è diretto verso l'alto e va dal centro articolare del ginocchio verso quello dell'anca, l'asse x è perpendicolare rispetto all'asse z ed è anteriore, uscente dal ginocchio e l'asse y è laterale, verso sinistra per entrambe le gambe

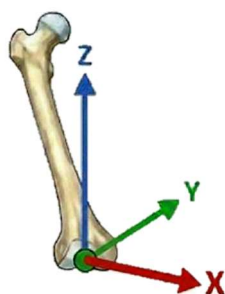


Figura 27: Sistema di riferimento locale del femore

- Tibia: siccome anatomicamente l'estremo distale (caviglia) è leggermente ruotato rispetto all'estremo prossimale (ginocchio), la tibia è rappresentata con due sistemi di riferimento, proprio per rappresentare ogni articolazione rispetto ad assi appropriati. Il primo modello è la Torted Tibia, include l'effetto della torsione tibiale e rappresenta quindi il tratto distale della tibia; ha origine nel centro articolare della caviglia, asse z lungo l'asse tibiale dalla caviglia verso il ginocchio, asse y laterale verso sinistra e asse x anteriore e perpendicolare agli altri due. Questo modello viene utilizzato per calcolare gli angoli di caviglia, confrontandola col segmento piede. Il secondo modello è la Untorted Tibia, che non include la torsione e quindi rappresenta la parte prossimale della tibia, allineata col ginocchio; il sistema di riferimento è ottenuto partendo dalla Torted Tibia e ruotando gli assi x e y attorno all'asse z di un angolo pari a $-(tibial\ torsion)$, compiendo quindi una rotazione "esterna". Questo secondo modello è utilizzato per calcolare gli angoli di ginocchio, confrontandola col femore

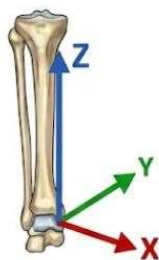


Figura 28: Sistema di riferimento locale della tibia

- Piede: l'origine è nel centro articolare della caviglia; l'asse z è diretto lungo l'asse del piede, dalla caviglia verso la punta del piede, l'asse y è perpendicolare al primo e diretto lateralmente verso sinistra e l'asse x è ortogonale rispetto ai primi due, verticale e diretto verso il basso



Figura 29: Sistema di riferimento locale del piede

- calcolo degli angoli articolari: questa parte si articola in più step, svolti separatamente per ogni articolazione:
 - per ogni segmento viene definito un segmento fisso e uno mobile e viene costruita la matrice di orientamento tra i due usando i versori degli assi locali. Il segmento fisso non vuol dire che non si muova nello spazio, ma che viene usato come sistema di coordinate in cui esprimere la rotazione dell'altro segmento e di solito è il segmento prossimale all'articolazione che si sta considerando. Il segmento mobile invece è quello di cui si vuole misurare l'orientamento rispetto al segmento fisso e solitamente è il segmento distale. Infatti, ogni angolo articolare si può interpretare come l'angolo tra questi due segmenti: l'angolo d'anca è la rotazione del femore (segmento mobile) rispetto alla pelvi (segmento fisso), l'angolo di ginocchio è la rotazione della tibia (segmento mobile) rispetto al femore (segmento fisso) e l'angolo di caviglia è la rotazione del piede (segmento mobile) rispetto alla tibia (segmento fisso)
 - viene calcolata la rotazione relativa del segmento mobile rispetto a quello fisso per ogni frame tramite la matrice di rotazione relativa R , che viene ottenuta come $R = PosMat \backslash Rot$ in Matlab (operazione in Matlab che equivale a moltiplicare per l'inversa), dove $PosMat$ è una matrice 3x3 di orientamento del sistema fisso rispetto al

sistema globale del laboratorio e *Rot* è una matrice 3x3 di orientamento del sistema mobile rispetto al sistema globale del laboratorio. Le colonne della matrice 3x3 *R* sono gli assi del sistema mobile rispetto quello fisso

- vengono estratti gli angoli di Cardano, che vengono calcolati secondo il protocollo per ogni articolazione e per ogni frame a partire dalle componenti della matrice di rotazione *R*; gli angoli di Cardano, infatti, descrivono una rotazione 3D come tre rotazioni in sequenza attorno a tre assi il cui ordine è stabilito dal protocollo, cioè YXZ. L'angolo di caviglia fa eccezione in quanto è calcolato in ordine YZX per tenere conto dell'inclinazione di 90° del segmento di piede rispetto agli altri. Gli angoli vengono calcolati secondo l'ordine di rotazione YXZ ma vengono poi rimappati in modo da visualizzarli in ordine clinico classico in uscita, cioè XYZ (componenti dei file CSV). È infatti comune nei modelli biomeccanici che la sequenza matematica usata per l'estrazione e la sequenza clinica finale non coincidano e quindi che serva un riordino dei valori

- vengono applicate ulteriori modifiche derivabili dal protocollo per garantire coerenza con le convenzioni Plug-in-Gate a livello di versi positivi e negativi degli assi e simmetrie tra lato destro e sinistro. Questo consiste in eventuali cambi di segno o rimappature dovute alla definizione degli assi segmentali e del riferimento utilizzato. Infine, si applica un unwrapping temporale, cioè un allineamento frame per frame dei valori per verificare che ci sia continuità degli andamenti ed evitare discontinuità (salti di $\pm 180^\circ$) legate alla non unicità degli angoli di Cardano; infatti, la stessa rotazione può essere rappresentata da terne di angoli diverse e in tal caso, questo controllo assicura che venga scelta, tra le rappresentazioni equivalenti, quella più vicina al frame precedente

- vengono convertiti i valori finali degli angoli da radianti a gradi

- scrittura degli angoli calcolati nel CSV: nella sezione Model Outputs dei file CSV, in corrispondenza dei valori mancanti e in punti diversi del file a seconda dell'articolazione, vengono scritti i valori di angoli articolari calcolati per i tre assi. In output si ha quindi il file CSV riempito, con tutti gli angoli articolari ricostruiti dove era possibile
- plot degli andamenti degli angoli articolari per verificare qualitativamente la coerenza della ricostruzione, a livello di continuità delle curve e di range plausibili

La ricostruzione postuma degli angoli articolari presenta tuttavia dei limiti dovuti alla pratica; innanzitutto devono essere presenti tutti i marker dei segmenti i cui angoli sono da ricostruire e, anche se presenti, possono essere affetti da rumore e da artefatti dei tessuti molli, cioè imprecisioni intrinseche del sistema marker-based e che possono essere amplificate dalla ricostruzione, in quanto piccoli errori sugli assi possono diventare errori sugli angoli. Bisogna anche considerare che la ricostruzione degli angoli articolari dipende fortemente dalle traiettorie dei marker, che, nella maggior parte delle prove, sono anch'esse state ricostruite: questo può causare dei piccoli bias soprattutto nei picchi degli andamenti. Un'altra problematica più specifica è la non unicità degli angoli di Cardano e la sensibilità alle convenzioni di assi, segni

e definizione dei segmenti stabiliti dal protocollo. Tuttavia, i controlli posti alla fine dei codici di ricostruzione dovrebbero intervenire su queste ultime problematiche.

Per verificare l'accuratezza della ricostruzione degli angoli articolari è stato fatto un test di validazione: a partire da un file CSV completo di una prova di camminata con tutti i marker presenti, sono stati rimossi manualmente tutti gli angoli articolari rispetto alle componenti x, y, z per tutti i frame della prova. Si è voluta fare questa ricostruzione totale per valutare il caso peggiore, nonostante nella maggior parte delle prove da ricostruire erano solo alcuni angoli articolari a mancare e spesso per certi intervalli e non per tutti i frame della prova. Questo file CSV svuotato degli angoli articolari è stato ricostruito tramite l'algoritmo descritto e, tramite un codice di plot degli andamenti, si sono confrontati gli angoli articolari di questo file CSV ricostruito e del file CSV iniziale con gli angoli calcolati da Vicon Nexus. Sono infatti stati ottenuti dei grafici in cui si sono sovrapposti gli angoli articolari ricostruiti con quelli originari; è stato fatto un plot per ogni angolo articolare destro e sinistro in cui sono presenti gli andamenti lungo le componenti x, y, z in funzione del tempo. Per ogni componente sull'asse delle ordinate sono riportati i gradi: valori positivi corrispondono, relativamente alle componenti, alla flessione dell'articolazione o alla sua abduzione o intra-rotazione, mentre valori negativi corrispondono all'estensione o all'adduzione o all'extra-rotazione. Le curve con il tratto continuo rappresentano gli angoli articolari elaborati da Vicon, mentre quelle con il tratto raffigurato da asterischi sono gli andamenti degli angoli articolari ricostruiti a posteriori dai codici.

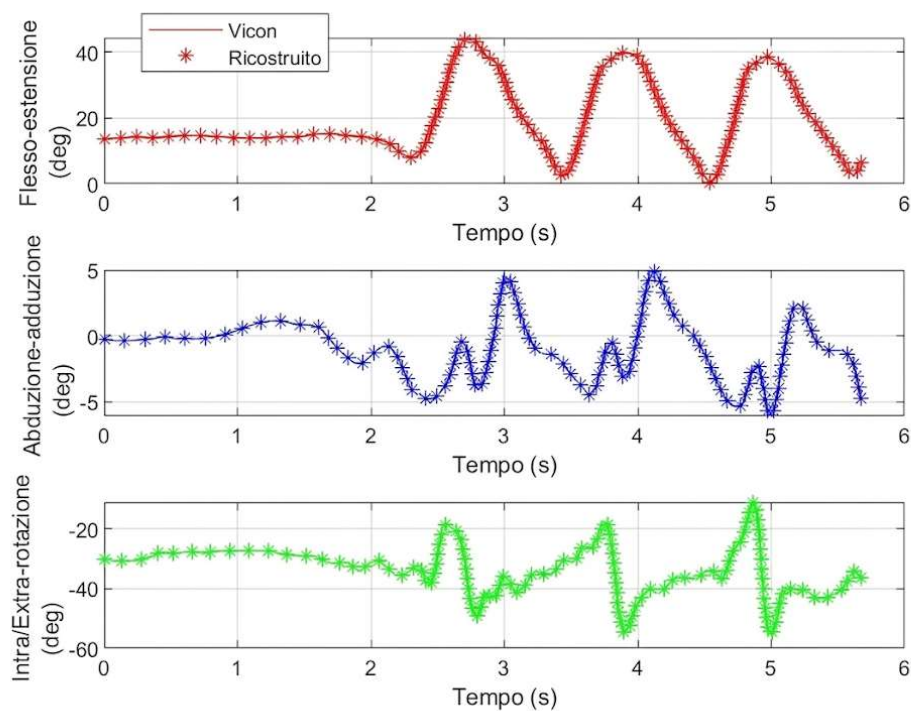


Figura 30: Confronto angoli anca sinistra

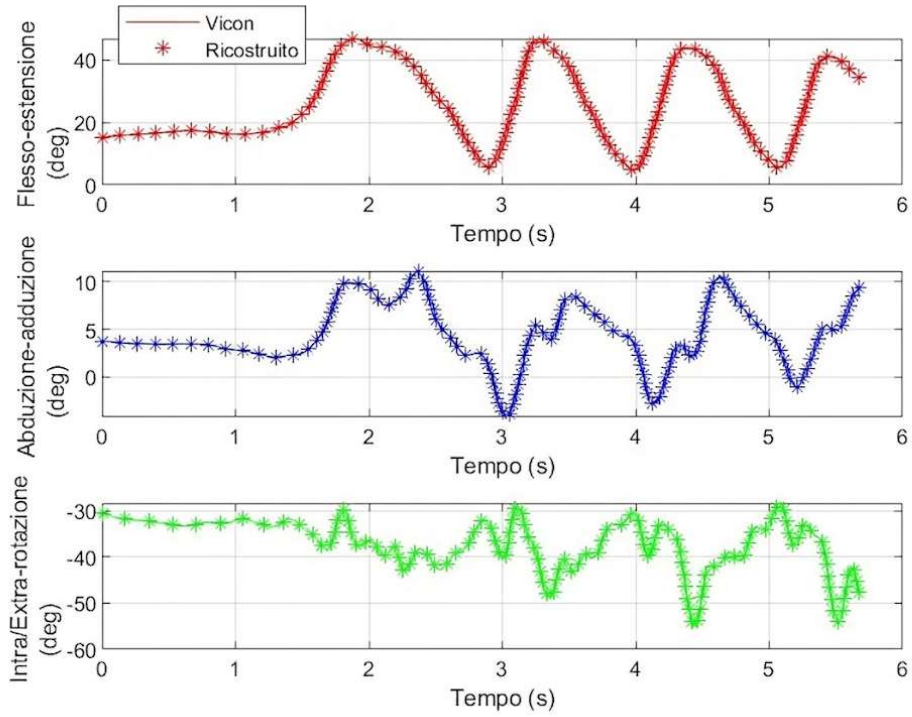


Figura 31: Confronto angoli anca destra

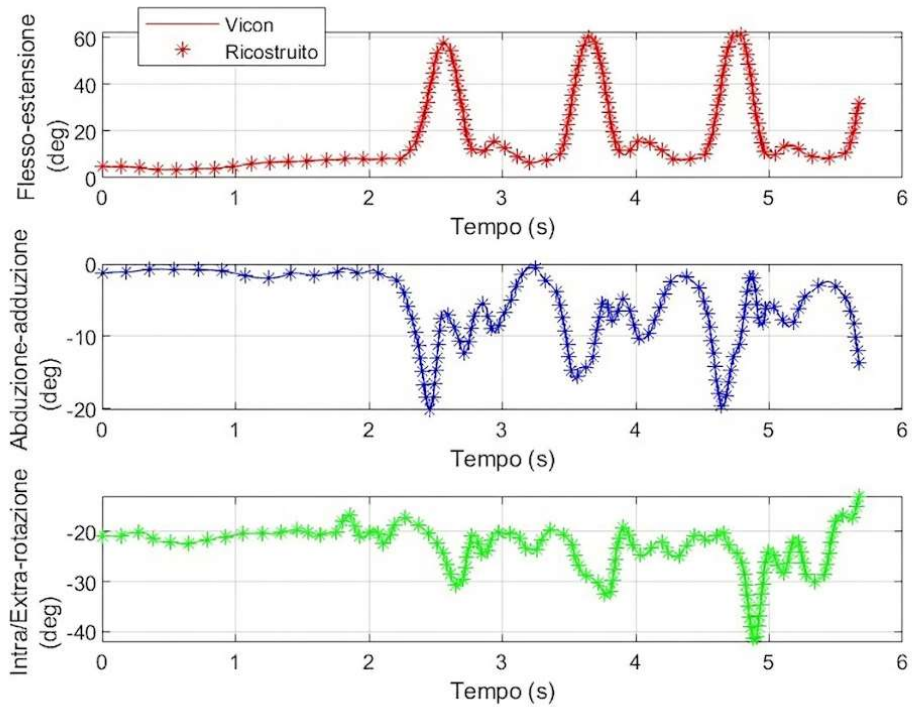


Figura 32: Confronto angoli ginocchio sinistro

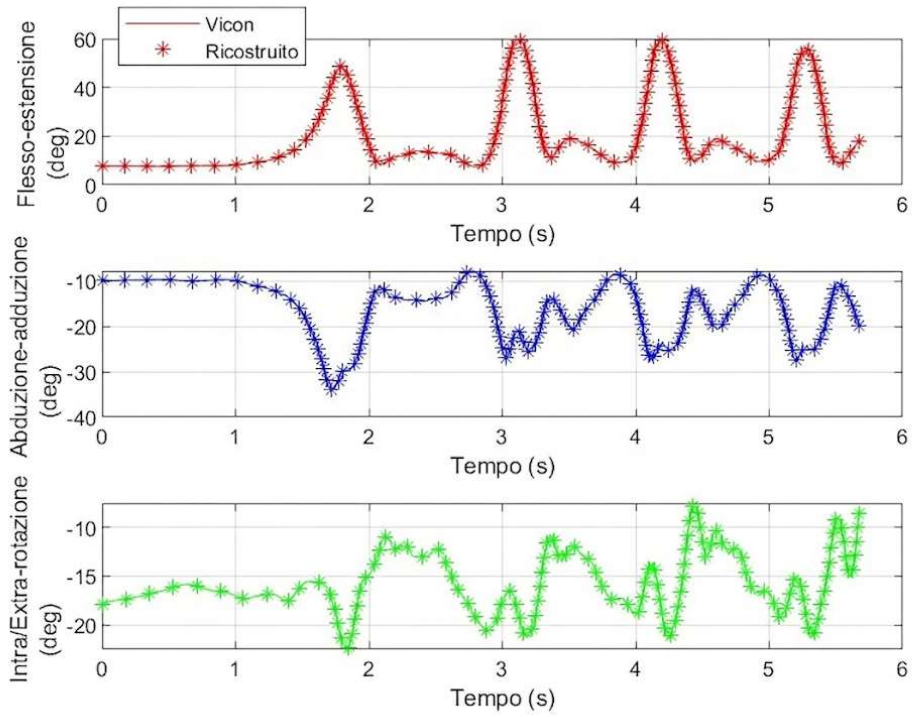


Figura 33: Confronto angoli ginocchio destro

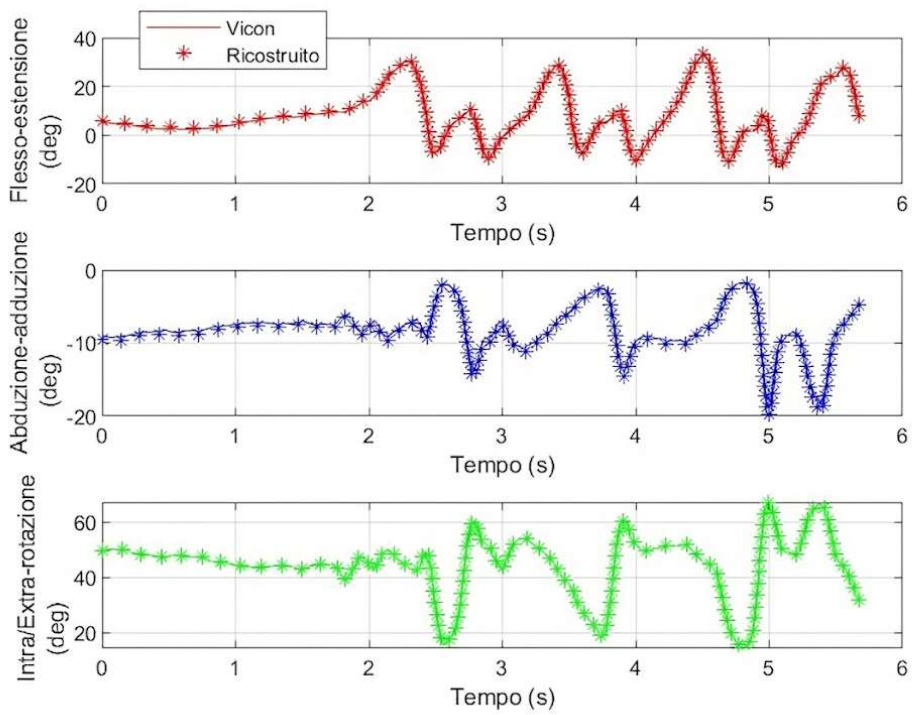


Figura 34: Confronto angoli caviglia sinistra

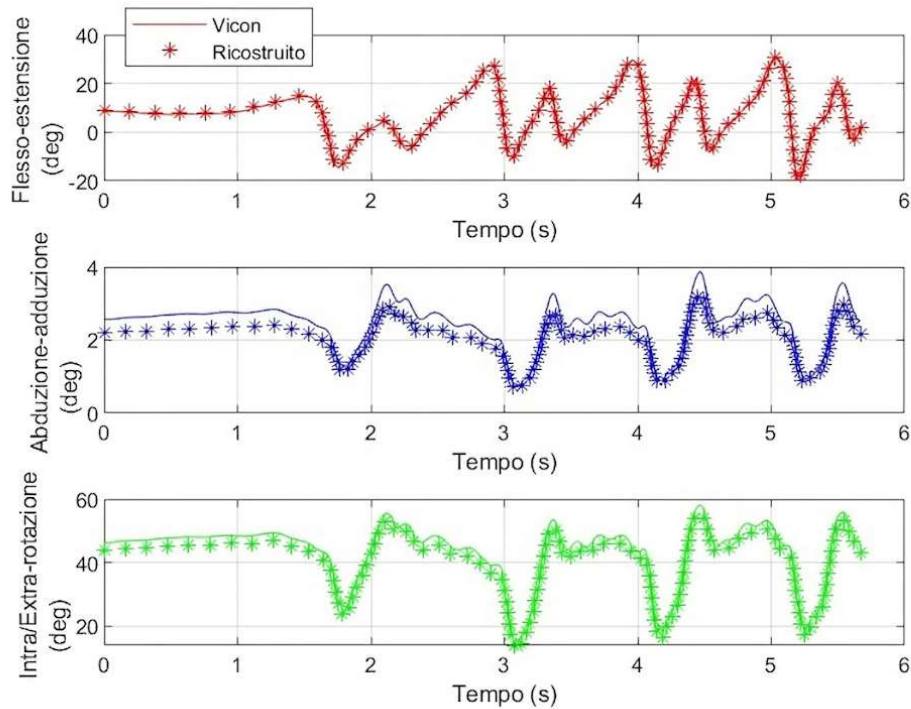


Figura 35: Confronto angoli caviglia destra

Per quantificare il confronto tra gli andamenti degli angoli articolari ricostruiti e quelli calcolati direttamente da Vicon, è stato calcolato l'errore medio assoluto (MAE) e la radice dell'errore quadratico medio (RMSE); quest'ultimo penalizza maggiormente gli scarti più grandi, risultando più sensibile a picchi localizzati. I due indici sono stati calcolati per ogni componente di ogni angolo e sono scritti nella Tabella 2; si può notare come la ricostruzione risulta estremamente accurata per anca e ginocchio, con errori dell'ordine di 10^{-5} gradi su tutte le componenti, indicando che, per queste articolazioni, la procedura di ricostruzione riproduce praticamente in modo sovrapponibile gli angoli originali calcolati da Vicon lungo tutti gli assi. Invece, per quanto riguarda la caviglia, gli errori crescono fino a valori di 10^{-1} gradi su più componenti, suggerendo una maggiore sensibilità del segmento piede e la possibile deriva dell'errore, cioè piccoli errori nelle stime dei centri articolari di anca e ginocchio che si possono propagare nella stima degli angoli di caviglia. In particolare, la componente z della caviglia destra rappresenta un outlier evidente con MAE e RMSE pari a 2.4824 gradi, e il fatto che RMSE coincide con MAE indica una discrepanza stabile nel tempo, compatibile con un offset sistematico di differenza "strutturale" tra le due stime più che con errori sporadici.

La causa dell'errore di offset individuato sulla caviglia non è stata definita con precisione ma può essere dovuta a diversi fattori che rendono la caviglia l'articolazione più difficile da trattare nelle analisi di motion capture rispetto a quelle di anca e ginocchio. Uno di questi fattori è la natura del segmento piede, che è definito da marker tra loro molto vicini e spesso soggetti a occlusioni (vicinanza al suolo, interferenza con l'altro arto), per cui piccoli errori di posizione o la presenza di gap possono tradursi in variazioni dell'orientamento del segmento e quindi

dell'angolo tra tibia e piede. Inoltre, la caviglia presenta spesso il fenomeno di “cross-talk” tra assi, cioè un errore su una componente può riflettersi sulle altre, soprattutto per i movimenti articolari più ridotti, come le rotazioni e le componenti trasversali, risultando in scostamenti più evidenti rispetto a quelli osservati per anca e ginocchio. Tuttavia, siccome sia Vicon che il metodo implementato su Matlab utilizzano le stesse formule e partono dalle stesse traiettorie, la causa maggiore della differenza degli output tra i due metodi potrebbe essere l'approssimazione numerica dei valori; tanti piccoli errori di approssimazione nei calcoli precedenti dei centri articolari e dei vari sistemi di riferimento dei segmenti si traducono in un errore maggiore nell'angolo di caviglia, in quanto questo viene calcolato per ultimo. In conclusione, l'algoritmo di ricostruzione degli angoli articolari risulta molto affidabile per anca e ginocchio e con un errore moderato per la caviglia; spesso, nella cinematica dell'arto inferiore, errori $< 5^\circ$ sono considerati ancora accettabili ma sono da tenere in considerazione nell'interpretazione biomeccanica.

Angolo	Componente	MAE (gradi)	RMSE (gradi)
Anca sinistra	X	2.6361×10^{-5}	3.2225×10^{-5}
Anca sinistra	Y	9.8620×10^{-6}	1.3432×10^{-5}
Anca sinistra	Z	5.8810×10^{-5}	9.0398×10^{-5}
Anca destra	X	2.6262×10^{-5}	3.2373×10^{-5}
Anca destra	Y	9.6780×10^{-6}	1.2791×10^{-5}
Anca destra	Z	4.8819×10^{-5}	7.0670×10^{-5}
Ginocchio sinistro	X	2.0150×10^{-5}	2.9668×10^{-5}
Ginocchio sinistro	Y	2.2044×10^{-5}	4.2618×10^{-5}
Ginocchio sinistro	Z	4.6847×10^{-5}	6.7611×10^{-5}
Ginocchio destro	X	2.1498×10^{-5}	2.9051×10^{-5}
Ginocchio destro	Y	2.7227×10^{-5}	3.9562×10^{-5}
Ginocchio destro	Z	3.4958×10^{-5}	4.5487×10^{-5}
Caviglia sinistra	X	6.7398×10^{-1}	6.9122×10^{-1}
Caviglia sinistra	Y	4.6771×10^{-1}	5.0557×10^{-1}
Caviglia sinistra	Z	3.5866×10^{-1}	3.5950×10^{-1}
Caviglia destra	X	4.8764×10^{-1}	4.9560×10^{-1}
Caviglia destra	Y	3.5519×10^{-1}	3.7136×10^{-1}
Caviglia destra	Z	2.4824×10^0	2.4824×10^0

Tabella 2: MAE e RMSE del confronto

4.2.4 Quality control e criteri di esclusione delle prove

Prima di procedere con l'ottenimento delle curve medie del passo, è stata fatta una verifica della correttezza degli andamenti degli angoli articolari di tutte le prove di camminata, sia quelle complete esportate da Vicon, che quelle ricostruite nella fase di post-processing. In particolare, si sono analizzati solo gli andamenti articolari di flesso-estensione (componente x, sagittale), in quanto è la componente più rilevante durante il cammino e per analisi biomeccaniche del passo, poiché nel piano sagittale anca, ginocchio e caviglia compiono le escursioni angolari più ampie e rappresentative del movimento; inoltre, la componente di flesso-estensione è la meno sensibile a rumore o errori di modellazione o di posizionamento dei marker. Anche a livello

clinico è la componente più analizzata in quanto molti parametri e aspetti tipici di alcune patologie emergono in modo più evidente nel profilo sagittale. È stato infatti utilizzato un codice per plottare gli andamenti di flesso-estensione di anca, ginocchio e caviglia di tutte le prove di camminata. La plausibilità degli andamenti è stata valutata rispetto a range di movimento (ROM) delle articolazioni che fossero fisiologici, ammettendo eventuali scostamenti moderati a causa della patologia dei pazienti. I parametri del passo, come anche gli andamenti articolari, possono variare tra soggetti a seconda di età, velocità e patologie, ma i range tipici e fisiologici per la flesso-estensione di pazienti sani che camminano a velocità naturale, sono circa [61]:

– **Anca:**

- flessione: 0-35° (per convenzione Plug-in-Gate sono angoli positivi)
- estensione: 0-15° (per convenzione Plug-in-Gate sono angoli negativi)
- escursione totale (ROM durante il ciclo del passo): ~40–45°

– **Ginocchio:**

- flessione: 0-60/65° (per convenzione Plug-in-Gate sono angoli positivi)
- estensione: 0-5° (per convenzione Plug-in-Gate sono angoli negativi)
- escursione totale (ROM durante il ciclo del passo): ~60°

– **Caviglia:**

- flessione (dorsiflessione): 0-10/15°, fino anche a 20° (per convenzione Plug-in-Gate sono angoli positivi)
- estensione (plantarflexione): 0-15/20° (per convenzione Plug-in-Gate sono angoli negativi)
- escursione totale (ROM durante il ciclo del passo): ~35°

Grazie a questa verifica è stato possibile controllare che le prove non presentassero andamenti anomali, non interpretabili biomeccanicamente o fuori range; in questo caso le prove sono state escluse dalle elaborazioni successive e dal calcolo dei risultati. Considerando un totale di 360 prove di camminata (3 ripetizioni per 2 condizioni PRE/POST per 12 sedute per 5 pazienti), a cui sottrarre 1 seduta per paziente in cui erano assenti (totale di 345 prove), il 5% delle prove sono state escluse dallo studio per andamenti angolari anomali, probabilmente dovuti a errori di rilevazione iniziali. Nelle prove con andamenti validi si è riscontrato che le curve degli angoli articolari di anca e ginocchio rientravano nei range fisiologici; alcuni andamenti erano affetti da un lieve offset iniziale di alcuni gradi, che però non compromette la bontà dei dati in quanto gli andamenti verranno successivamente segmentati e mediati sulla % di ciclo del passo. Invece, la maggior parte degli andamenti di caviglia sono risultati con andamenti coerenti ma fuori range di qualche unità o decine di gradi; essendo un errore sistematico, le cause molto probabilmente sono da ricondurre al fatto che, trattandosi di pazienti patologici, durante la calibrazione statica, essi non mantenevano esattamente la posizione ideata dal protocollo e questo può aver introdotto degli errori durante la fase di adattamento dello scheletro al soggetto. A causa di queste evidenze si è deciso di escludere l'angolo di caviglia dalle valutazioni successive, concentrando l'analisi del cammino sugli angoli di anca e ginocchio. Nelle Figura 36 è riportato un caso esemplificativo degli andamenti di flesso-estensione degli angoli articolari, dove si possono osservare andamenti validi, nei range fisiologici, con un leggero offset e con un andamento della caviglia che risulta avere picchi più alti dei valori fisiologici, che arrivano anche oltre i 30°.

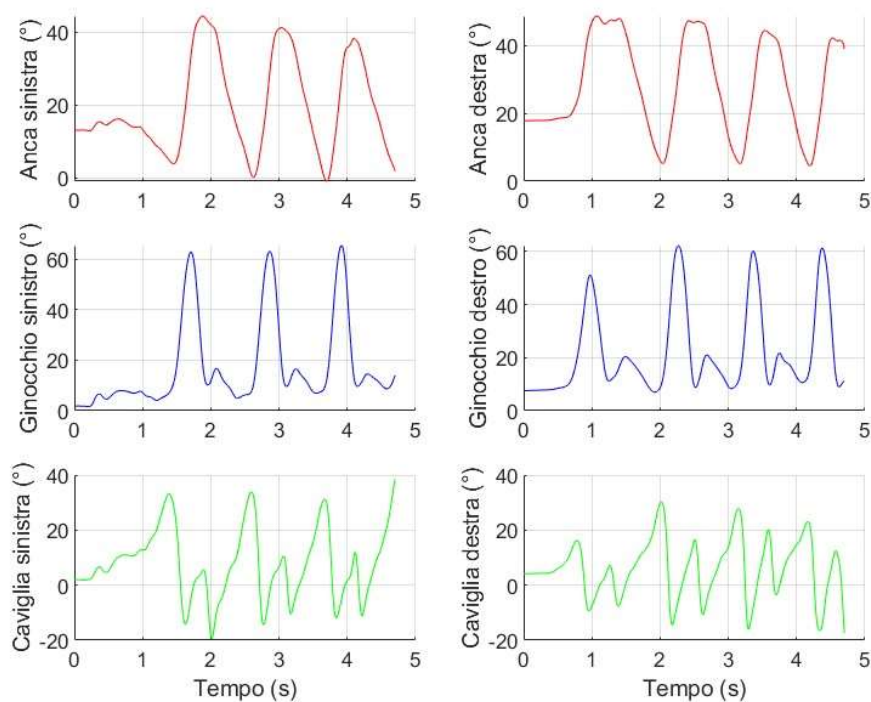


Figura 36: Verifica degli andamenti degli angoli di flessione-estensione delle articolazioni

4.2.5 Segmentazione delle camminate, normalizzazione e curve medie del passo

Lo step successivo dell'analisi è stato segmentare gli andamenti angolari di flessione-estensione in cicli del passo e successivamente normalizzarli nel dominio 0-100% del ciclo, in modo da ottenere profili cinematici mediabili, confrontabili tra prove diverse e da cui estrarre alcuni parametri del passo, come ad esempio i range of motion. Segmentare una camminata significa dividere il segnale complessivo in parti più significative in base a criteri temporali o biomeccanici; in questo caso la divisione è avvenuta in funzione dei cicli del passo, cioè l'intervallo tra due Foot Strike consecutivi dello stesso piede: HS→HS. Si ottengono così andamenti facilmente leggibili, rappresentativi di un ciclo completo (appoggio e oscillazione) e con una forma d'onda ripetitiva, tipica della componente di flessione-estensione delle tre articolazioni degli arti inferiori. Questa procedura è implementata su Matlab tramite un codice che individua gli eventi di Foot Strike direttamente dai file csv delle prove, separando il lato destro da quello sinistro per ogni prova di camminata. Nonostante la verifica degli andamenti precedentemente condotta, prima della segmentazione, viene fatto un ulteriore controllo dove si eliminano eventuali cicli del passo troppo brevi o lunghi rispetto a intervalli fisiologici.

I cicli del passo, anche per lo stesso soggetto, possono avere durata variabile e quindi, per poterli confrontare e mediare è necessario applicare una normalizzazione temporale; ciascun ciclo HS→HS isolato dalla segmentazione viene "allungato" o "compresso" dallo 0% del ciclo al 100%, in modo da occupare sempre da 0 a 100% del ciclo, rappresentato da 101 punti (101 punti, cioè un punto per ogni % del ciclo, incluso lo zero). Infatti, lo stesso codice che segmenta

il segnale, usa il metodo di interpolazione lineare per trasformare il vettore del ciclo in un vettore lungo 101 campioni distribuiti uniformemente tra inizio e fine del ciclo.

Operativamente si parte da un ciclo di angolo campionato a 100 Hz, si normalizzano le coordinate del ciclo in un dominio $[0 \rightarrow 1]$, dove quindi il primo campione del ciclo è in posizione 0, l'ultimo in posizione 1 e gli altri campioni sono valori intermedi; successivamente si definisce il nuovo dominio standardizzato a 101 punti e si calcolano i valori in ogni posizione per interpolazione lineare dei valori iniziali, cioè il segnale viene ricampionato sul nuovo asse. A seconda che il segnale avesse più o meno campioni, ora ne ha 101, e ogni campione rappresenta una specifica percentuale del ciclo; la sua forma d'onda viene mantenuta, risulta solo compressa o stirata orizzontalmente.

Infine, per ogni articolazione e per ciascun lato, tutti i cicli validi provenienti dalle tre ripetizioni PRE e dalle tre POST di ogni seduta vengono mediati tra loro in modo punto-a-punto sui 101 campioni; viene anche calcolata la deviazione standard per ogni curva media, cioè la variabilità tra cicli mediati per ogni punto e il numero di cicli effettivamente inclusi nella media per ogni prova. Per ogni sessione si ottengono quindi quattro curve medie per ciascuna articolazione:

- flesso-estensione destra PRE (Figura 37)
- flesso-estensione sinistra PRE (Figura 38)
- flesso-estensione destra POST (Figura 39)
- flesso-estensione sinistra POST (Figura 40)

Gli andamenti medi ottenuti dai dati e plottati in funzione della % di ciclo del passo permettono di evidenziare andamenti e picchi articolari fisiologici rilevanti per l'analisi della gait analysis. Per quanto riguarda l'andamento di flesso-estensione dell'anca, si osservano due picchi di flessione circa della stessa altezza nelle fasi di Foot Strike e di Terminal Swing e un picco di estensione nella fase di Terminal Stance (ROM di circa $40-45^\circ$). L'andamento del ginocchio invece è caratterizzato da un picco di flessione moderato nella fase di Loading Response (accettazione del carico), un picco di flessione maggiore nella fase di Initial Swing e un picco di estensione nella fase di Mid Stance (ROM di circa $55-60^\circ$). Infine, per la caviglia si osserva tipicamente un picco di dorsiflessione nella fase di Terminal Stance, che si neutralizza prima del toe-off, e due picchi di estensione, uno moderato nella fase di Loading Response e uno maggiore durante la fase di Pre-swing (ROM di circa $35-40^\circ$). Sono stati ottenuti anche gli andamenti medi della caviglia nonostante siano poi stati esclusi dalle analisi conclusive a causa dei valori di picco fuori range, come precedentemente discusso.

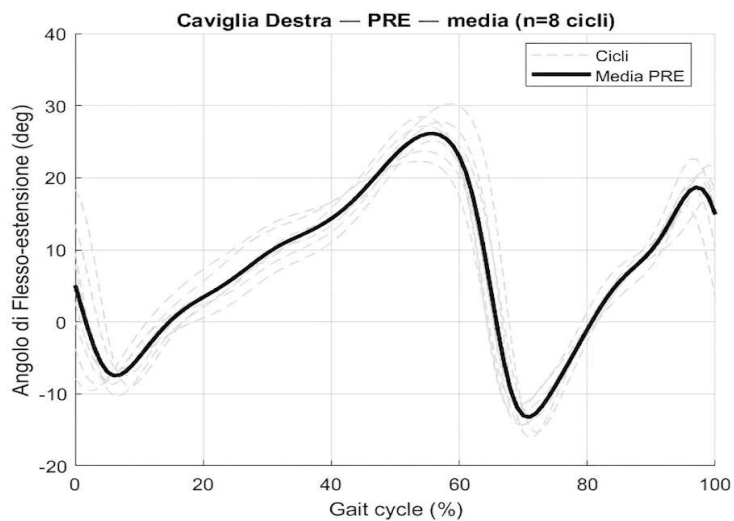
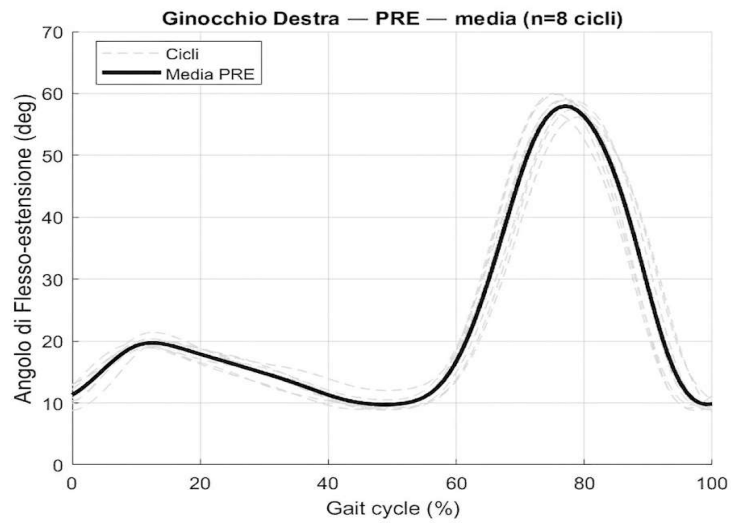
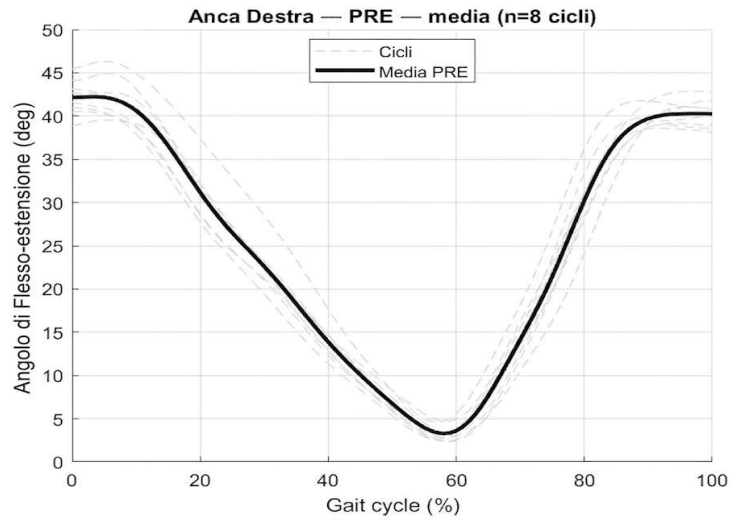


Figura 37: Andamenti di flesso-estensione destri PRE delle articolazioni

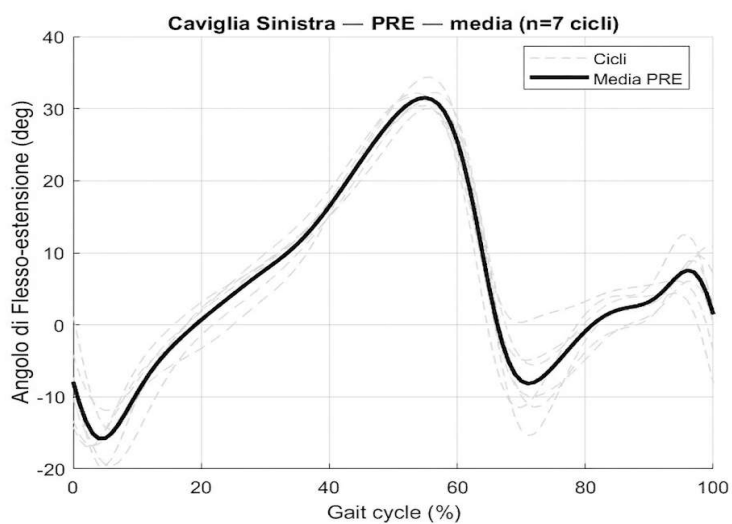
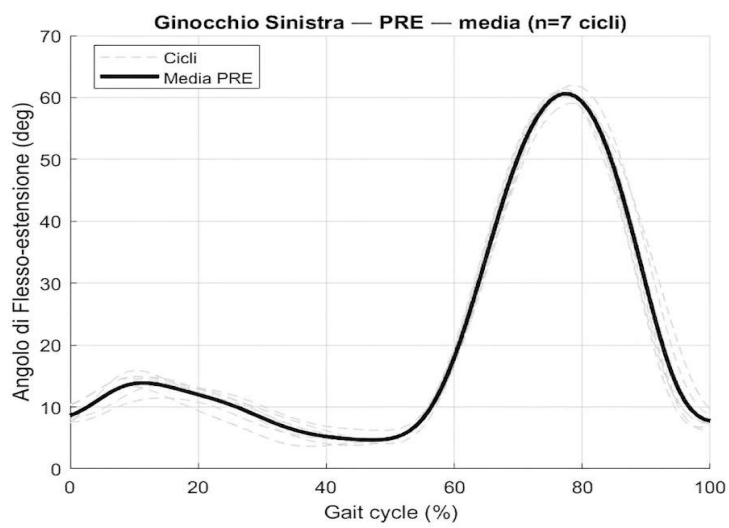
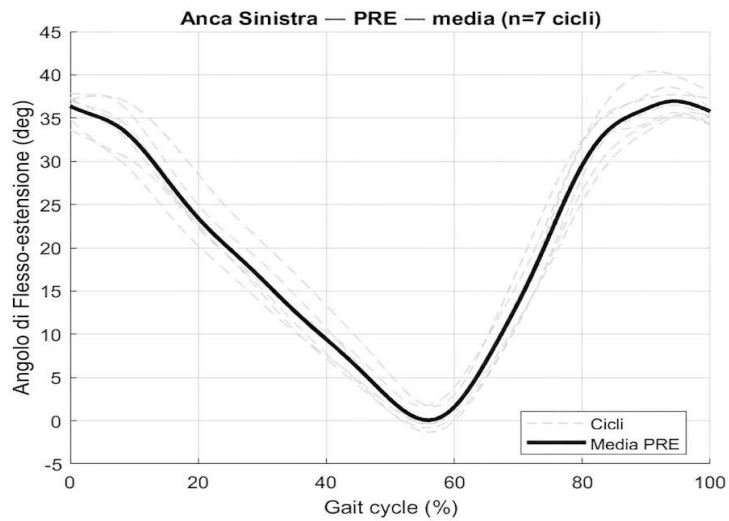


Figura 38: Andamenti di flesso-estensione sinistri PRE delle articolazioni

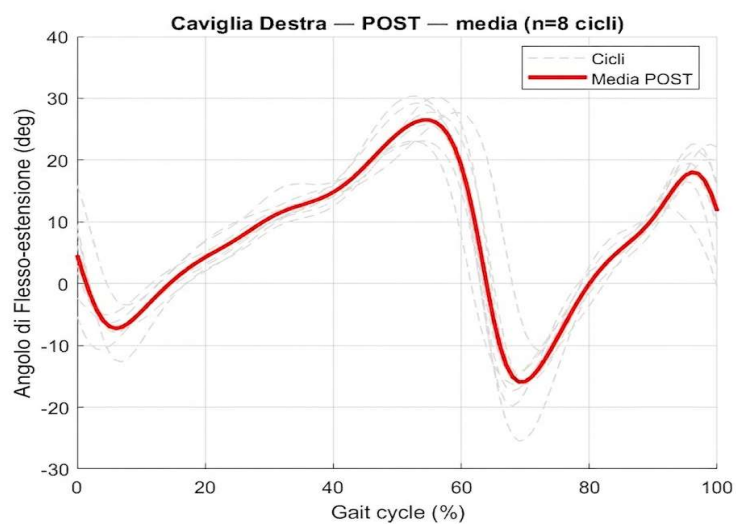
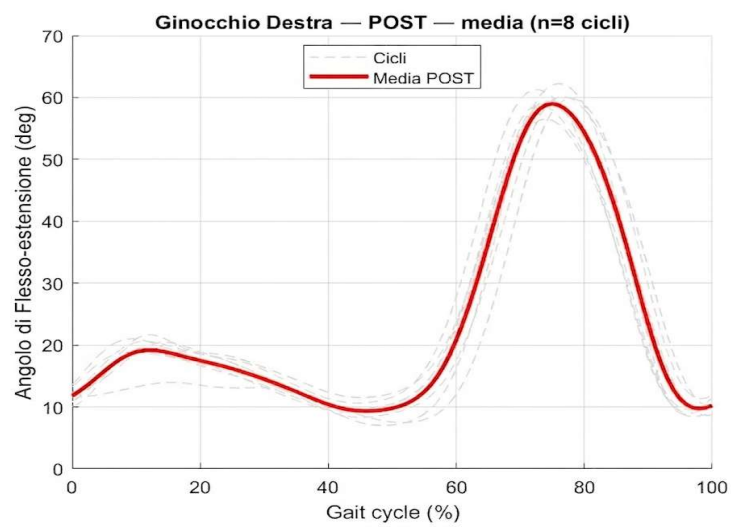
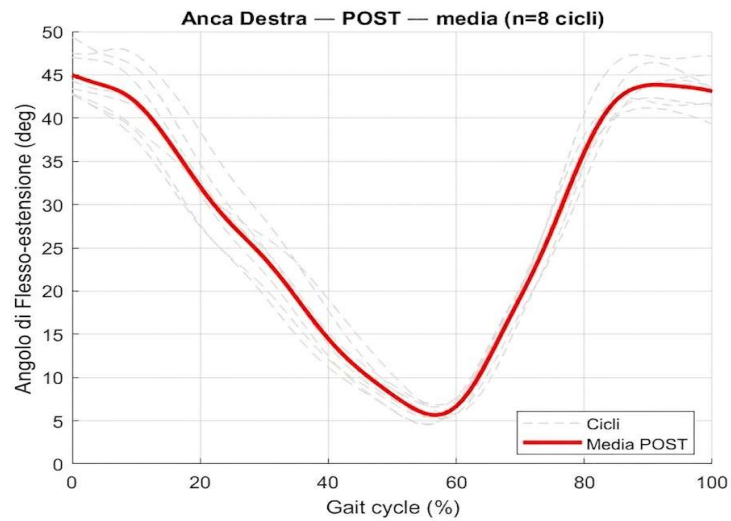


Figura 39: Andamenti di flesso-estensione destri POST delle articolazioni

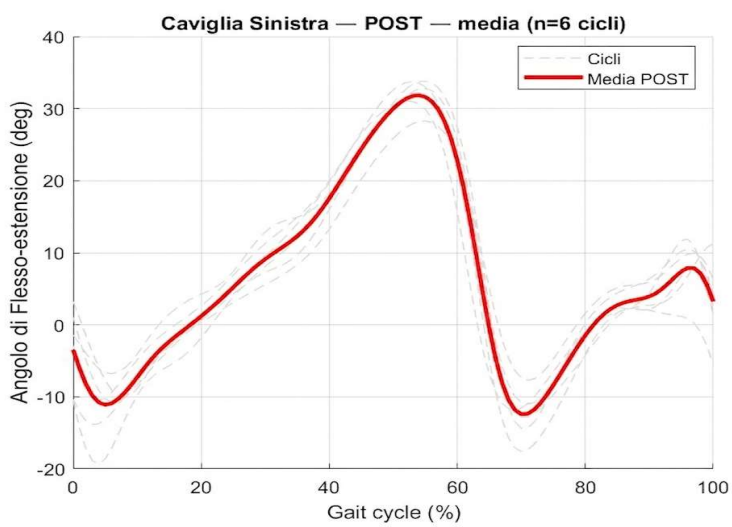
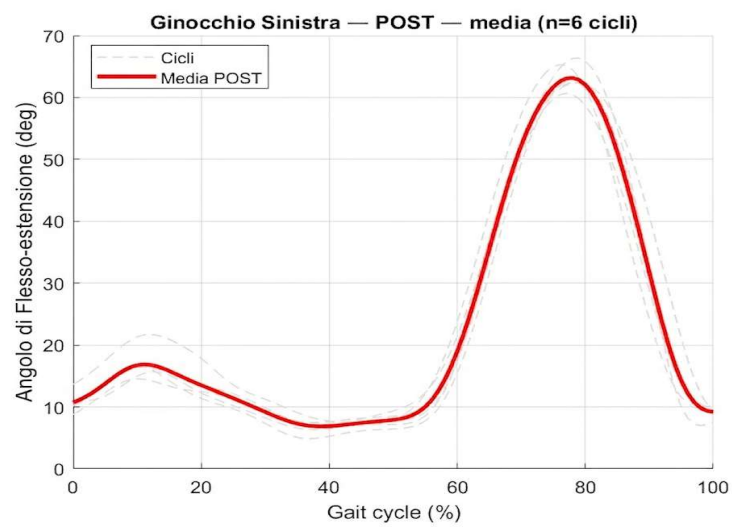
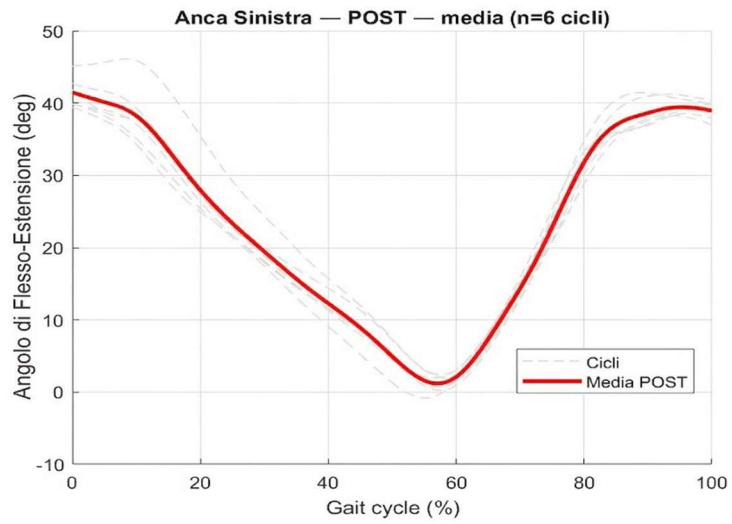


Figura 40: Andamenti di flesso-estensione sinistri POST delle articolazioni

L'utilizzo di profili medi normalizzati è molto importante nella gait analysis quantitativa, in quanto consente di ridurre la variabilità dei dati e di ottenere una rappresentazione ottimale della cinematica di un soggetto; a partire dagli andamenti medi, infatti, si possono confrontare facilmente prove diverse, sia in termini di ampiezze articolari, sia di dinamica temporale degli eventi del ciclo del passo. Infine, le curve angolari medie sono il riferimento di partenza da cui calcolare i parametri cinematici di interesse e valutare eventuali cambiamenti tra sessioni.

4.3 Parametri di analisi

4.3.1 Parametri spazio-temporali, cinematici e cinetici analizzati

Il modo per valutare quantitativamente i risultati dello studio è il calcolo di parametri a partire dalle prove di cammino e dagli andamenti ottenuti e ricostruiti. Analizzando fonti relative a studi sull'analisi del cammino, si sono individuati i parametri spazio-temporali, cinematici e cinetici più rilevanti, significativi e che forniscono informazioni specifiche sullo stato motorio del paziente, soprattutto in casi patologici come il Parkinson. In questo studio ci si baserà proprio su questi parametri per cogliere e quantificare eventuali cambiamenti indotti dalla Danzaterapia. I parametri spazio-temporali descrivono le caratteristiche generali del ciclo del passo e le modalità di avanzamento, quelli cinematici descrivono la geometria del movimento e l'andamento degli angoli articolari e quelli cinetici analizzano le forze che causano il movimento. I parametri presi in considerazione per questo studio sono spazio-temporali e cinematici e sono stati scelti considerando che per ogni prova si ha a disposizione un numero limitato di passi; infatti, alcuni parametri sono stati esclusi dal calcolo in quanto necessitano di una camminata più lunga per essere stimati correttamente e per essere significativi per l'analisi. I parametri analizzati in questo studio sono:

- *Step Length* [m], (lunghezza del passo): è un parametro spazio-temporale che rappresenta la distanza tra due Foot Strikes consecutivi di piedi opposti ed è un indicatore della capacità di avanzamento e dell'efficacia del cammino. In generale, la riduzione di questo parametro può indicare strategie conservative, limitazioni articolari o deficit di controllo posturale e infatti, nei pazienti parkinsoniani, la step length è tipicamente ridotta rispetto a pazienti sani a causa della bradicinesia e ipocinesia [62]
- *Stride Length* [m], (lunghezza della falcata): è un parametro spazio-temporale che rappresenta la distanza percorsa tra due Foot Strike successivi dello stesso piede ed è un indicatore dell'efficacia del cammino e di eventuali asimmetrie tra i due arti, spesso rilevate in pazienti parkinsoniani. Inoltre, nel Parkinson, questa grandezza tende a diminuire rispetto a pazienti sani a causa di bradicinesia o condizioni di freezing o instabilità [63]
- *Gait Speed* [m/s], (velocità del cammino): è un parametro spazio-temporale che indica la velocità di avanzamento, cioè la distanza percorsa nell'unità di tempo; è uno dei parametri più informativi in quanto riflette il controllo motorio, l'equilibrio e la propulsione di un individuo; è strettamente correlata al concetto di cadenza. Nei pazienti parkinsoniani la velocità è solitamente ridotta rispetto a soggetti sani e un suo eventuale

aumento va interpretato insieme a considerazioni relative e stabilità e qualità del movimento

- *Cadenza* [steps/min]: è un parametro spazio-temporale che calcola i passi compiuti al minuto, cioè rappresenta quanto rapidamente si susseguono i passi. Questo parametro va considerato insieme alla velocità e alla step length della camminata per distinguere un miglioramento effettivo da un adattamento compensatorio, in quanto un aumento di cadenza può essere una strategia compensatoria per mantenere la velocità quando la step length è ridotta e questa condizione descrive un pattern di cammino meno efficiente. Nel Parkinson solitamente la cadenza risulta alta ed è associata a ridotta ampiezza dei passi [64], [65]
- *% Single Support* [pp, punti percentuali]: è un parametro spazio-temporale che indica la percentuale di ciclo del passo dove un solo piede è in appoggio e quindi un solo arto sostiene il peso corporeo, mentre l'altro è in swing; è un indicatore di equilibrio dinamico, stabilità dell'appoggio e asimmetria tra arti. Una riduzione di questo parametro (e di conseguenza un aumento del Double Support) può indicare instabilità e cautela nel cammino, come nel Parkinson, dove solitamente si riduce per avere un maggiore controllo posturale
- *% Double Support* [pp]: è un parametro spazio-temporale che indica la percentuale di ciclo del passo in cui entrambi i piedi sono in appoggio ed è un indicatore della strategia di stabilizzazione, in quanto una maggiore % di appoggio doppio indica maggiore cautela, deficit di controllo posturale e ricerca di equilibrio. Nel Parkinson si osserva una % di Double Support maggiore, vista come una strategia compensatoria per aumentare la stabilità e ridurre il rischio di caduta [62]
- *Step Width* [m], (larghezza del passo): è un indicatore spazio-temporale che indica la distanza medio-laterale tra i piedi durante l'appoggio, cioè la base di sostegno; infatti, un suo aumento può essere una strategia per migliorare la stabilità laterale, mentre una riduzione eccessiva può rendere il cammino più instabile. Nei pazienti parkinsoniani spesso la Step Width può risultare aumentata rispetto ai soggetti sani, come simbolo di una maggiore cautela
- *Approximate Entropy* (ApEn, entropia approssimata): è un parametro adimensionale calcolato relativamente agli angoli articolari e indica il grado di regolarità/complessità del segnale, in quanto cattura aspetti di controllo motorio e stabilità del pattern [66]. Valori di ApEn minori indicano un andamento ripetitivo e prevedibile, valori maggiori invece indicano irregolarità e complessità del movimento; questo parametro va tuttavia associato ad altri parametri spazio-temporali e ai Range of Motion, in quanto, ad esempio, nei pazienti parkinsoniani, la complessità del movimento può ridursi o aumentare a causa di instabilità e rumore motorio
- *Range of Motion* (ROM), [gradi]: è un parametro cinematico calcolato relativamente agli andamenti medi degli angoli articolari di flessione-estensione e indica l'ampiezza articolare del movimento, cioè l'escursione angolare tra il minimo e il massimo

durante il ciclo del passo [51]. Tipicamente un ROM ridotto è associato a rigidità, difficoltà posturali, strategie protettive e minore propulsione, mentre un ROM maggiore indica un cammino più dinamico e efficiente. Nei pazienti parkinsoniani spesso si osservano dei ROM ridotti rispetto a soggetti sani, in particolar modo una riduzione dell'escursione sagittale nell'anca a causa di una mancata estensione completa nella fase terminale dell'appoggio e una ridotta estensione del ginocchio, che contribuisce a una postura meno eretta. Da questa riduzione del ROM del ginocchio si deduce un impatto negativo sul recupero di energia meccanica [67], rendendo il cammino meno efficiente

- *Timing dei picchi* [pp]: è un parametro temporale espresso in % del ciclo del passo ed è calcolato relativamente agli andamenti articolari medi di flesso-estensione; indica quando avvengono massimi e minimi angolari tipici del cammino e quindi può significare una maggiore o minore efficienza, stabilità di cammino, coordinazione interarticolare e ritmicità del passo. Nei pazienti parkinsoniani possono essere presenti anticipi o ritardi legati a bradicinesia, rigidità o strategie di equilibrio. L'analisi di questo parametro va sempre accompagnata con quella dei ROM, in modo da valutare se il pattern motorio è solo ridotto in ampiezza o anche sfasato temporalmente. I timing di maggiore interesse per un'analisi biomeccanica sono quelli del picco di massima estensione dell'anca a fine stance e quello del picco di massima flessione del ginocchio in fase di swing (Figura 41)

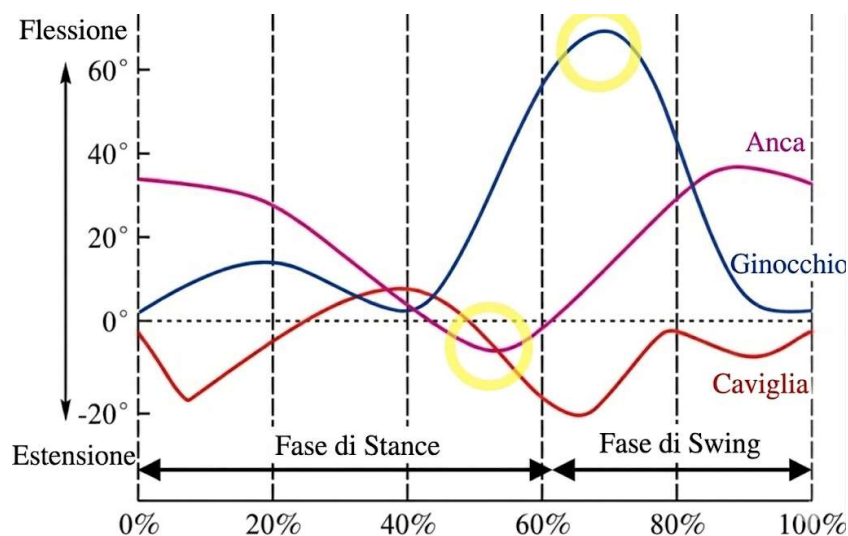


Figura 41: Picchi più rilevanti degli andamenti di flesso-estensione di anca e ginocchio

4.3.2 Procedura e metodi di ottenimento dei parametri

Di seguito vengono esposti i criteri e le procedure adottate per ottenere i parametri del ciclo del passo descritti nella sezione precedente. Per ogni soggetto, i parametri sono stati calcolati separatamente per le condizioni PRE e POST di ogni seduta e in particolare, ciascun valore è

stato calcolato e poi ricavato come media delle tre ripetizioni di camminata disponibili per la medesima condizione (PRE e POST), al fine di ridurre la variabilità intra-sessione. Si è quindi ottenuto un unico valore rappresentativo PRE e uno POST per ogni parametro, per ogni seduta e per ogni soggetto; questi dati sono quelli su cui si baserà l'analisi statistica dei risultati.

Per la maggior parte dei parametri spazio-temporali, il calcolo è stato effettuato facendo riferimento ai valori già forniti da Vicon Nexus nei file CSV nella sezione Gait Cycle Parameters; Vicon, infatti, calcola i tempi a partire dagli eventi di Foot Strike e Foot Off dei piedi, stima le distanze dalla posizione dei marker sempre dei piedi e calcola i parametri del passo in modo differenziato per lato destro e sinistro. Per il nostro studio però si voleva ottenere un unico parametro globale della prova, quindi, a partire da questi valori di Vicon, è stata calcolata una media pesata tra lato destro e sinistro e successivamente la media delle tre ripetizioni. Questa procedura è stata adottata per i parametri di Step Length, Stride Length, Step Width, Cadenza, % Single Support globale e % Double Support, in quanto sono grandezze definite in modo univoco e derivate direttamente dal ciclo del passo. La velocità di cammino (Gait Speed) invece viene calcolata con un metodo più "manuale", a partire dagli eventi spaziali e temporali estratti dai file delle singole prove; questa scelta è stata ritenuta più adatta per gli obiettivi dello studio, in quanto consente di descrivere la prestazione locomotoria globale con un metodo riferito all'intera prova, in confronto alla media di valori lato-specifici, che sarebbe comunque un metodo valido anche per questo parametro.

Di seguito viene descritto nello specifico il metodo o i metodi di calcolo adottati per ogni parametro.

4.3.2.1 Step Length e Stride Length

Step Length e Stride Length sono stati calcolati allo stesso modo, a partire dai valori destri e sinistri di questi parametri calcolati da Vicon Nexus e quindi presenti nei file CSV delle prove. Sono stati implementati su MATLAB due codici, uno per parametro, a cui vengono date in input le tre prove di camminata PRE o POST da mediare; lo script legge i valori dei parametri dal CSV delle tre prove e combina valori destri e sinistri con una media pesata, per poi fare la media delle tre prove. La media calcolata non è semplice, ma pesata, proprio per non far incidere sul calcolo l'eventuale numero diverso di passi/cicli tra lati, essendo le prove svolte su un tragitto breve. Per quanto riguarda la Step Length, il peso considerato per la media è il numero di step effettivi per lato, calcolato a partire dalla sezione Events dei CSV (dove sono elencati in ordine temporale tutti i Foot Strike e Foot Off), contando ogni transizione successiva dal Foot Strike di una gamba a quello dell'altra, ottenendo $nStepLeft$ e $nStepRight$; la Step Length globale di una singola prova è calcolata come: $SpL_{glob} = (nStep_L \cdot SpL_L + nStep_R \cdot SpL_R) / (nStep_L + nStep_R)$, dove SpL_L e SpL_R sono i valori di Step Length calcolati da Vicon.

Invece, per la Stride Length, il peso considerato per il calcolo è il numero di stride per lato, che si ottiene dal numero di Foot Strike (nFS) della sezione Events in questo modo: $nStride = nFS - 1$; infatti, considerando ad esempio una prova con 5 Foot Strike sinistri, si possono definire 4 stride sinistri (tra 1°-2°, 2°-3°, 3°-4°, 4°-5°). Anche in questo caso il calcolo della Stride Length globale si ottiene come: $SdL_{glob} = (nStride_L \cdot SdL_L + nStride_R \cdot SdL_R) / (nStride_L + nStride_R)$, dove SdL_L e SdL_R sono i valori di Stride Length calcolati da Vicon.

I valori globali ottenuti delle due grandezze nelle tre ripetizioni vengono mediati per avere un unico valore di Step Length e Stride Length rappresentativo della sessione, che viene accompagnato dal calcolo della deviazione standard tra le tre prove per indicare la variabilità intra-sessione.

4.3.2.2 Gait Speed (velocità di cammino)

La velocità di cammino è stata calcolata in modo “manuale” implementando un codice su MATLAB che, partendo dai dati presenti nei CSV delle singole prove, stima lo spostamento percorso lungo la direzione di progressione e divide per il tempo totale corrispondente. In ingresso allo script si forniscono le tre prove per ogni seduta PRE e POST e, da ognuna di queste, vengono letti i tempi dei Foot Strike destri e sinistri presenti nella sezione Events e ne vengono individuati il primo e l’ultimo (t_{MAX} , t_{MIN}); da questi valori viene calcolato l’intervallo temporale della singola prova, cioè $\Delta t = t_{MAX} - t_{MIN}$. Successivamente, sempre dal file CSV, viene letta la frequenza di campionamento del sistema ($f_c = 100 \text{ Hz}$ nel nostro caso) e viene moltiplicata per i due tempi trovati, individuando i frame corrispondenti ai due istanti: $frame_{MAX} = t_{MAX} \cdot f_c$ e $frame_{MIN} = t_{MIN} \cdot f_c$. Nella sezione Trajectories sono presenti le coordinate dei marker frame-by-frame e proprio qui vengono cercati i frame massimo e minimo appena calcolati e vengono prese le corrispondenti coordinate del marker LHEE (si poteva prendere anche RHEE) nella componente Y, cioè la coordinata lungo l’asse di avanzamento; viene considerato il marker LHEE in quanto il più rappresentativo dell’appoggio, ma andavano bene anche i marker di bacino per questo calcolo. Vengono così individuate le coordinate y_{MIN} (corrispondente a $frame_{MIN}$) e y_{MAX} (corrispondente a $frame_{MAX}$), la cui differenza rappresenta lo spazio percorso, espresso in unità di misura del CSV, cioè in mm: $\Delta y = y_{MAX} - y_{MIN}$.

A questo punto si hanno tutti gli elementi per il calcolo della velocità, che viene convertita in m/s: $v = \Delta y / \Delta t$. In questo modo si ottiene un parametro globale di velocità per ogni prova, non più separato tra lato destro e sinistro come lo proponeva Vicon; infine, come ultimo passaggio, vengono mediate le velocità delle tre ripetizioni della stessa condizione PRE o POST per ottenere un valore di velocità rappresentativo della sessione, affiancato dal calcolo della deviazione standard intra-sessione.

4.3.2.3 Cadenza

La cadenza è stata calcolata tramite un codice MATLAB applicato a ciascuna prova a partire dai valori destro e sinistro di cadenza calcolati da Vicon Nexus e presenti nei file CSV delle prove, nella sezione iniziale Gait Cycle Parameters. Per ottenere un valore unico globale di cadenza rappresentativo della prova, viene calcolata una media semplice tra i due lati: $Cad_{glob} = (Cad_L + Cad_R) / 2$. In questo caso è sufficiente calcolare una media semplice in quanto la cadenza è una frequenza del passo globale, molto meno dipendente dal lato destro o sinistro come per i parametri spaziali precedentemente calcolati. Come ultimo passaggio, vengono mediati i valori di cadenza ottenuti nelle tre ripetizioni PRE e nelle tre POST della stessa sessione.

4.3.2.4 % Single Support & % Double Support

Le percentuali di appoggio singolo e doppio sono state calcolate con un unico codice implementato su MATLAB e i risultati vengono riportati in % del ciclo del passo. I parametri in questo caso vengono derivati dai valori di appoggio singolo e doppio già calcolati da Vicon e presenti nella sezione Gait Cycle Parameters dei file CSV delle singole prove. Vengono però apportate delle modifiche in quanto nei file CSV sono presenti i tempi di singolo e doppio appoggio e non le percentuali, come invece vuole lo studio; sono quindi prima calcolati dei parametri necessari per questa conversione da secondi a percentuale. Vengono letti i tempi di Foot Strike (HS) e Foot Off (FO) per lato destro e sinistro dalla sezione Events dei CSV e a partire dagli HS vengono ricavati gli stride time per ciascun lato e il numero di stride disponibili: $T_{stride}(k) = HS_{k+1} - HS_k$, $nStride = nHS - 1$. La conversione in percentuale avviene in questo modo, sia per il supporto singolo (SS) che per quello doppio (DS): $SS\% = media_i(100 \cdot \frac{SS_s}{T_{stride,i}})$, $DS\% = media_i(100 \cdot \frac{DS_s}{T_{stride,i}})$, dove SS_s e DS_s sono i valori di supporto singolo e doppio in secondi e la media viene svolta su tutti gli stride indicizzati con i . Si ottengono così i valori di Single Support % destro e sinistro e anche quello di supporto singolo percentuale globale, ovvero $SS_{global}\% = SS_R\% + SS_L\%$. Infatti, è utile tenere questi valori separati per lato ma anche avere un valore di singolo supporto globale come grandezza di controllo.

Per il supporto doppio viene invece calcolato un valore unico come media pesata tra lato destro e sinistro forniti da Vicon, usando come pesi i numeri di stride per ogni lato cioè $nStride_R$ e $nStride_L$, in modo da tenere conto di eventuali differenze di numero di cicli tra i due lati:

$DS_{glob}(\%) = \frac{nStride_R \cdot DS_R(\%) + nStride_L \cdot DS_L(\%)}{nStride_R + nStride_L}$, dove $DS_R(\%)$ e $DS_L(\%)$ sono le % di supporto doppio destra e sinistra.

Infine, viene verificata la condizione attesa nel cammino, $SS_R + SS_L + DS \approx 100\%$, e vengono mediati i valori di appoggio singolo e doppio delle tre ripetizioni della stessa condizione (PRE o POST) per avere valori rappresentativi di ogni sessione.

4.3.2.5 Step Width

La larghezza dell'appoggio è stata ottenuta a partire dai valori calcolati da Vicon e presenti nella sezione Gait Cycle Parameters dei file CSV delle camminate, dove i valori di Step Width sono dati separatamente per il lato destro e sinistro per ciascuna prova. Il codice calcola un valore globale del parametro tramite una media pesata sul numero di step validi all'interno della prova per ogni lato; infatti, dal blocco Events dei file CSV vengono contati i Foot Strike destri e sinistri (nFS_L , nFS_R) e viene stimato il numero di step per lato: $nStep = nFS - 1$. I valori considerati per calcolare la media pesata sono $nStep_L$ e $nStep_R$ e rendono il calcolo indipendente dall'eventuale numero diverso di passi tra i due lati; la Step Width globale della prova si calcola come: $SW_{glob} = \frac{SW_L \cdot nStep_L + SW_R \cdot nStep_R}{nStep_L + nStep_R}$.

Come ultimo passaggio, si mediano i valori globali di Step Width ottenuti nelle tre ripetizioni della stessa condizione per avere un unico valore rappresentativo della sessione, accompagnato dal valore corrispondente di deviazione standard tra le prove come indicatore di variabilità intra-sessione.

4.3.2.6 Range of Motion (ROM) e Timing dei picchi

I range di ampiezza articolari e il timing dei picchi degli angoli di flessione-estensione delle articolazioni degli arti inferiori durante la camminata sono stati calcolati a partire dalle curve degli andamenti angolari medi ottenute in funzione della % di ciclo del passo dopo la segmentazione. È stato implementato un codice MATLAB che prende in ingresso i file CSV dove sono stati salvati gli andamenti medi in formato numerico, cioè il valore di angolo medio per ogni % del ciclo; a partire da queste colonne di dati divise per articolazione e per lato, il ROM è stato calcolato come differenza tra valore massimo e minimo dell'angolo sull'intero ciclo del passo: $ROM = |\max(y) - \min(y)|$. Per escludere dal calcolo eventuali curve anomale, prima del calcolo viene ulteriormente verificato che le curve medie rientrino nei range fisiologici.

Il timing dei picchi è stato calcolato andando a individuare la posizione temporale espressa come % del ciclo del passo corrispondente ai massimi e minimi globali del segnale (i picchi), cioè dello stesso andamento angolare medio; per caratterizzare separatamente le fasi di ciclo del passo sono stati individuati i timing dei massimi e dei minimi anche delle fasi di stance (dallo 0% al 60% di ciclo del passo) e di swing (dal 60% al 100% di ciclo del passo). Infatti, i picchi più rilevanti da considerare sono quello di massima estensione alla fine della fase di stance per quanto riguarda l'anca e quello di massima flessione nella fase di swing per il ginocchio. In output sono state create delle tabelle con ROM, picchi globali, picchi di stance e picchi di swing per ogni condizione (PRE o POST) di ogni seduta, per ogni sessione di tutti i soggetti.

4.3.2.7 Approximate entropy

L'entropia approssimata (ApEn) è stata calcolata a partire dai valori di angoli articolari di flessione-estensione dell'anca e del ginocchio per ogni frame, presenti nella sezione Model Outputs dei file CSV delle prove; tramite un codice implementato su MATLAB si prendono in ingresso le tre prove PRE e le tre prove POST di una seduta, viene letta la frequenza di campionamento (100 Hz) e vengono estratti gli angoli articolari, che vengono normalizzati con z-score, che esprime ogni valore in termini di scostamento dalla media della serie, rapportato alla sua deviazione standard; questo viene fatto per rendere l'ApEn confrontabile tra prove e sedute. Vengono poi definiti i parametri essenziali per il calcolo dell'entropia, cioè: m , che è la dimensione di embedding, cioè la lunghezza del pattern di campioni consecutivi da confrontare, τ , che è il ritardo, ovvero quanti campioni si saltano tra un elemento e il successivo del pattern (se $\tau = 1$ vengono presi campioni consecutivi, se $\tau > 1$ si sottocampiona il pattern) e r , cioè la tolleranza o soglia di somiglianza, che definisce quanto due pattern devono essere vicini per essere considerati simili. In questo caso sono mantenuti i valori standard utilizzati in letteratura di questi parametri, cioè $m = 2$, $\tau = 1$ e $r = 0,2 \cdot SD(u)$, il quale è un valore che rende la soglia proporzionale all'ampiezza tipica del segnale, in modo da confrontare prove diverse con la stessa soglia.

L'entropia approssimata è stata calcolata secondo la definizione di Pincus, che si basa sul confronto di pattern di lunghezza m e $m + 1$ entro una tolleranza r : più i pattern restano simili,

più il segnale è prevedibile e a entropia minore. La procedura di calcolo implementata dal codice prevede che:

- data la serie temporale $u(1), \dots, u(N)$, dove N è la lunghezza del segnale, ovvero il numero di campioni totale, vengono costruiti i vettori “pattern” di dimensione m , cioè $x_i^{(m)} = [u(i), u(i + \tau), \dots, u(i + (m - 1)\tau)]$, dove $i = 1, \dots, N - (m - 1)\tau$ ed è l’indice che scorre i pattern estratti dal segnale
- viene calcolata la distanza tra due pattern secondo la formula: $d(x_i, x_j) = \max_{k=0, \dots, m-1} |u(i + k\tau) - u(j + k\tau)|$, dove j è l’indice di confronto tra pattern e k è l’indice interno agli elementi del pattern
- per ogni i viene calcolata la frazione di pattern j che risulta simile a seconda della tolleranza r , cioè: $C_i^{(m)}(r) = \frac{\#\{j: d(x_i, x_j) \leq r\}}{N - (m - 1)\tau}$, dove il numeratore indica il numero di indici j tali che la distanza tra x_i e x_j è minore o uguale a r
- viene calcolato il parametro, che è una misura media della probabilità della somiglianza tra segmenti: $\phi^{(m)}(r) = \frac{1}{N - (m - 1)\tau} \sum_{i=1}^{N - (m - 1)\tau} \ln(C_i^{(m)}(r))$
- infine, viene calcolata l’entropia approssimata con la formula: $ApEn(m, r, N) = \phi^{(m)}(r) - \phi^{(m+1)}(r)$, che confronta ϕ a lunghezza m e $m + 1$; se il segnale è regolare, i pattern restano simili a lunghezza m e $m + 1$, $\phi^{(m)}$ e $\phi^{(m+1)}$ sono anche simili e l’entropia approssimata risulta bassa; viceversa, se il segnale è irregolare l’entropia è alta

In output quindi, per ogni seduta, si ottengono i valori di entropia approssimata per ogni articolazione, mediati per le tre prove della fase PRE e della fase POST accompagnati dai valori di deviazione standard.

4.4 Valutazione soggettiva mediante questionario

Al termine di ogni sessione di Danzaterapia è stato somministrato un questionario ai pazienti per valutare la loro percezione soggettiva rispetto all’esperienza di Danzaterapia. Il questionario era composto da 17 domande, divise in tre sezioni: le prime 8 domande relative alle percezioni durante la singola seduta di Danzaterapia, altre 7 relative alle percezioni immediatamente successive alla seduta e le ultime 2 di valutazione generale della seduta e della sua utilità percepita nella vita quotidiana. La risposta per ogni domanda era su scala ordinale con un punteggio da 1 a 5, dove un punteggio crescente corrispondeva a una maggiore intensità o accordo rispetto all’affermazione proposta (1 = per nulla; 2 = poco; 3 = moderatamente; 4 = tanto; 5 = tantissimo). Le 17 domande del questionario somministrato ai pazienti sono riportate integralmente in Appendice A.

Il questionario è stato utilizzato come strumento qualitativo-descrittivo da affiancare alle misure oggettive dell'analisi biomeccanica, per avere una valutazione anche soggettiva dell'esperienza motoria, dell'equilibrio percepito, del senso di sicurezza, dell'ampiezza articolare percepita, dell'affaticamento e del gradimento dell'intervento. Nel capitolo Risultati viene riportato l'esito dei questionari, dove, ai fini della sintesi descrittiva, per ciascun paziente e per ciascuna domanda è stato calcolato un punteggio medio ottenuto nelle 12 sessioni, così da avere un riscontro sottoforma di profilo medio delle percezioni soggettive del singolo paziente rispetto alla Danzaterapia.

4.5 Analisi statistica dei parametri

Come ultimo passaggio dello studio, è stata condotta un'analisi statistica per valutare l'effetto a lungo termine dell'intervento di Danzaterapia, confrontando per ogni soggetto i valori dei parametri estratti nella fase PRE della prima seduta con quelli della fase POST dell'ultima seduta. Il metodo di analisi statistica utilizzato per confrontare questi valori è il test di Wilcoxon per ranghi con segno (*Wilcoxon signed-rank test*) in versione two-sided e con il calcolo del p-value esatto. È stato scelto questo metodo non parametrico in quanto indicato per campioni piccoli, come in questo studio in cui si sono considerati cinque pazienti, e poiché non implica la normalità delle distribuzioni in analisi; infine, è un metodo adatto per misurazioni ripetute sugli stessi soggetti. L'ipotesi nulla formulata alla base del metodo statistico è H_0 , che in questo caso indica "nessun cambiamento sistematico tra PRE e POST", cioè:

$H_0: \text{mediana}(\Delta) = 0$, $\Delta_i = \text{POST}_i - \text{PRE}_i$ dove i indica il singolo soggetto

In particolare, il metodo two-sided implica anche che $H_1: \text{mediana}(\Delta) \neq 0$ ed è stato adottato poiché per i parametri analizzati non era possibile assumere a priori la direzione certa del cambiamento, in quanto potevano potenzialmente esserci miglioramenti o peggioramenti, cioè incrementi o diminuzioni in base al parametro specifico. Il valore di p-value indica quanto i dati siano compatibili con l'ipotesi nulla e quindi, in questo caso, se si evidenziassero dei cambiamenti significativi o no. Questa procedura è stata implementata su MATLAB dando come input i cinque valori PRE e i cinque valori POST di ogni parametro da confrontare. Il metodo Wilcoxon signed-rank ottiene il p-value di ogni confronto in questo modo:

- Calcola le differenze appaiate tra POST e PRE per ogni soggetto, cioè $\Delta = \text{POST} - \text{PRE}$, escludendo le differenze nulle in quanto non impattano sull'analisi
- Ordina le differenze (i valori assoluti) per grandezza e assegna un rango a ciascuna
- Somma i ranghi delle differenze con segno positivo (W^+), segno di un valore POST maggiore del PRE e con segno negativo (W^-), segno di un valore POST minore del PRE
- Ottiene il p-value come probabilità, sotto l'ipotesi nulla di nessun cambiamento, di ottenere una somma di ranghi almeno altrettanto estrema di quella osservata, cioè quanto la somma dei ranghi positivi o negativi sia sbilanciata rispetto all'ipotesi nulla

Si sono tuttavia riscontrati dei limiti pratici nel calcolo del p-value, in quanto solitamente la significatività statistica si valuta confrontando il p-value con un livello $\alpha = 0,05$, quindi se $p_value > 0,05$ non si può rifiutare l'ipotesi nulla e i campioni non hanno differenze statistiche significative, mentre se $p_value \leq 0,05$ si ha evidenza contro l'ipotesi nulla e le differenze sarebbero significative; nel presente studio, tuttavia, la ridotta numerosità campionaria ($n = 5$) e l'utilizzo del test Wilcoxon two-sided, comportano che il p-value possa assumere solo valori discreti, in quanto le combinazioni possibili sono poche. In particolare, con cinque pazienti, anche nella condizione in cui tutti i delta indichino cambiamenti nella stessa direzione (cambiamento coerente tra tutti i soggetti) e senza differenze nulle, la probabilità di osservare una configurazione così "estrema" sotto l'ipotesi nulla (il p-value minimo ottenibile) sarebbe:

$$p_value_{min} = \frac{2}{2^5} = \frac{2}{32} = 0,0625$$

Quindi con $n = 5$ i risultati non possono raggiungere la soglia di significatività convenzionale e dare $p_value \leq 0,05$ per limiti matematici, non perché l'effetto sia piccolo; per questo motivo i p-value di questa analisi statistica sono stati interpretati con cautela e affiancati da altri parametri che misurano la direzione e l'entità dell'effetto, cioè il calcolo del delta mediana, dell'effect size e degli intervalli di confidenza.

Il *delta mediana* è la mediana della differenza intra-soggetto $\Delta_i = POST_i - PRE_i$ (sui cinque soggetti) ed è stata calcolata per ogni parametro; questo valore fornisce un'indicazione diretta della direzione del cambiamento, cioè un aumento o una diminuzione, e della sua entità tipica, in quanto è una misura robusta rispetto a singoli valori anomali o asimmetrie. In particolare, se $\Delta mediana > 0$, in "media tipica" i soggetti hanno $POST > PRE$ e il parametro tende a aumentare; se $\Delta mediana < 0$, i soggetti hanno $POST < PRE$ e il parametro tende a diminuire e infine, se $\Delta mediana = 0$, almeno metà dei soggetti hanno Δ molto vicino o uguale a zero, oppure i cambiamenti in positivo e in negativo si bilanciano. Relativamente ai pazienti parkinsoniani, per gli specifici parametri, un miglioramento può corrispondere a un aumento, come ad esempio per la velocità, o a una diminuzione, come per la % di appoggio doppio.

L'*effect size* è un parametro che serve a quantificare la dimensione dell'effetto che si sta osservando, indipendentemente dal fatto che il p-value sia significativo o no; nel caso di pochi campioni come in questo studio, il p-value può restare alto anche con cambiamenti interessanti e quindi il calcolo dell'effect size risulta particolarmente importante. Questo parametro viene espresso tramite la Rank-Biserial Correlation (RBC), che è un effect size adimensionale compreso tra $[-1; +1]$ e viene calcolato sulle differenze non nulle. La RBC è definita come: $RBC = (R^+ - R^-)/T$, dove R^+ è la somma dei ranghi di $|\Delta|$ associati a $\Delta > 0$, R^- è la somma dei ranghi associati a $\Delta < 0$, e T è la somma totale dei ranghi. Valori positivi di RBC indicano una prevalenza di incrementi ($POST > PRE$), valori negativi una prevalenza di decrementi ($POST < PRE$), dove, in entrambi i casi, più $|RBC|$ è vicino a uno, più il cambiamento è coerente, quindi quasi tutti i soggetti nella stessa direzione; invece, valori di $|RBC|$ prossimi allo zero indicano cambiamenti lievi e poco coerenti tra i soggetti, con alcuni che aumentano e altri che diminuiscono.

Infine, viene calcolato l'*intervallo di confidenza al 95%* (Hodges-Lehmann) della differenza mediana, che fornisce una stima dell'ampiezza plausibile dell'effetto, risultando molto informativo in presenza di pochi campioni e p-value discreti. Per stimare quindi l'entità del

cambiamento PRE-POST e la relativa incertezza, è stato calcolato lo stimatore di Hodges-Lehmann, che è definito come la mediana delle Walsh averages, cioè delle medie a due a due delle differenze $\Delta_i = POST_i - PRE_i$, quindi: $\hat{\theta}_{HL} = \text{mediana}(\{W_{ij}\})$, dove $W_{ij} = \frac{\Delta_i + \Delta_j}{2}$ è la media tra la differenza del soggetto i e del soggetto j . Le Walsh averages vengono ordinate in senso crescente $W_{(1)} \leq \dots \leq W_{(m)}$, dove m è il numero totale di Walsh averages e, indicando con n il numero di differenze non nulle, si ottiene come $m = \frac{n(n+1)}{2}$. A questo punto, l'intervallo di confidenza esatto per θ viene ottenuto dalle Walsh averages ordinate e dalla distribuzione del Wilcoxon signed-rank; definito come c il valore critico tale che, sotto l'ipotesi nulla, la probabilità cumulativa della statistica di Wilcoxon nella coda inferiore sia circa $\alpha/2$, l'intervallo è: $IC_{1-\alpha}(\theta) = [W_{(c+1)}, W_{(m-c)}]$; con $\alpha = 0,05$ come nel nostro caso, si taglia il 2,5% dei casi più estremi in basso e in alto della distribuzione esatta e si ottiene l'intervallo centrale dei valori compatibili con i dati. Se questo intervallo include lo zero, i dati sono compatibili e non si osserva una variazione sistematica PRE-POST, mentre se è interamente maggiore o minore di zero, suggerisce una variazione coerente rispettivamente positiva o negativa.

Il codice implementato in MATLAB fornisce in output questi valori per ogni parametro e anche una rappresentazione grafica a linee di coppie PRE-POST per soggetto, per una visualizzazione immediata dei cambiamenti individuali.

5 Risultati

Nel presente capitolo vengono riportati i risultati ottenuti dall'analisi dei parametri del cammino lungo l'intero percorso di Danzaterapia di 12 sedute e nella parte finale i risultati del questionario di valutazione soggettiva somministrato ai pazienti. I grafici riportati rappresentano l'andamento ottenuto o calcolato del singolo parametro, che viene accompagnato da una successiva valutazione statistica di confronto tra la prima e l'ultima seduta tramite il metodo Wilcoxon Signed-Rank precedentemente descritto. L'andamento dei parametri è riportato in un grafico separato per ogni soggetto, con due curve distinte: continua per le misure acquisite prima della seduta (PRE) e tratteggiata per le misure acquisite dopo la seduta (POST). Questa rappresentazione grafica consente di visualizzare in modo immediato un eventuale trend del parametro, a cui può corrispondere un miglioramento, un peggioramento o una condizione di stabilità; risulta anche visibile la variabilità intra-soggetto, con possibili oscillazioni tra sedute successive, e l'eterogeneità tra soggetti, mettendo in risalto differenze individuali nella risposta al trattamento. Infine, la rappresentazione separata tra prove PRE e prove POST permette di osservare possibili effetti all'interno delle singole sedute e eventuali evoluzioni nelle 12 sessioni.

Vengono di seguito riportati i grafici dei seguenti parametri:

- *Spaziotemporali*: Step Length, Stride Length, Velocità, Cadenza, Single Support % globale, Double Support %, Step Width
- *Entropia Approssimata* degli angoli articolari di anca e ginocchio destri e sinistri
- *Cinematici*: Range of Motion degli angoli articolari di anca e ginocchio destri e sinistri e Timing dei picchi (massima estensione per l'anca e massima flessione per il ginocchio)

All'interno dei grafici le sessioni in cui il paziente era mancante sono indicate con una x, mentre quelle di cui non si hanno i dati non ne sono riportati i parametri (le prime tre sessioni POST del paziente TR). Tali parametri sono accompagnati da una tabella con i risultati dell'analisi statistica effettuata a lungo termine, comparando l'ultima seduta con la prima e da cui si ottengono i valori p-value, delta mediana, effect size e l'intervallo di confidenza, per descrivere al meglio l'andamento dei parametri.

In termini generali, come verrà approfondito successivamente, l'analisi statistica che valuta globalmente le eventuali variazioni dei parametri in questione tra la prima e l'ultima seduta, non ha dato riscontro di variazioni statisticamente rilevanti nella lunghezza del passo e nelle percentuali di singolo e doppio appoggio. Ha però evidenziato un aumento della velocità di cammino media e della cadenza in tutti i pazienti e in modo coerente anche un aumento dell'entropia approssimata per entrambe le articolazioni analizzate e dell'escursione articolare (ROM) dell'anca; si è infine riscontrato un lieve incremento della larghezza dell'appoggio. I grafici riportati di seguito sono utili per evidenziare eventuali variazioni intra-soggetto che non vengono evidenziate dall'analisi statistica, in quanto essa considera gli effetti sulla totalità dei pazienti.

5.1 Parametri Spaziotemporal

Parametro	P-value	Delta mediana	Effect size (RBC)	IC 95%
Step Length	1,0000	0,005 m	0,067	[-0,055;0,046] m
Stride Length	0,8125	-0,013 m	0,200	[-0,075;0,094] m
Gait Speed	0,0625	0,109 m/s	1,000	[0,055;0,199] m/s
Cadenza	0,0625	9,740 step/min	1,000	[1,046;13,756] step/min
Single Support % globale	0,1250	2,570 pp	0,867	[-0,860;11,650] pp
Double Support %	0,8125	-0,570 pp	-0,200	[-4,840;4,400] pp
Step Width	0,0625	0,020 m	1,000	[0,004;0,031] m

Tabella 3: Risultati analisi statistica dei parametri Spaziotemporal dei 5 pazienti. Nota: pp = punti percentuali.

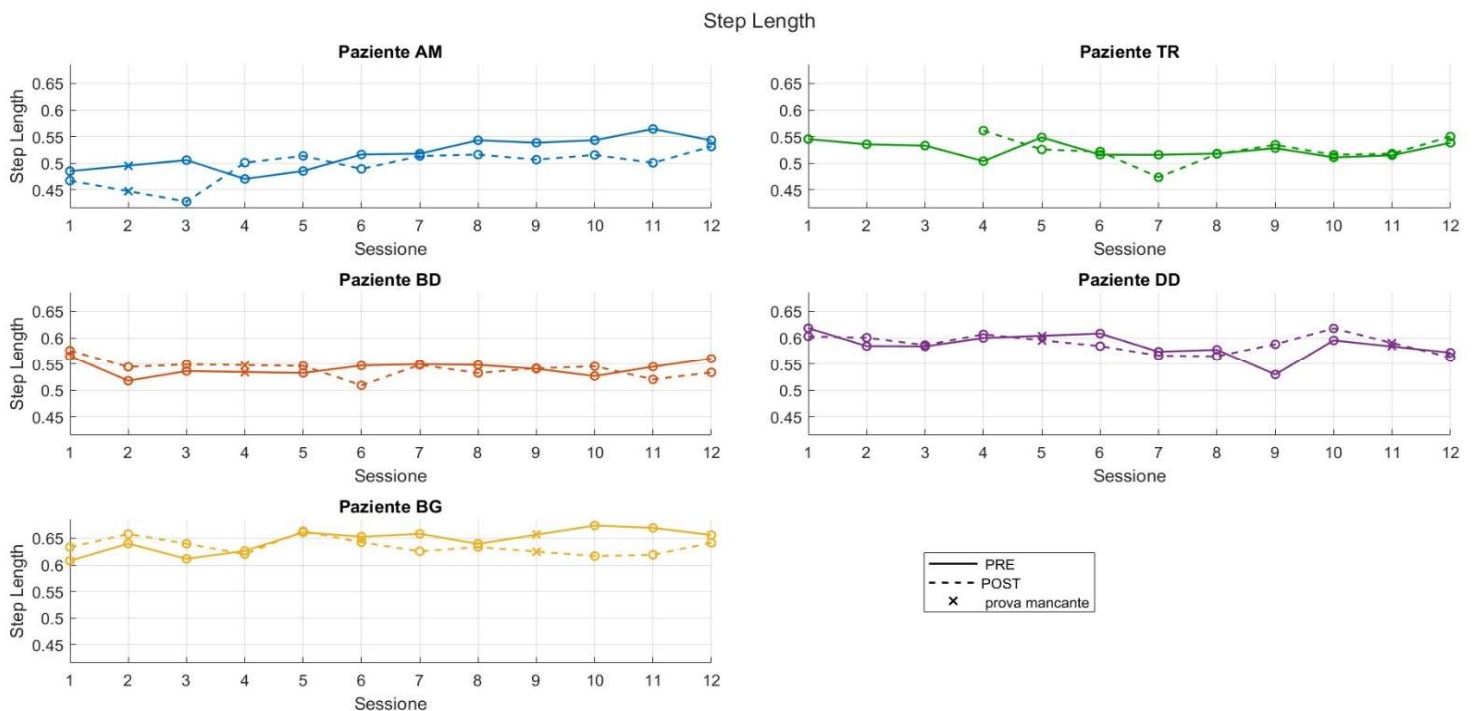


Figura 42: Andamenti del parametro Step Length nei 5 pazienti nelle 12 sedute

Dai grafici dell'andamento della lunghezza del passo (Step Length) durante le 12 sedute emerge una tendenza piuttosto stabile per i pazienti BD, TR e DD, mentre i pazienti AM e BG mostrano un andamento crescente. In accordo con queste osservazioni, come si può vedere dai valori nella Tabella 3, l'analisi statistica tra la prima e l'ultima seduta non evidenzia una differenza statisticamente significativa globale per tutti i soggetti. Infine, il confronto tra valori PRE e POST, cioè a breve termine di ogni seduta, mostra un'assenza di differenze acute costanti nel corso del trattamento.

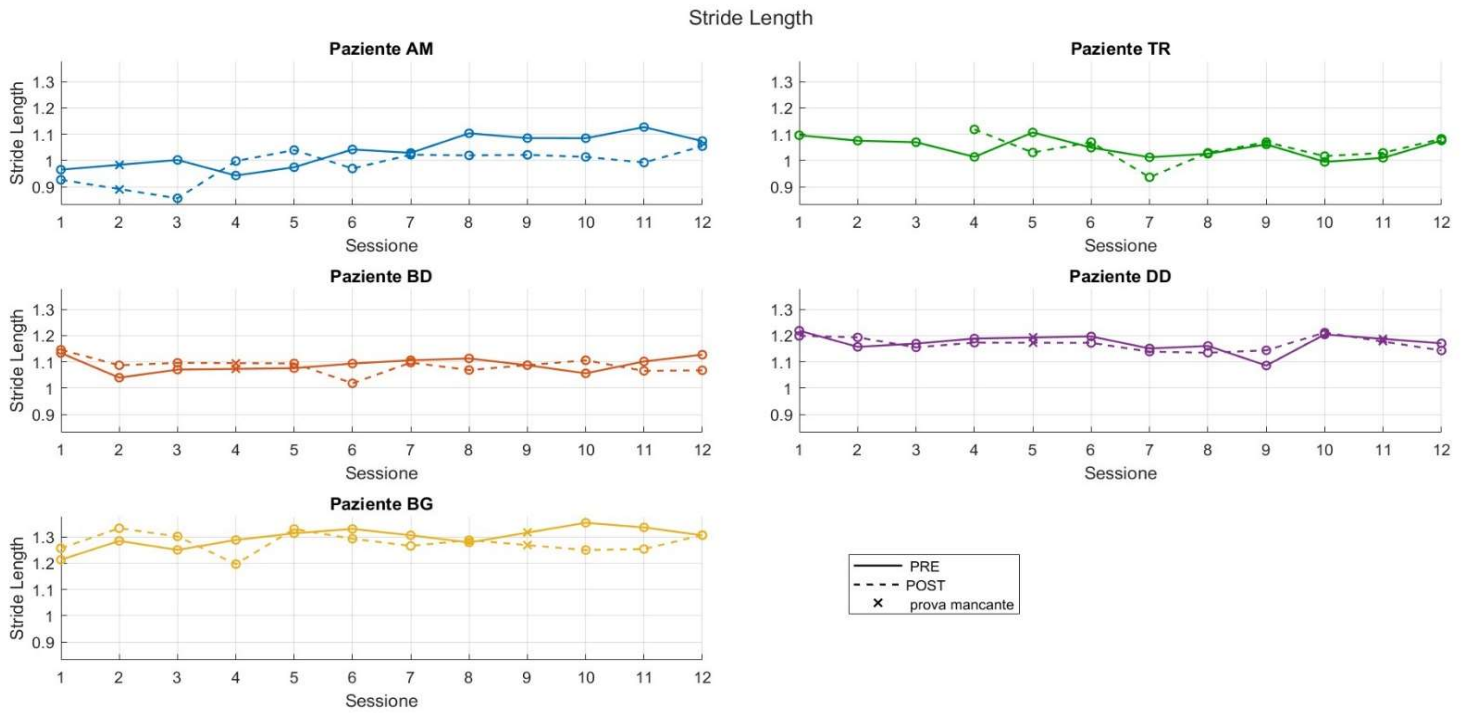


Figura 43: Andamenti del parametro Stride Length nei 5 pazienti nelle 12 sedute

I grafici dell'andamento della lunghezza della falcata (Stride Length) durante le 12 sedute risultano logicamente molto simili a quelli della Step Length, ovvero una tendenza piuttosto stabile per i pazienti BD, TR e DD, e in leggera crescita per i pazienti AM e BG. Anche in questo caso i dati dell'analisi statistica, riportati nella Tabella 3, non evidenziano un cambiamento statisticamente significativo globale, come neanche il confronto tra valori PRE e POST.

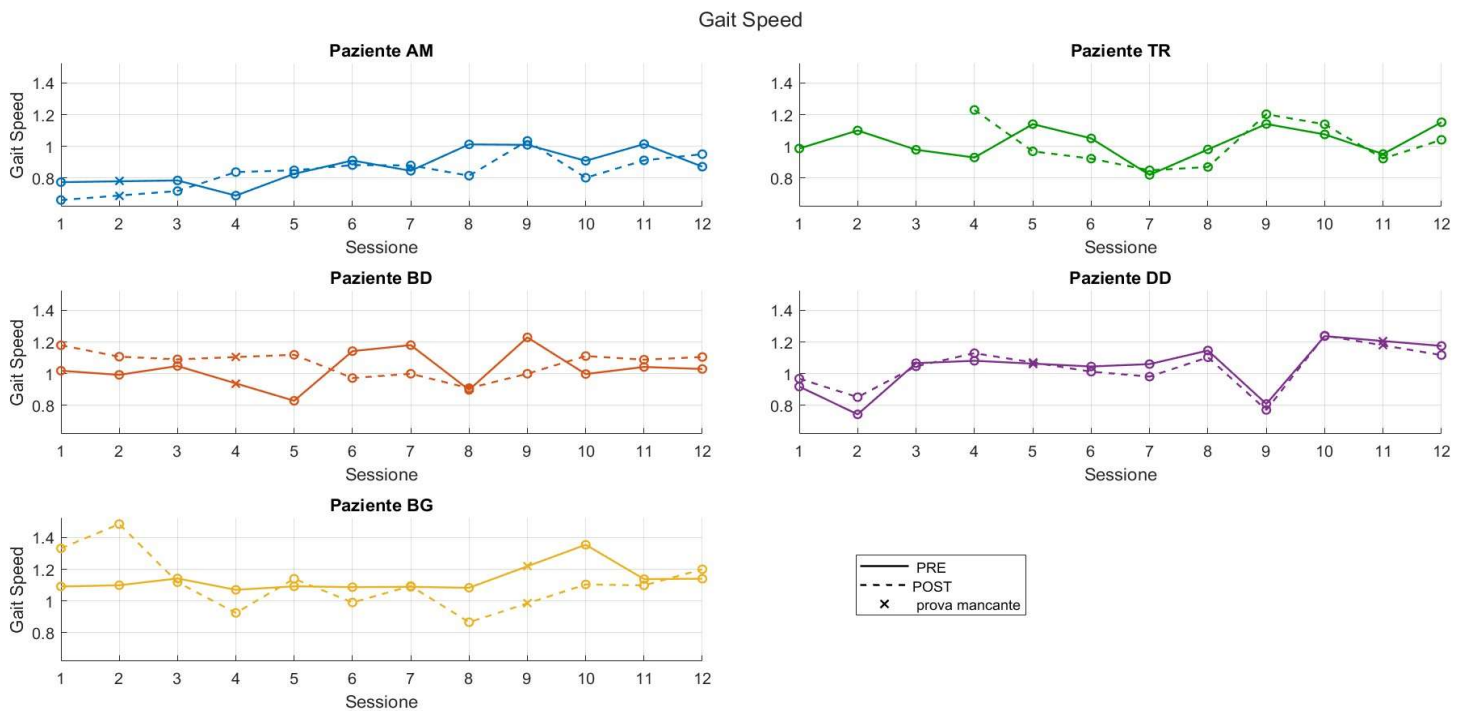


Figura 44: Andamenti del parametro Gait Speed nei 5 pazienti nelle 12 sedute

I grafici dell'andamento della velocità durante le 12 sedute mostrano una tendenza complessivamente crescente per tutti i pazienti, nonostante l'incremento non sia monotono ma siano presenti fluttuazioni e picchi che riflettono la variabilità delle singole sedute. Infatti, l'analisi statistica (Tabella 3) mostra dei risultati interessanti: il p-value di 0,0625, sebbene non raggiunga la soglia convenzionale di significatività statistica ($p < 0,05$), è il minimo ottenibile per il metodo Wilcoxon two-sided con cinque soggetti analizzati quando tutti i cambiamenti vanno nella stessa direzione, indicando quindi un effetto coerente tra tutti i pazienti e significativo nei limiti dello studio. Come viene indicato dal valore del delta mediana, la velocità è aumentata dalla prima all'ultima sessione e l'aumento tipico tra i cinque pazienti è di circa +0,109 m/s, che corrisponde a una variazione percentuale mediana del 10%; questo valore è di entità non trascurabile e potenzialmente clinicamente rilevante, in quanto in linea con le soglie di cambiamento riportate in letteratura per soggetti con malattia di Parkinson. L'effect size è espresso dal valore RBC=1, ovvero un miglioramento consistente nei pazienti, con tutti i delta nella direzione positiva. Infine, l'intervallo di confidenza al 95% di [0,055;0,199] m/s quantifica l'entità del cambiamento ed evidenzia il miglioramento positivo. Non sono invece evidenziate differenze significative tra il confronto dei valori PRE e POST di ogni seduta.

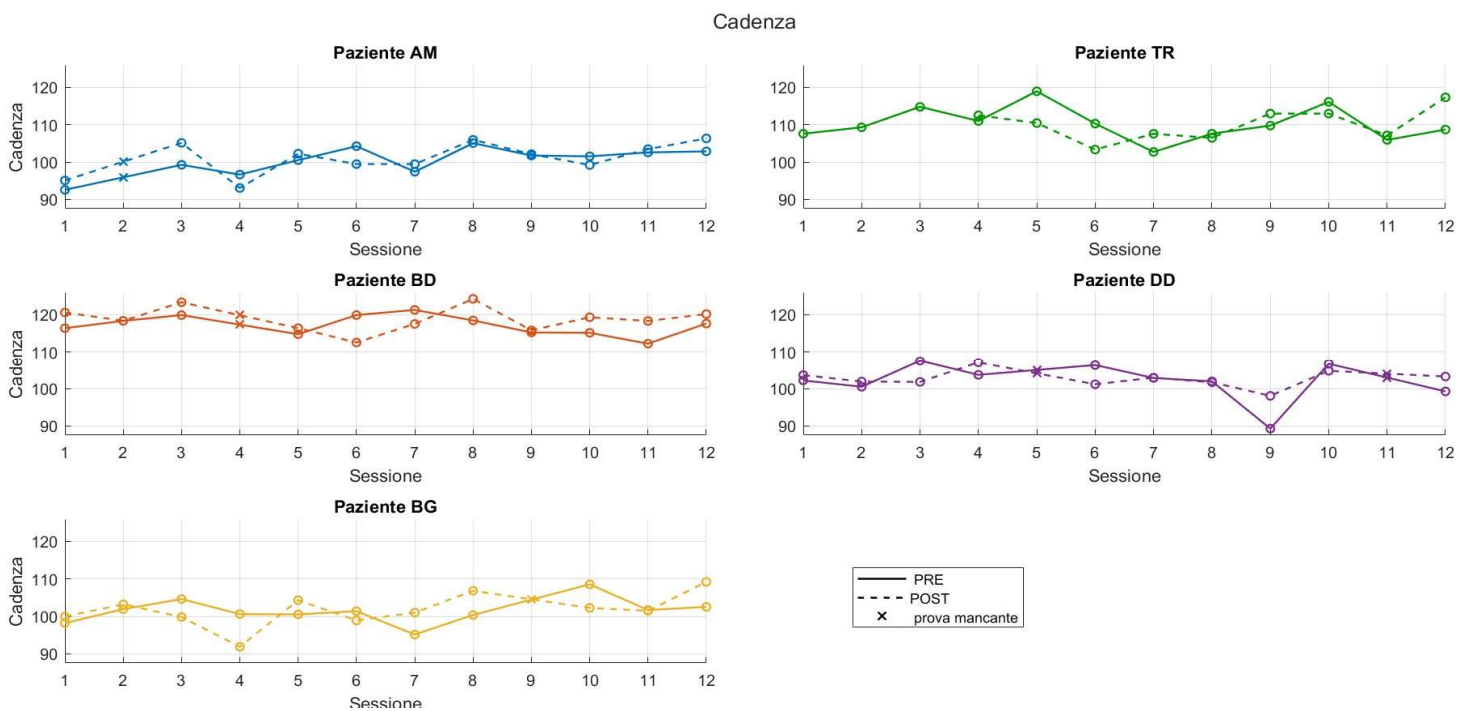


Figura 45: Andamenti del parametro Cadenza nei 5 pazienti nelle 12 sedute

Per quanto riguarda la cadenza, si può osservare come l'andamento nei grafici delle 12 sedute suggerisca complessivamente una tendenza crescente in tutti i soggetti, nonostante ciascuno sia caratterizzato da più o meno fluttuazioni inter-seduta. Il confronto statistico globale tra prima e ultima seduta riporta dei dati significativi (Tabella 3), ovvero un p-value minimo ottenibile di 0,0625, quindi significativo con i limiti di questo studio e che insieme agli altri valori indica un incremento condiviso da tutti i soggetti. L'incremento tipico stimato dal calcolo del delta mediana è di 9,74 step/min (variazione percentuale mediana del 9%), il valore di effect size è

massimo (RBC=1), quindi coerente in tutti i pazienti e l'intervallo di confidenza al 95% di [1,046;13,756] step/min indica un aumento del parametro che è positivo e di modesta entità. Non si osservano differenze rilevanti tra i valori delle sedute PRE e POST.

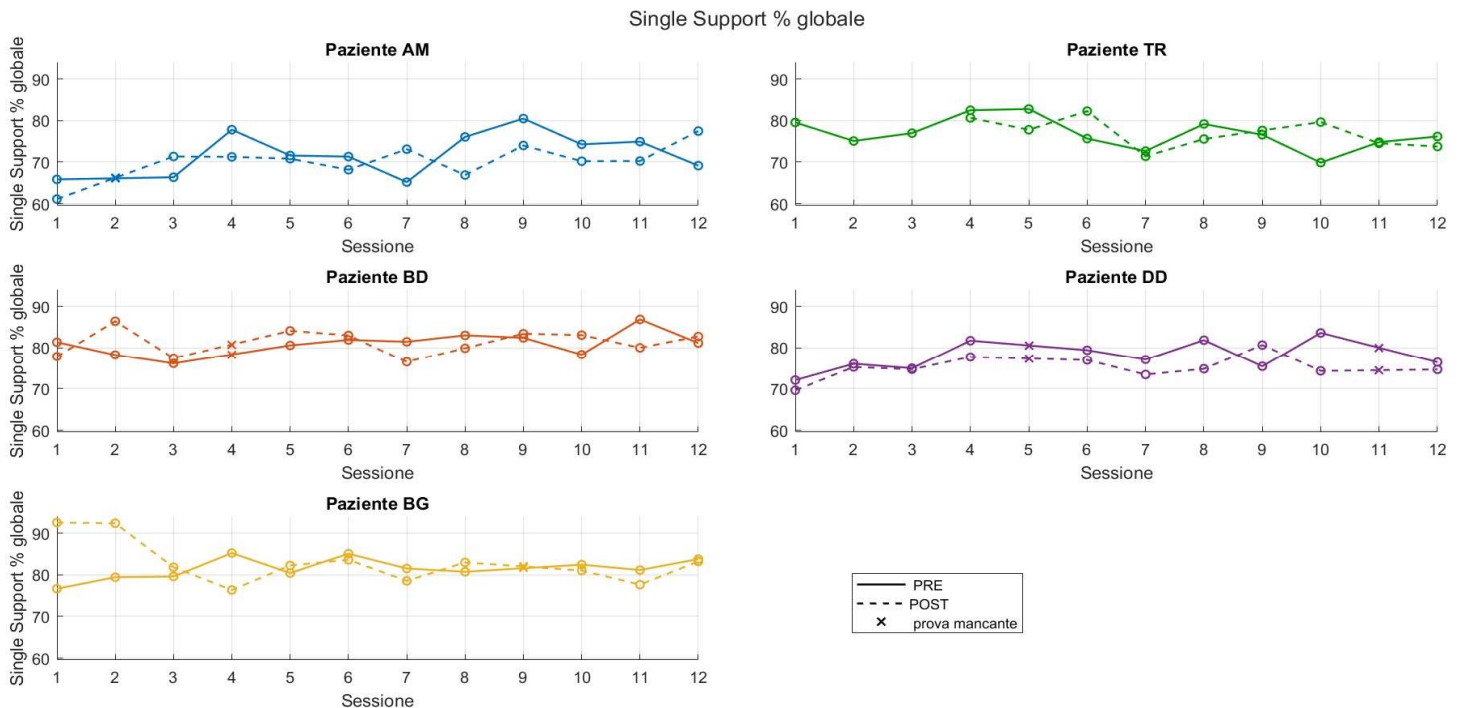


Figura 46: Andamenti del parametro Single Support % globale nei 5 pazienti nelle 12 sedute

I grafici dell'andamento della percentuale del ciclo del passo di appoggio singolo totale nelle 12 sedute mostrano una tendenza all'aumento in quattro soggetti su cinque, ovvero nei pazienti AM, BD, BG e DD, pur con fluttuazioni intra-seduta. L'analisi statistica di confronto a lungo termine (Tabella 3) ha restituito un p-value che non è il minimo ottenibile, in quanto su un totale di cinque pazienti, l'assenza di incremento in uno solo di essi riduce la forza dell'evidenza statistica. Tuttavia, gli altri indicatori suggeriscono una prevalente tendenza positiva: la differenza mediana indica un incremento tipico di 2,57 punti percentuali di appoggio singolo in più, l'effect size non è pari a 1 ma è comunque un valore alto che quindi indica un effetto di entità considerevole e l'intervallo di confidenza al 95% di [-0,860;11,650] punti percentuali, pur includendo lo zero e non consentendo di confermare con certezza la presenza di uno shift sistematico, è molto più spostato verso valori positivi di incremento e ciò quantifica l'aumento dell'appoggio singolo percentuale in 4 pazienti su 5. Non si rilevano invece effetti a breve termine significativi dal confronto tra valori PRE e POST.

Double Support %

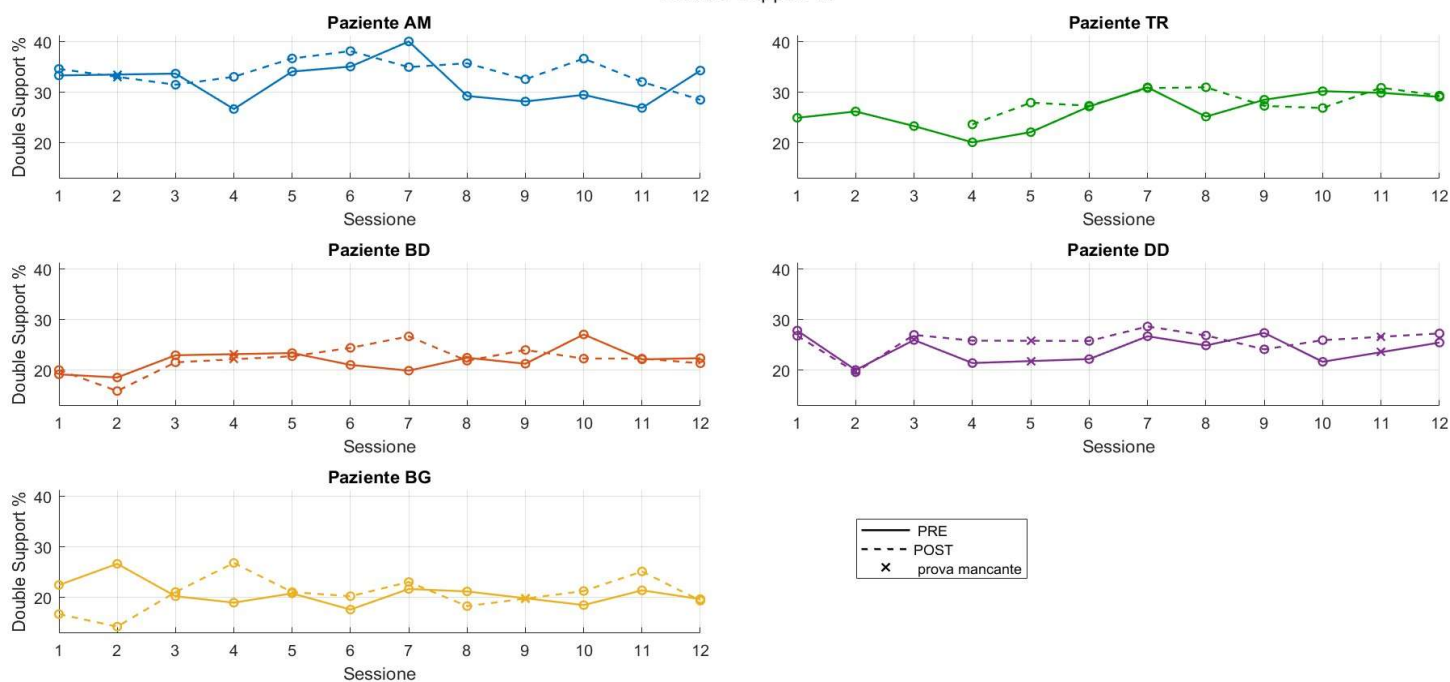


Figura 47: Andamenti del parametro Double Support % nei 5 pazienti nelle 12 sedute

Per quanto riguarda la percentuale del ciclo del passo di appoggio doppio, nonostante le fluttuazioni intra-seduta e l'entità lieve dei cambiamenti, come suggerisce anche l'analisi statistica, si ha una diminuzione del parametro nei pazienti AM, BG e DD, mentre i pazienti BD e TR mostrano un lieve aumento. In questo caso, come suggeriscono i dati statistici (Tabella 3), non si osserva un cambiamento statisticamente significativo globale, come neanche nel confronto tra valori PRE e POST.

Step Width

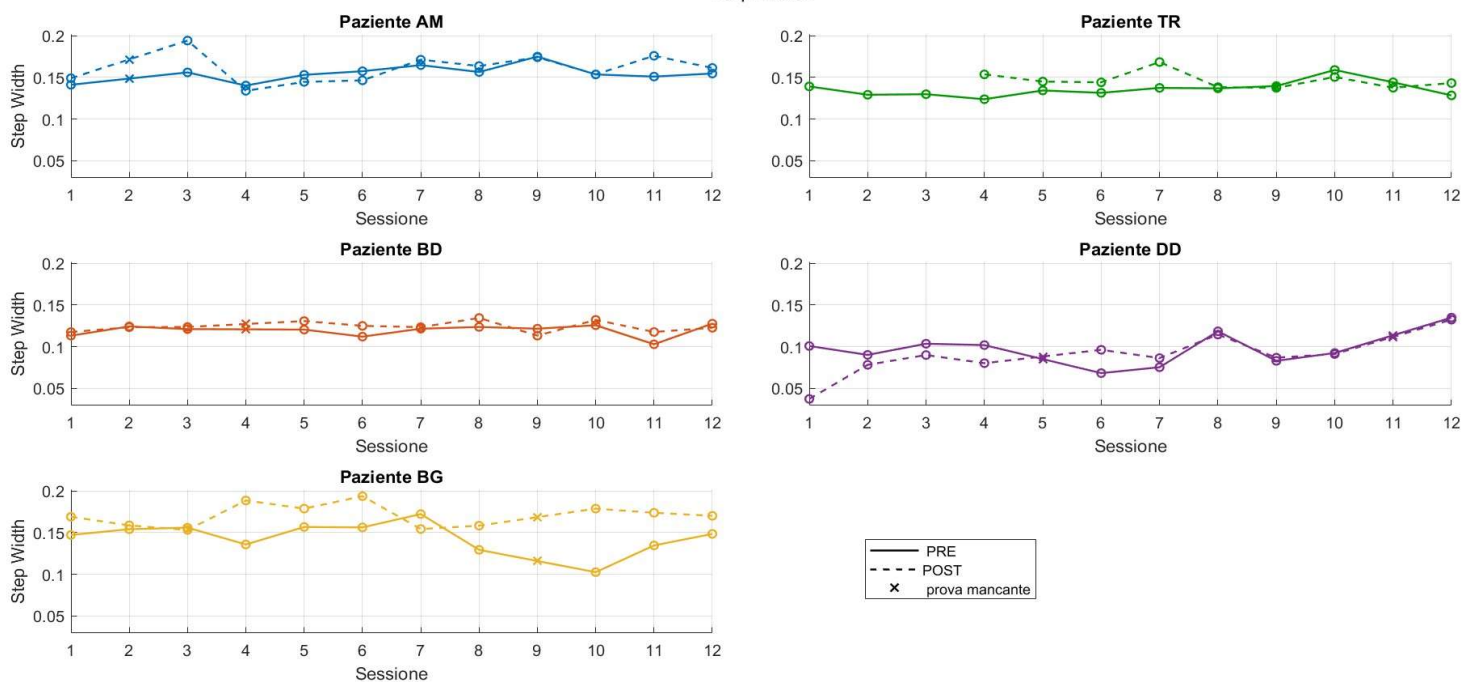


Figura 48: Andamenti del Step Width nei 5 pazienti nelle 12 sedute

I grafici dell'andamento della larghezza dell'appoggio durante le 12 sedute mostrano una tendenza piuttosto stabile, con fluttuazioni intra-seduta e un lieve aumento che riguarda tutti i soggetti e che è deducibile dai parametri dell'analisi statistica di confronto tra la prima e l'ultima sessione, riportati nella Tabella 3. Il p-value di 0,0625 è il minimo ottenibile e indica quindi un risultato significativo nei limiti di questo studio, l'effect size con RBC=1 indica una coerenza nella direzione del cambiamento tra tutti i soggetti, i quali vedono tutti un aumento complessivo del parametro in questione, anche se molto lieve, ovvero di 0,02 m, come indica il delta mediana. L'intervallo di confidenza al 95% di [0,004;0,031] m è interamente positivo e quindi supporta la presenza di un incremento sistematico, seppur di entità ridotta. Non ci sono evidenze consistenti nell'analisi del cambiamento a breve termine tra valori PRE e POST.

5.2 Entropia Approssimata (ApEn)

Parametro	P value	Delta mediana	Effect size (RBC)	IC 95%
ApEn Right Hip	0,0625	0,034	1,000	[0,014;0,063]
ApEn Left Hip	0,0625	0,031	1,000	[0,015;0,086]
ApEn Right Knee	0,0625	0,095	1,000	[0,064;0,143]
ApEn Left Knee	0,0625	0,031	1,000	[0,0001;0,138]

Tabella 4: Risultati analisi statistica del parametro Entropia Approssimata dei 5 pazienti

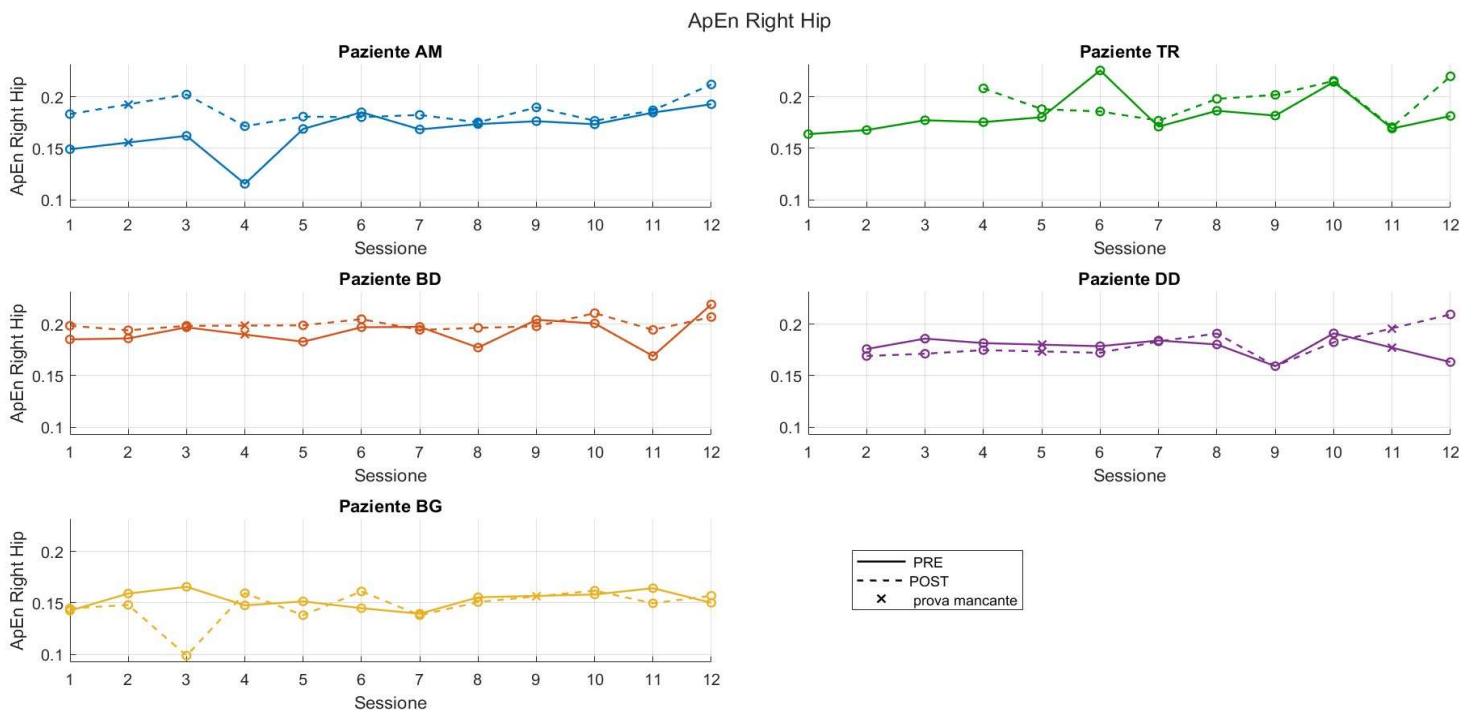


Figura 49: Andamenti dell'entropia approssimata dell'anca destra nei 5 pazienti nelle 12 sedute

ApEn Left Hip

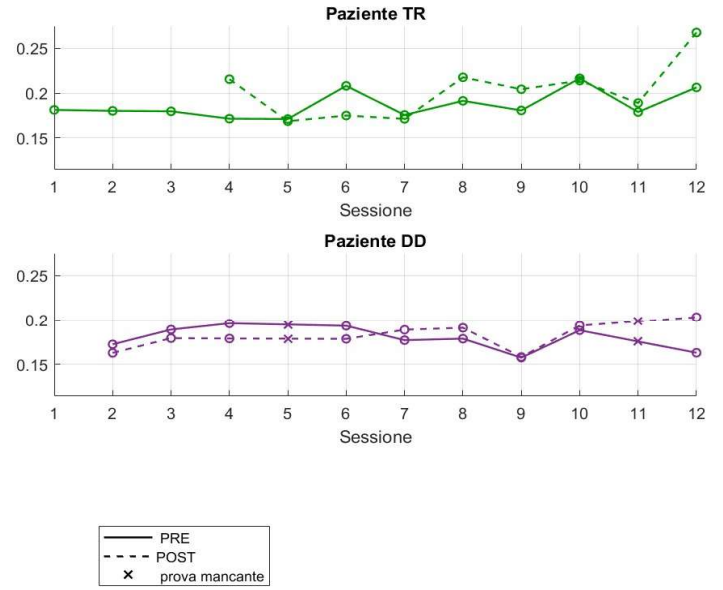
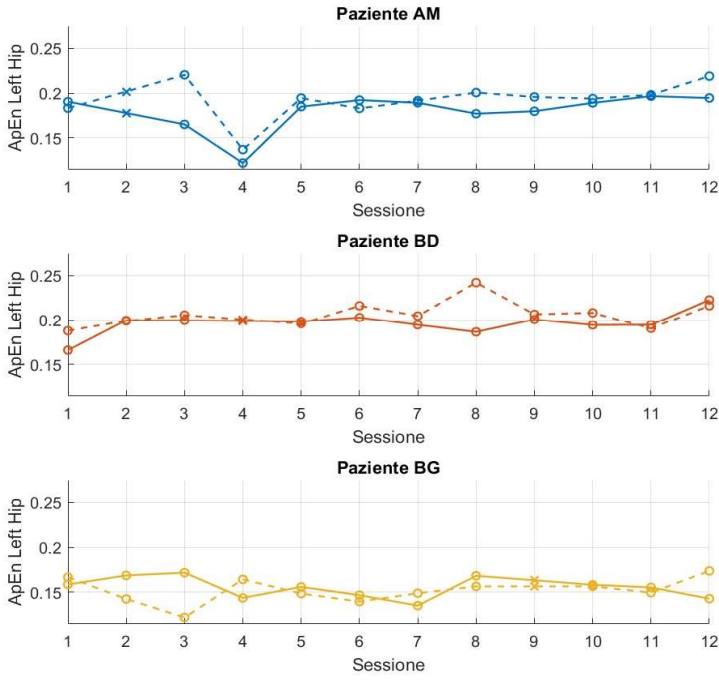


Figura 50: Andamenti dell'entropia approssimata dell'anca sinistra nei 5 pazienti nelle 12 sedute

ApEn Right Knee

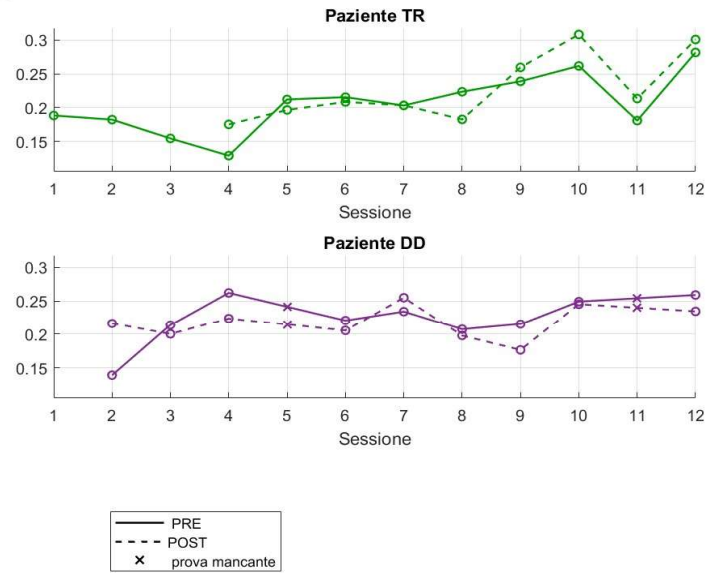
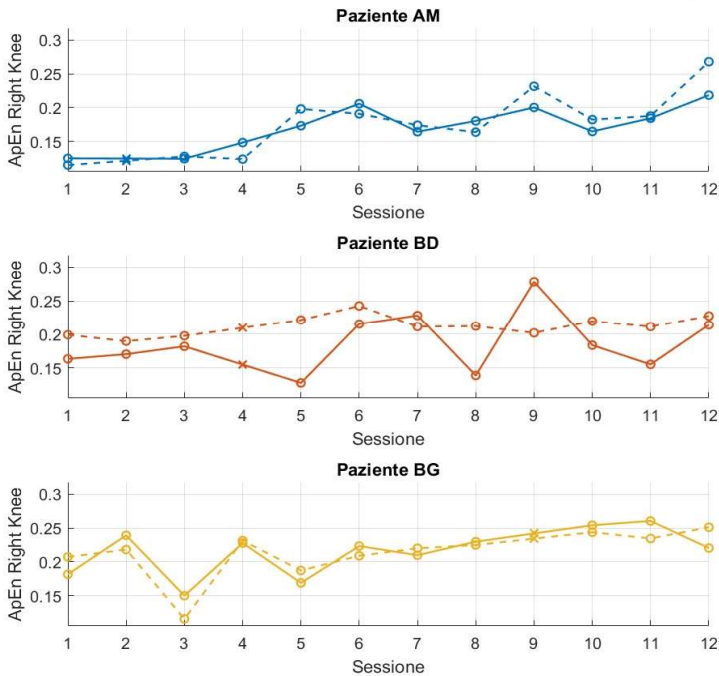


Figura 51: Andamenti dell'entropia approssimata del ginocchio destro nei 5 pazienti nelle 12 sedute

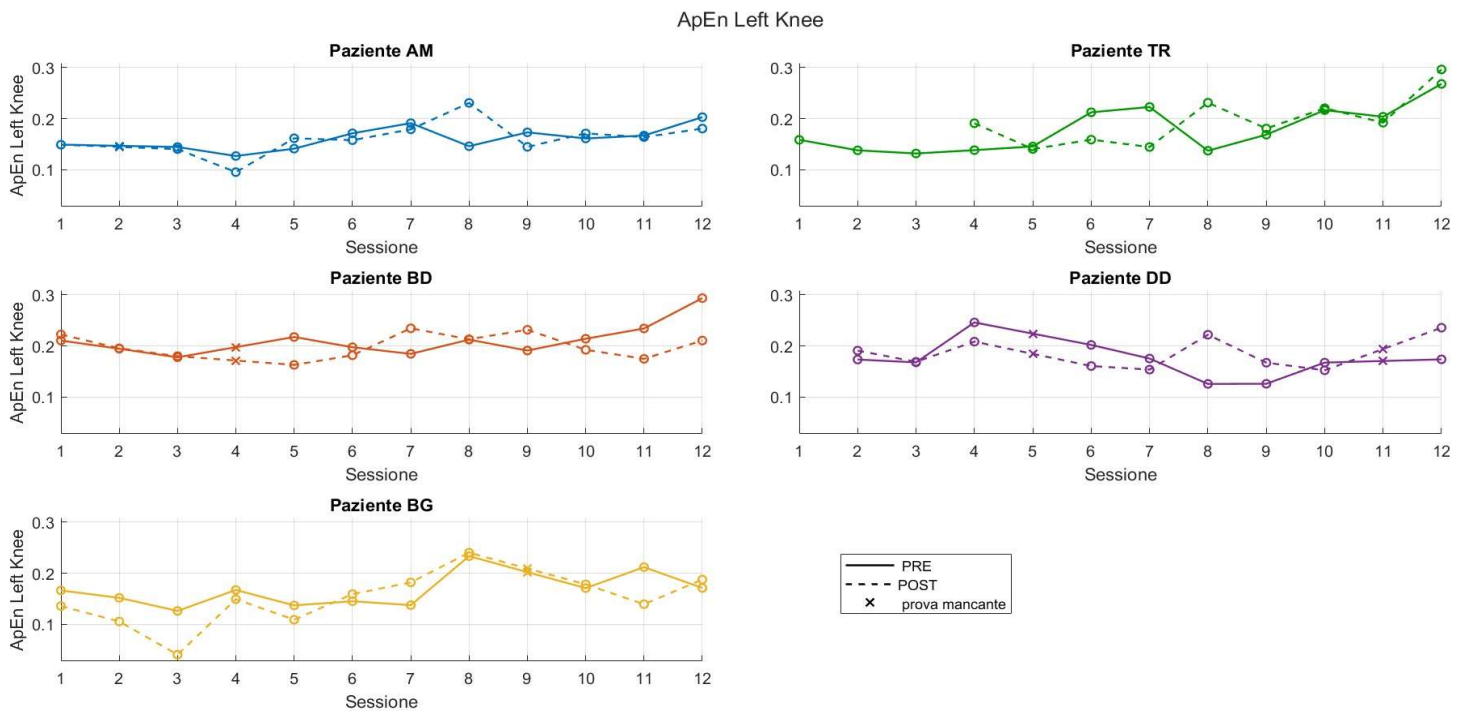


Figura 52: Andamenti dell'entropia approssimata del ginocchio sinistro nei 5 pazienti nelle 12 sedute

Per quanto riguarda l'entropia approssimata, nonostante la variabilità intra-sessione, si osserva una tendenza complessivamente crescente del parametro, che riguarda tutti gli angoli articolari, cioè quello di anca e ginocchio destri e sinistri (Figure 49, 50, 51, 52) e tutti i pazienti. L'aumento del parametro di entropia è coerente coi risultati dell'analisi statistica (Tabella 4) in quanto in tutti e quattro i casi si osserva un p-value minimo di 0,0625 e un effect size con $RBC=1$, quindi si ha significatività statistica nei limiti di questo studio e coerenza nella direzione del cambiamento per tutti i pazienti. I valori di delta mediana nei quattro casi indicano l'entità dell'aumento dell'entropia approssimata, che è di circa 0,03 per gli angoli articolari di anca e di ginocchio sinistro (variazione percentuale mediana circa del 20%), e di 0,09 per l'angolo articolare di ginocchio destro (variazione percentuale mediana circa del 60%). Gli intervalli di confidenza al 95% in tutti e quattro i casi sono interamente positivi, indicando quindi un incremento sistematico significativo di entità leggermente diversa uno dall'altro. Non si osservano invece cambiamenti significativi tra i valori di entropia PRE e POST delle singole sessioni.

5.3 Parametri Cinematici

Parametro	P value	Delta mediana	Effect size (RBC)	IC 95%
ROM Right Hip	0,0625	3,603°	1,000	[0,523;8,524] °
ROM Left Hip	0,0625	1,164°	1,000	[0,334;9,851] °
ROM Right Knee	0,8125	-5,089°	-0,200	[-14,786;20,250] °
ROM Left Knee	0,8125	0,958°	0,200	[-5,613;24,459] °
Timing Picchi % Right Hip	0,0625	-2 pp	-1,000	[-3;-1] pp
Timing Picchi % Left Hip	0,125	-1 pp	-1,000	[-2;-1] pp
Timing Picchi % Right Knee	0,0625	-2 pp	-1,000	[-3;-1] pp
Timing Picchi % Left Knee	0,3125	-1 pp	-0,667	[-2;1] pp

Tabella 5: Risultati analisi statistica dei parametri cinematici dei 5 pazienti

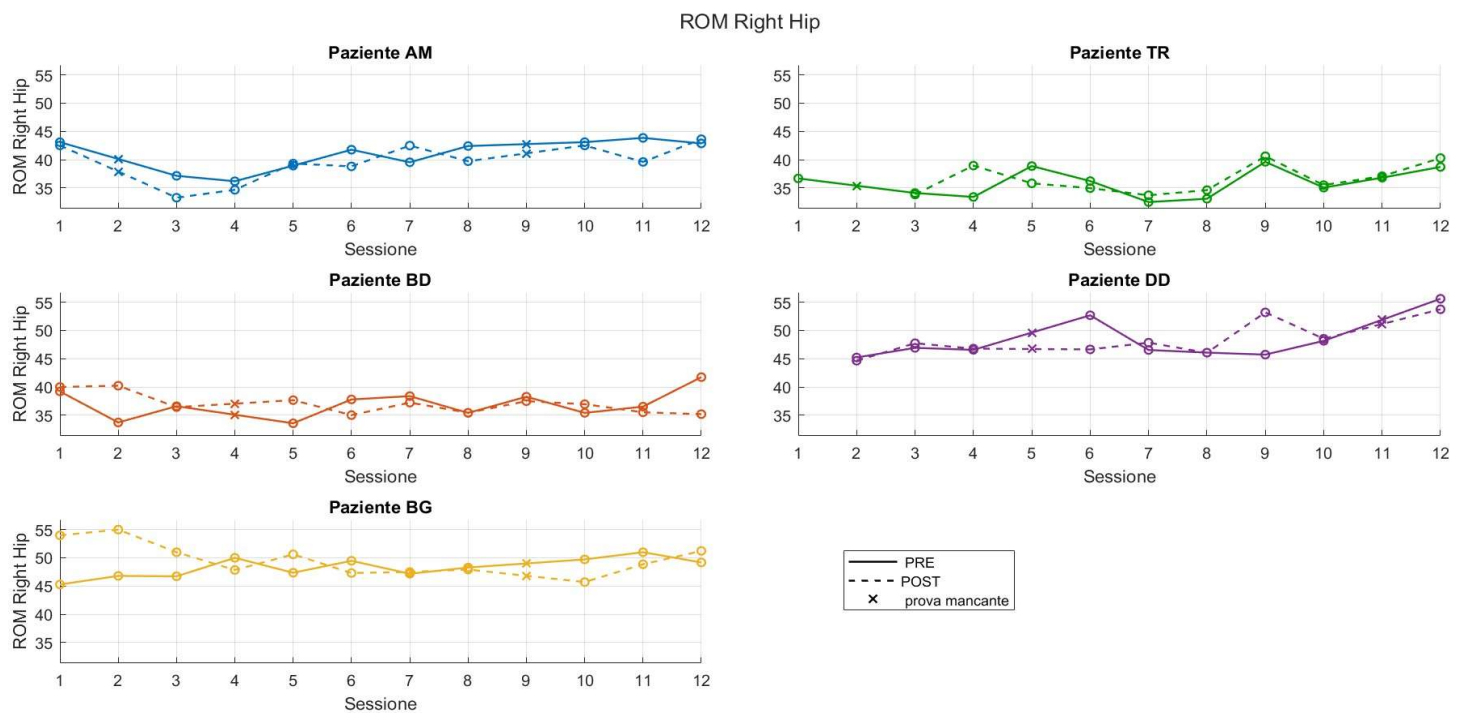


Figura 53: Andamenti del Range of Motion dell'anca destra nei 5 pazienti nelle 12 sedute

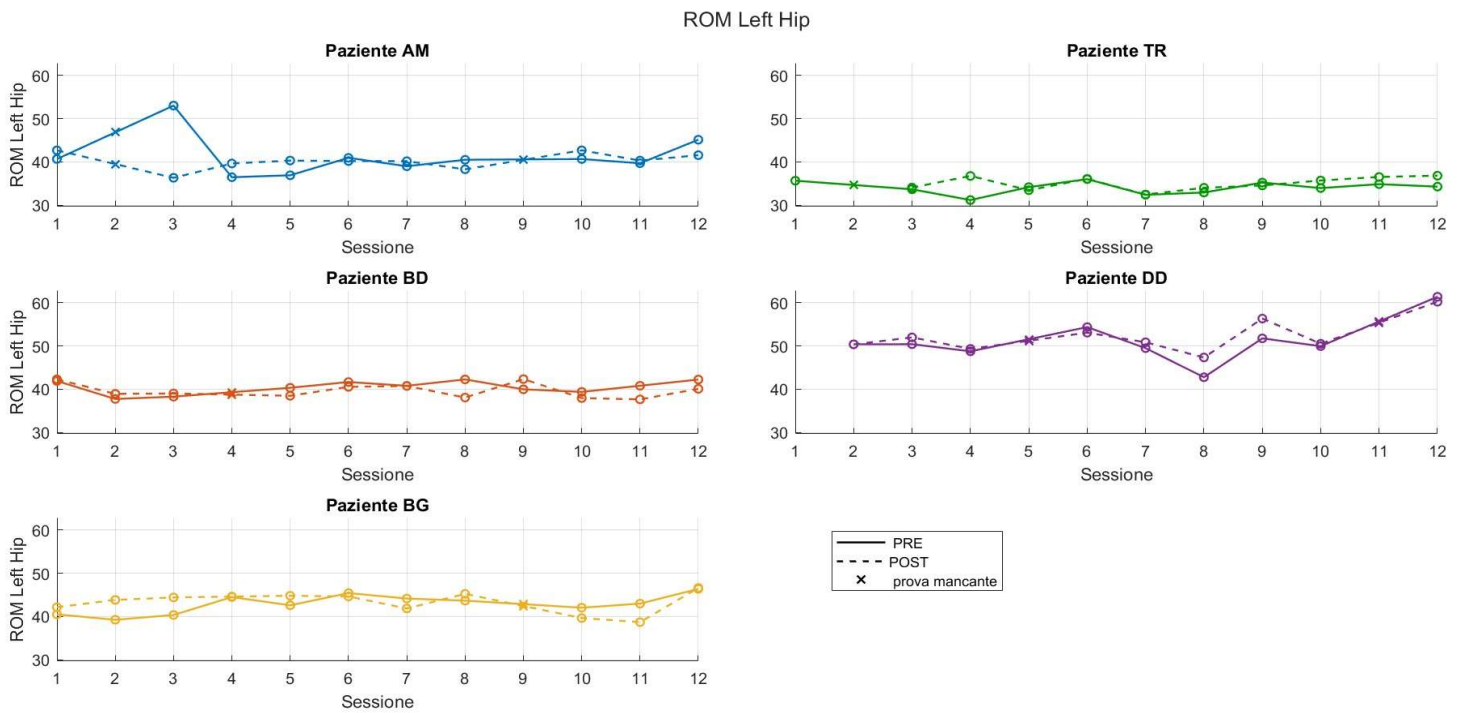


Figura 54: Andamenti del Range of Motion dell'anca sinistra nei 5 pazienti nelle 12 sedute

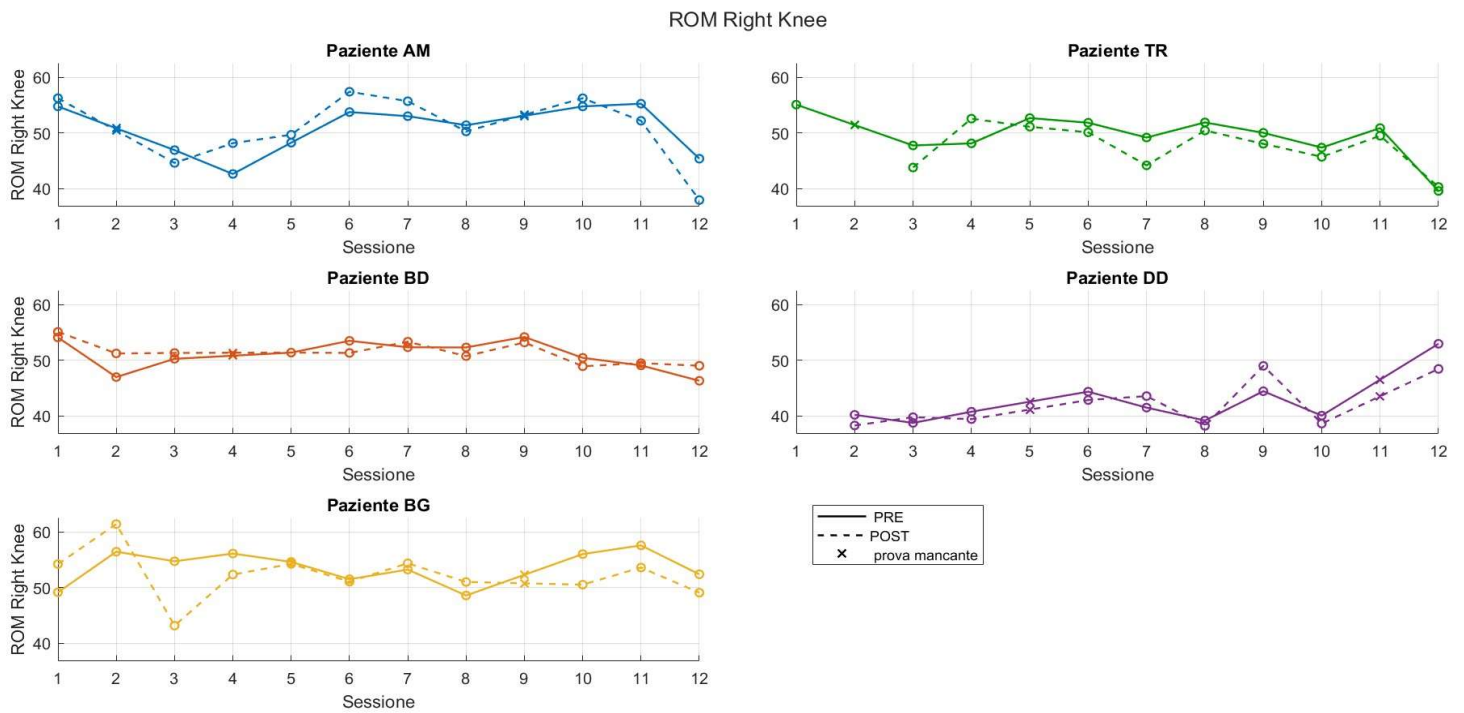


Figura 55: Andamenti del Range of Motion del ginocchio destro nei 5 pazienti nelle 12 sedute

ROM Left Knee

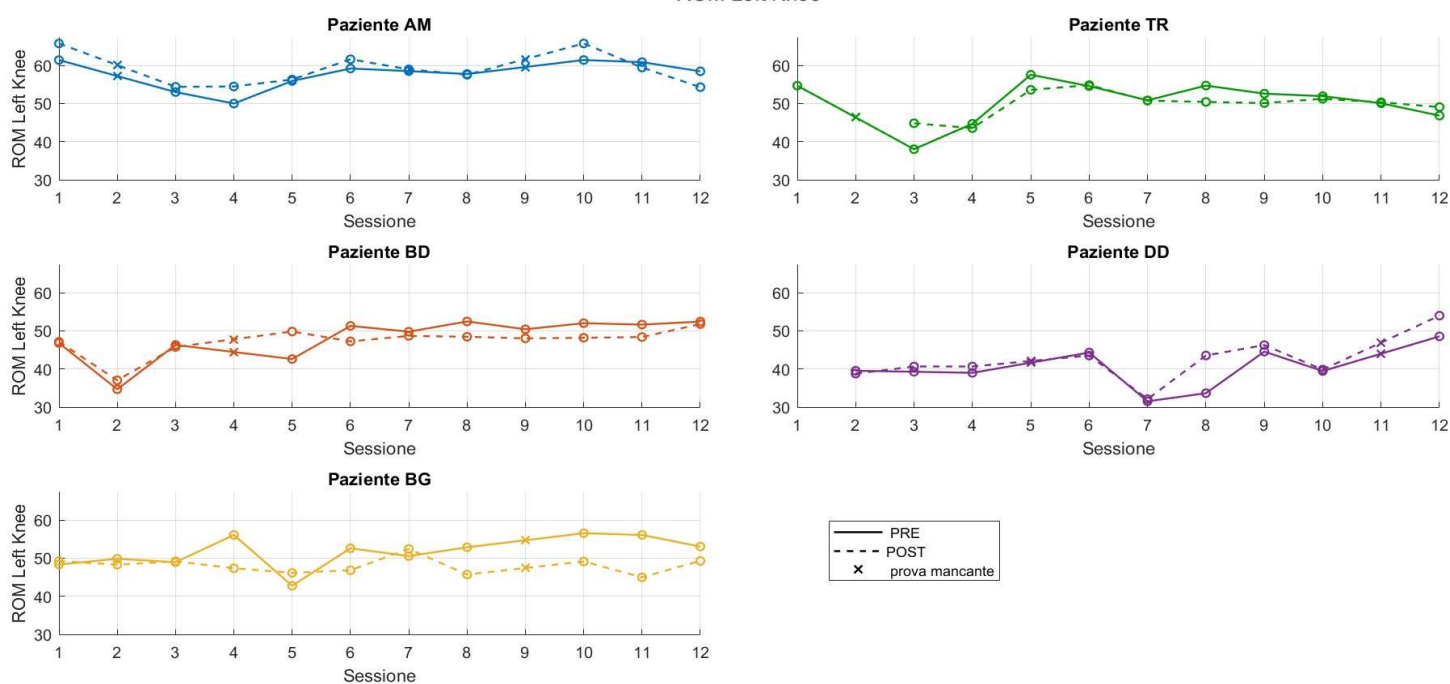


Figura 56: Andamenti del Range of Motion del ginocchio sinistro nei 5 pazienti nelle 12 sedute

I grafici degli andamenti dei range articolari (ROM) di anca e ginocchio destri e sinistri nel corso delle 12 sedute (Figure 53, 54, 55, 56) mostrano risultati differenti tra articolazioni, supportati dai parametri dell'analisi statistica riportati nella Tabella 5. Per quanto riguarda i ROM degli angoli articolari d'anca destro e sinistro, si ha un andamento in aumento per tutti i pazienti, con qualche fluttuazione intra-seduta; in entrambi i casi infatti i p-value sono di 0,0625, l'effect size con RBC=1 e quindi il cambiamento è significativo e riguarda tutti i pazienti. L'entità dell'aumento, come espresso dal delta mediana, è stimato di 3,6° per l'angolo di anca destro (variazione percentuale mediana circa del 9,8%) e di 1,16° (variazione percentuale mediana circa del 3,2%) per l'angolo di anca sinistro; gli intervalli di confidenza al 95% di entrambi sono interamente positivi e includono un intervallo di circa 9°. Invece, per i range articolari degli angoli di ginocchio destri e sinistri non si osservano cambiamenti rilevanti, ma gli andamenti restano piuttosto stabili, con fluttuazioni intra-seduta; infatti, anche i risultati dell'analisi statistica non sono significativi. In tutti e quattro i casi non si osservano effetti a breve termine significativi dal confronto tra valori PRE e POST.

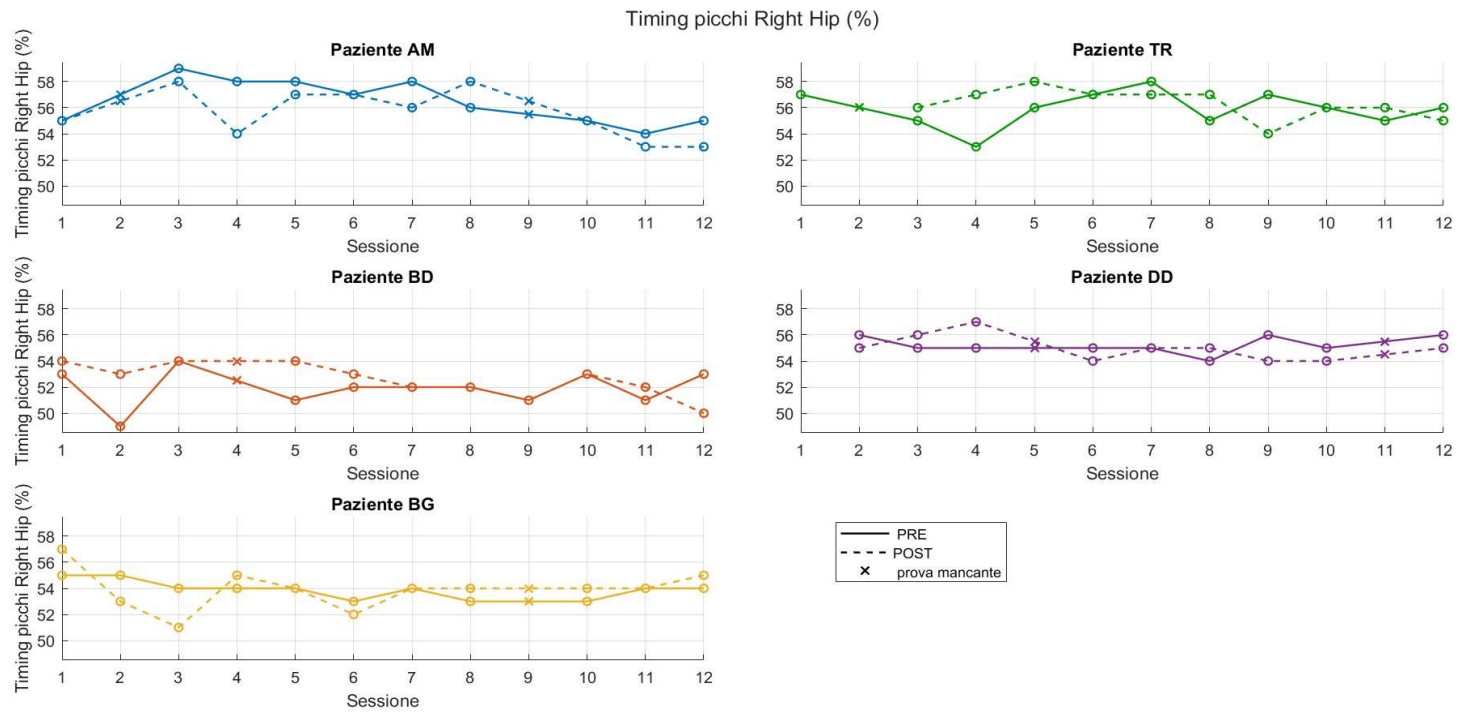


Figura 57: Andamenti del Timing dei picchi dell'anca destra nei 5 pazienti nelle 12 sedute

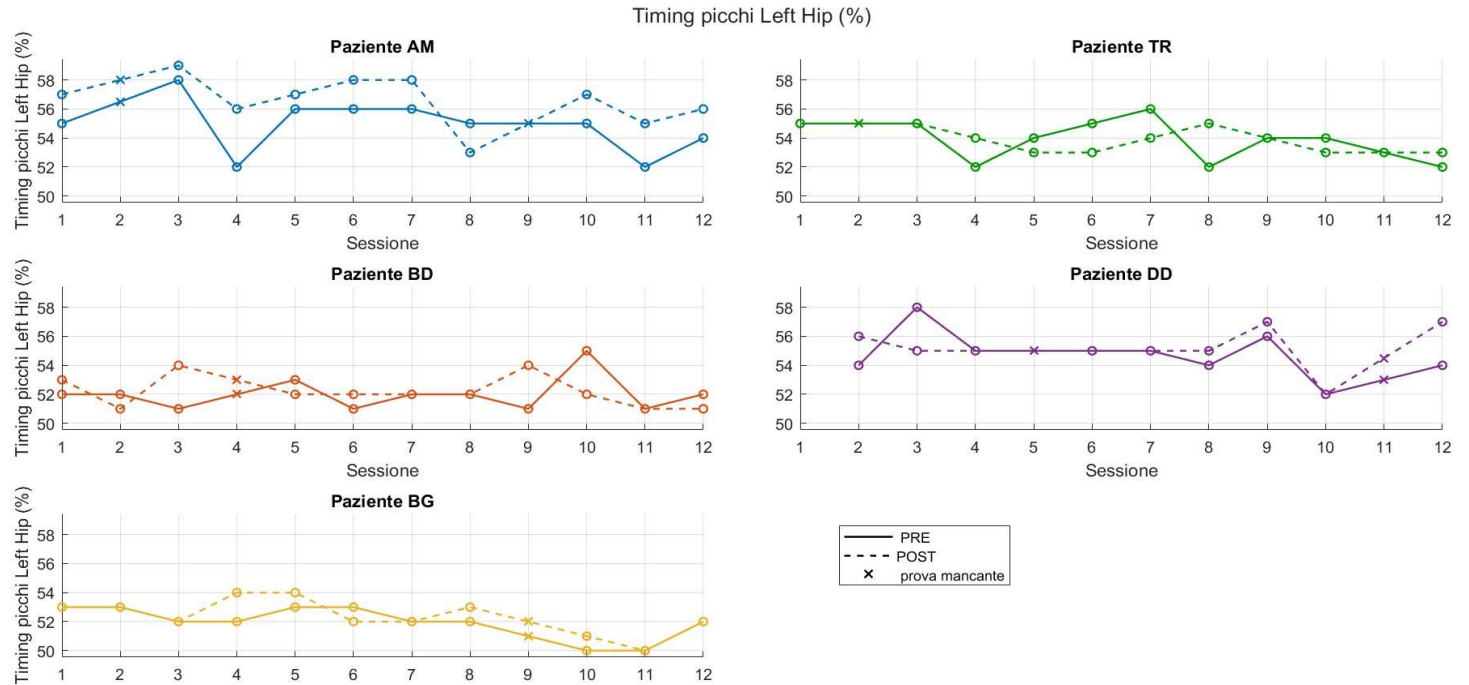


Figura 58: Andamenti del Timing dei picchi dell'anca sinistra nei 5 pazienti nelle 12 sedute

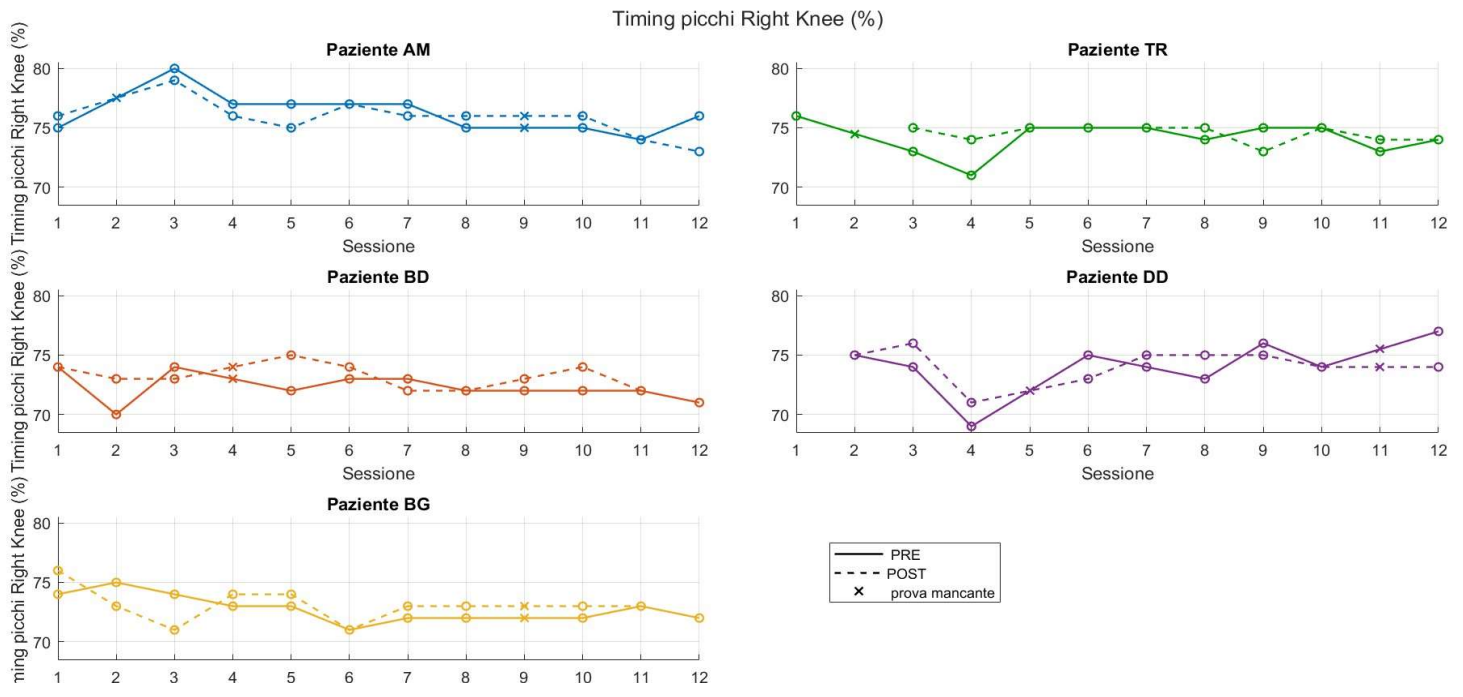


Figura 59: Andamenti del Timing dei picchi del ginocchio destro nei 5 pazienti nelle 12 sedute

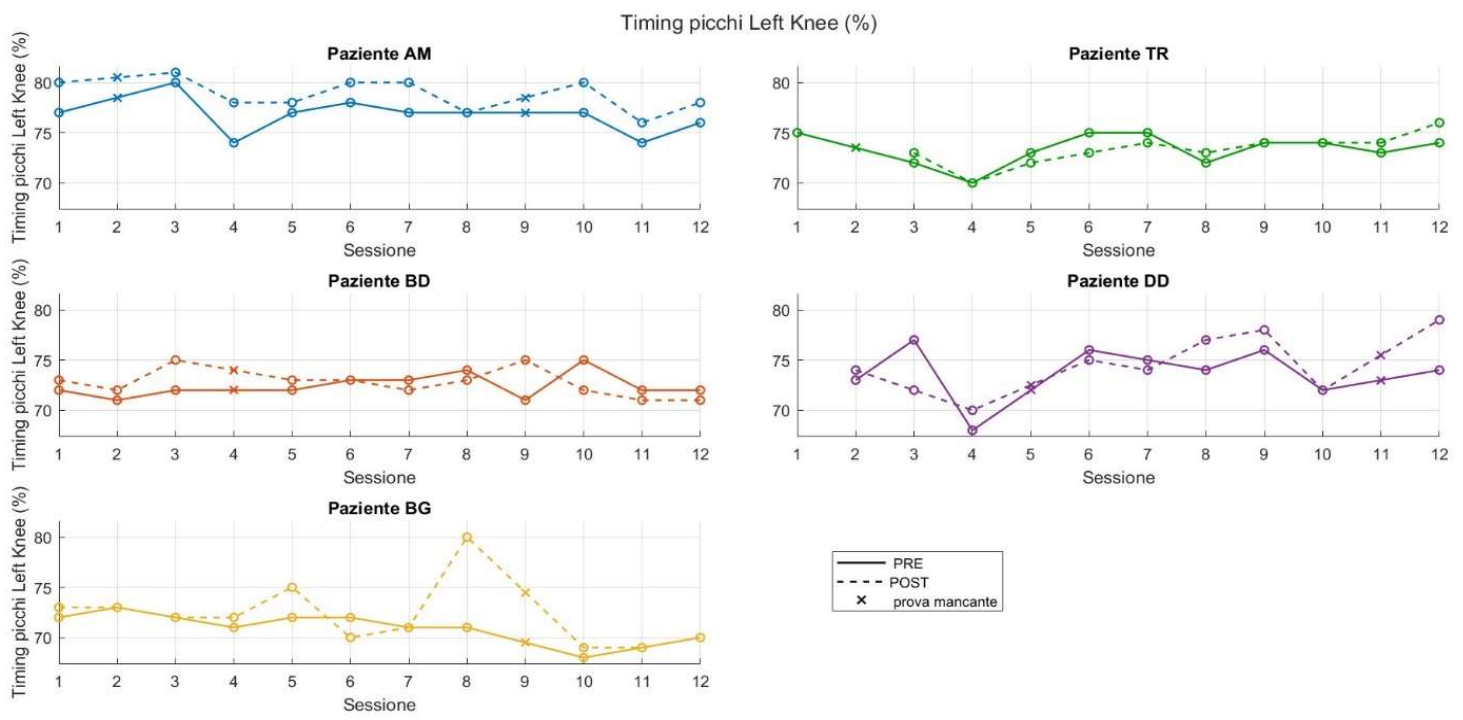


Figura 60: Andamenti del Timing dei picchi del ginocchio sinistro nei 5 pazienti nelle 12 sedute

Per quanto riguarda i tempi di comparsa dei picchi più significativi per l'anca e per il ginocchio rispetto alla percentuale di ciclo del passo (Figure 57, 58, 59, 60), si notano molte fluttuazioni intra-seduta e una lieve diminuzione del parametro; in particolar modo, per gli angoli di anca destra si ha quindi un avvicinamento significativo verso valori più fisiologici per tutti i pazienti, come suggeriscono i dati dell'analisi statistica nella Tabella 5, cioè un p-value di 0,0625, un effect size con $RBC=-1$ e il delta mediana che stima una diminuzione di 2 punti percentuali del ciclo del passo, con un intervallo di confidenza al 95% che include valori interamente negativi, cioè di $[-3;-1]$ punti percentuali. Il timing dei picchi degli angoli di anca sinistra mostra una diminuzione in quattro pazienti su cinque e uno che resta invariato, risultando in un p-value non minimo ma comunque molto basso e in una diminuzione tipica di 1 punto percentuale con intervallo di confidenza al 95% di $[-2;-1]$ punti percentuali. Per i valori relativi al ginocchio destro si ha anche qui una diminuzione del parametro per tutti i pazienti (p-value=0,0625, $RBC=-1$) con un delta di 2 punti percentuali e un intervallo di confidenza al 95% di $[-3;-1]$ punti percentuali; infine, per gli angoli articolari del ginocchio sinistro, si ha una diminuzione del parametro in quattro pazienti su cinque e l'analisi statistica non riporta risultati significativi. In tutti i casi non si osserva un effetto a breve termine rilevante tra il PRE e il POST di ogni sessione.

5.4 Questionario di valutazione soggettiva post-seduta

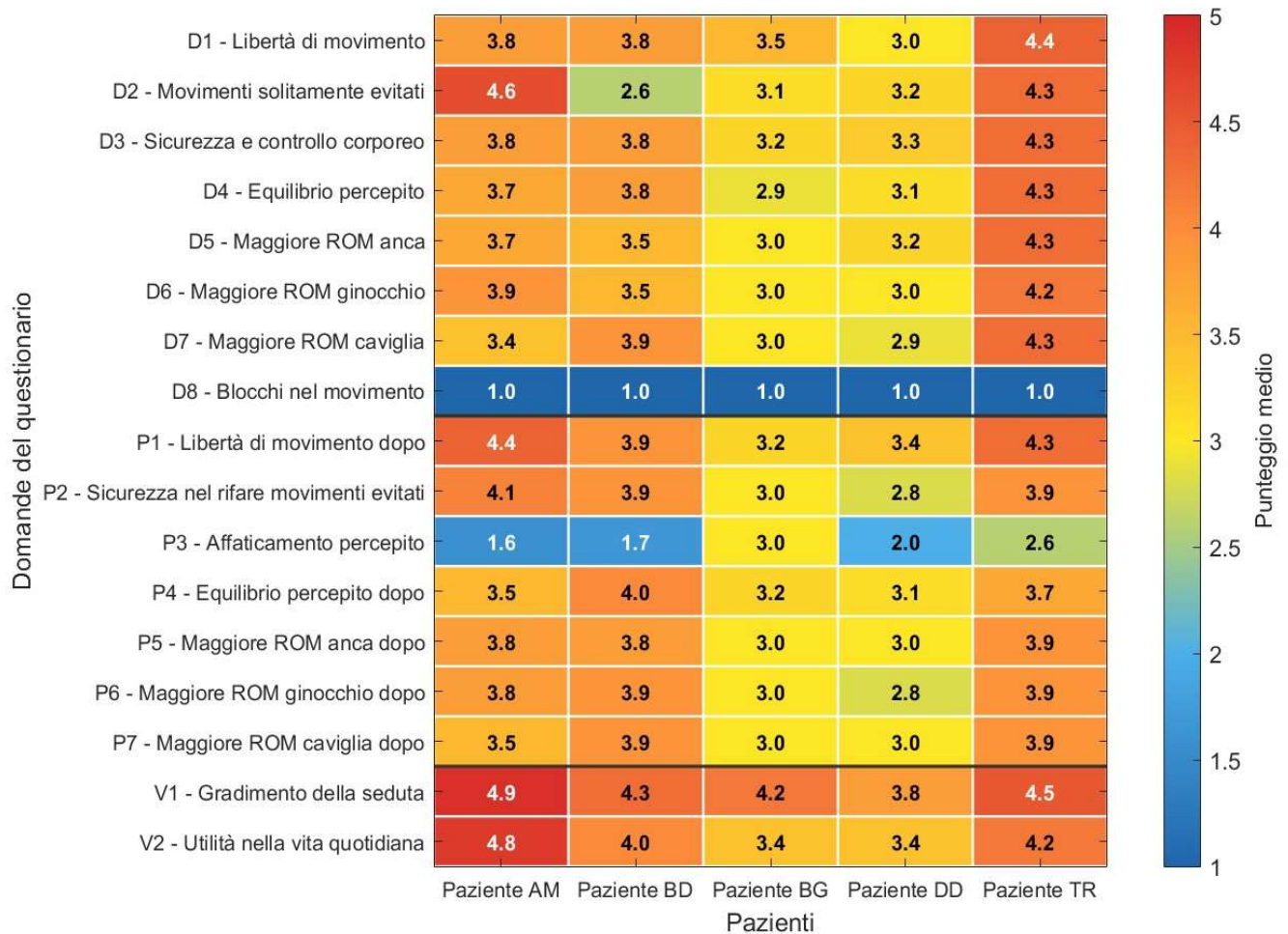


Figura **Errore. Il segnalibro non è definito.**: Heatmap dei punteggi medi del questionario

La figura 61 riporta una heatmap dei punteggi medi del questionario soggettivo somministrato ai pazienti dopo le sedute di Danzaterapia e permette di visualizzarli in modo sintetico, coerente con il loro fine descrittivo e di supporto all'analisi; è stato calcolato un valore medio di punteggio delle 12 sedute, per ogni paziente e per ciascuna domanda. Nella mappa le righe corrispondono alle 17 domande del questionario, che sono identificate con delle sigle che indicano le tre sezioni tematiche del questionario: D riguarda le percezioni durante la seduta (domande da D1 A D8), P le percezioni dopo la seduta (domande da P1 a P7) e V la valutazione generale della terapia (domande V1 e V2). Le colonne rappresentano i 5 soggetti identificati con la sigla di nome e cognome; infine, all'interno di ogni cella è riportato il valore numerico medio che è associato a una colorazione con intensità diversa in base all'entità del punteggio medio su scala da 1 a 5, dove a 1 corrisponde la valutazione minore e a 5 quella maggiore.

Complessivamente, i punteggi sono medio-alti per la maggior parte delle domande, con valori compresi tra 3 e 4.5; per le prime domande di percezioni durante la seduta, si hanno punteggi mediamente alti per la libertà di movimento, la sicurezza, l'equilibrio percepito e il range articolare percepito. Fa eccezione la domanda D8 relativa alla presenza di blocchi nel

movimento durante la seduta, dove un valore basso indica l'assenza di tali blocchi, quindi un riscontro positivo. Per le successive domande, di percezioni post-seduta, i punteggi restano mediamente alti e per alcuni pazienti leggermente inferiori a quelli durante la seduta dove si compievano attivamente gli esercizi; anche qui fa eccezione la domanda P3 relativa all'affaticamento percepito dopo la seduta, dove minore è il punteggio, minore è la presenza del sintomo. Infine, nella valutazione generale, il gradimento delle sedute e la percezione di utilità della terapia nella vita quotidiana indicano i punteggi più alti di tutto il questionario. È presente una moderata variabilità tra soggetti, pur in presenza di un andamento complessivamente omogeneo.

6 Discussione dei risultati

I risultati esposti nel capitolo precedente, emersi dall'analisi dei parametri del cammino nei pazienti con malattia di Parkinson sottoposti a un percorso di 12 sessioni di Danzaterapia, vanno interpretati in modo critico e gli eventuali cambiamenti vengono discussi non solo dal punto di vista quantitativo, ma anche relativamente al loro significato biomeccanico e clinico. Tali risultati oggettivi vengono inoltre integrati dalle valutazioni di percezioni soggettive dei pazienti estrapolate dai questionari. La discussione dei risultati ottenuti è fondamentale per evidenziare e comprendere al meglio se la terapia abbia apportato dei benefici o meno nei pazienti, in termini di organizzazione del cammino, mobilità e controllo motorio. L'interpretazione dei risultati deve essere fatta tenendo conto dell'eterogeneità interindividuale tra i pazienti e dei limiti metodologici dello studio, in modo da avere una visione equilibrata e coerente degli effetti osservati.

Nel complesso, i risultati ottenuti suggeriscono un'evoluzione favorevole di alcuni aspetti del cammino e nonostante non siano variazioni statisticamente significative secondo la soglia convenzionale a causa del campione di studio ridotto, rappresentano segnali rilevanti dal punto di vista descrittivo e clinico. Questo emerge in particolare per i parametri di velocità, cadenza, entropia approssimata e range articolari dell'anca.

I cambiamenti osservati sono tutti a lungo termine, in quanto i confronti tra gli andamenti PRE e POST non mostrano differenze costanti per nessun parametro, suggerendo che la Danzaterapia non agisca come stimolo immediato capace di modificare parametri del cammino a breve termine, cioè nell'arco della singola sessione, ma piuttosto sia in grado di indurre effetti più a lungo termine e gradualmente, nell'arco delle 12 sedute. Inoltre, nonostante si evidenzino effetti globali, i grafici mostrano tutti una eterogeneità tra pazienti e questo dimostra che l'effetto di un percorso riabilitativo non è uniforme ma dipende anche da caratteristiche individuali, gravità clinica e strategie adattative.

Per quanto riguarda i parametri spaziotemporali, il risultato più significativo è rappresentato dall'aumento della velocità di cammino, osservato in tutti i pazienti e sostenuto dai risultati dall'analisi statistica (aumento di circa il 10%). Nella malattia di Parkinson la velocità è uno degli indicatori più immediati della compromissione del cammino ed è tipicamente ridotta rispetto ai pazienti sani; un suo incremento, anche se modesto, è interpretabile come una maggiore mobilità ed efficienza locomotoria, in quanto la marcia risulta meno rallentata e più scorrevole.

Tuttavia, è fondamentale associare le considerazioni relative alla velocità agli eventuali cambiamenti di lunghezza del passo e della cadenza. In questo studio, non si osserva un incremento globale di step length e stride length, che restano circa stabili; il fatto che però non diminuiscano, anzi abbiano un andamento crescente in alcuni soggetti, è un fattore positivo, che associato all'aumento di velocità, indica un cammino più sciolto e scorrevole. Infatti, tipicamente, la malattia di Parkinson vede come riscontro motorio la riduzione della lunghezza del passo e della falcata; una stabilità del parametro può indicare comunque un mantenimento della funzione, che è già importante in una patologia progressiva, soprattutto se associato a miglioramenti di velocità e ritmo. Un aumento del parametro è un segno favorevole che indica

migliore ampiezza del gesto e capacità di generare un passo efficace. In questo studio, in termini generali, l'aumento della velocità senza una parallela crescita globale della lunghezza del passo suggerisce che il miglioramento osservato sia causato soprattutto da una modifica del ritmo del cammino, più che da un recupero pieno dell'ampiezza del passo. Nei due pazienti in cui si osserva l'aumento di velocità accompagnato da un aumento anche della lunghezza del passo il riscontro è positivo, di migliore propulsione e progressione. Quindi, in termini generali, i pazienti sembrano camminare più velocemente, e non osservando una diminuzione dei parametri di lunghezza del passo, si può affermare che la camminata risulti più fluida e dinamica grazie in conseguenza al ciclo di Danzaterapia.

Considerando il ritmo del passo ci si collega all'altro parametro fondamentale da associare alla velocità e alla lunghezza del passo, ovvero la cadenza, che aumenta per tutti i pazienti (incremento di circa il 9%), in quanto appunto aumentano il numero di passi al minuto. L'aumento della cadenza in realtà è associabile a diverse considerazioni, in quanto può essere interpretato in modo positivo come un miglioramento della ritmicità del movimento, della capacità di mantenere una camminata più continua e della disponibilità motoria a sostenere una velocità maggiore. Questo aspetto è plausibile e importante soprattutto relativamente al nostro studio, poiché l'intervento di Danzaterapia lavora molto su musica, ritmo, coordinazione e sincronizzazione del movimento. D'altro canto, un aumento della cadenza nel Parkinson non equivale sempre a un miglioramento qualitativo puro, in quanto l'aumento del numero di passi può essere visto come una compensazione al mantenimento di un passo corto. È quindi fondamentale considerare la cadenza in relazione agli altri parametri appena analizzati e complessivamente nel nostro studio l'interpretazione più corretta è che l'aumento della velocità in tutti i pazienti e la non diminuzione della lunghezza del passo, accompagnato dall'aumento globale della cadenza, suggeriscono che l'effetto positivo della Danzaterapia sia stato più evidente relativamente alla temporizzazione del passo rispetto alla modulazione dell'ampiezza del movimento.

A queste evidenze sperimentali si affianca la valutazione soggettiva dei pazienti che deriva dal questionario post-seduta, dove infatti i punteggi sono mediamente elevati per tutti i soggetti nelle domande relative alla libertà di movimento durante e dopo la seduta, come anche relativamente alla sicurezza a compiere movimenti solitamente evitati. Tali percezioni sono coerenti con i dati rilevati di aumento della velocità di cammino e della cadenza, indicando che il percorso di Danzaterapia abbia prodotto una maggiore disponibilità motoria percepita dai pazienti, oltre che una variazione quantitativa del ritmo del passo. Il questionario, quindi, rafforza l'interpretazione secondo cui il trattamento abbia favorito più la mobilità funzionale e la fluidità del gesto rispetto a un miglioramento netto dell'ampiezza spaziale del passo.

Per quanto riguarda le fasi di appoggio, i dati mostrano un aumento dell'appoggio singolo in quattro soggetti su cinque e una lieve riduzione dell'appoggio doppio in tre soggetti su cinque, pur senza evidenza statistica globale forte. Biomeccanicamente questo pattern è coerente con un possibile miglioramento del controllo dinamico, in quanto il Parkinson è associato a un appoggio doppio maggiore a causa di instabilità crescente e cautela nel trasferimento del carico, mentre un aumento dell'appoggio singolo con diminuzione di quello doppio può essere segno di maggiore sicurezza nella fase monopodolica, di maggiore equilibrio e di una transizione più fluida tra i due arti. Nel caso di questo studio, tali cambiamenti non sono uniformi in tutti i pazienti e ciò suggerisce che la Danzaterapia possa aver favorito il controllo dell'equilibrio

dinamico del cammino solo in alcuni soggetti, dove il risultato indica un miglioramento, senza produrre però una risposta omogenea su tutto il campione.

Si osserva poi un aumento del parametro di larghezza dell'appoggio, coerente tra tutti i pazienti e di circa il 14,3%; anche questo parametro non ha un significato univoco ma va considerato insieme agli altri risultati e la sua interpretazione deve restare prudente. Un suo incremento può essere visto come una strategia adattativa di stabilizzazione mediolaterale, che preso singolarmente può far pensare a una maggiore instabilità dei pazienti, soprattutto se si associasse a rallentamento e incremento dell'appoggio doppio. Questo però non è il caso del nostro studio, dove il parametro di larghezza dell'appoggio va considerato insieme all'aumento di velocità e alla tendenza verso un appoggio singolo maggiore in diversi pazienti, e quindi un suo leggero incremento può riflettere una riorganizzazione del cammino che rende il passo più sicuro durante l'avanzamento o può risultare come conseguenza dell'aumento degli altri parametri appena citati.

Anche in questo caso, i risultati soggettivi del questionario relativi all'equilibrio e alla stabilità dei pazienti risultano in linea con il quadro emerso dai dati sperimentali: i punteggi associati all'equilibrio percepito, sia durante che dopo la seduta, sono medio-alti e indicano che i pazienti abbiano provato stabilità e sicurezza nell'esecuzione dei movimenti. Tuttavia, per alcuni pazienti sono leggermente inferiori rispetto ai punteggi di libertà di movimento e ciò è coerente con il fatto che i parametri di appoggio mostrano una risposta eterogenea tra pazienti, con l'ipotesi di un beneficio di controllo dinamico solo in una parte del campione.

Un risultato interessante riguarda l'entropia approssimata degli angoli articolari di anca e ginocchio, in quanto si osserva un aumento coerente tra tutti i pazienti nell'arco delle 12 sessioni di Danzaterapia; siccome l'entropia misura la regolarità del segnale, il suo aumento indica un pattern meno ripetitivo e standardizzato. Come per gli altri parametri, questo risultato va interpretato in modo coerente col contesto, in quanto sia un eccesso di regolarità che uno di casualità del cammino possono riflettere una minore adattabilità del sistema; nel caso di questo studio, l'aumento dell'entropia accompagnato da una maggiore velocità, cadenza e range articolari, può essere logicamente interpretato come un segno di avanzamento meno rigido, più fluido e ricco di possibilità adattative rispetto che a un aumento di rumore motorio. Anche altre evidenze in letteratura mostrano come, in presenza di trattamenti per la malattia di Parkinson, un aumento della complessità del movimento a livello delle articolazioni di anca e ginocchio viene interpretato come una maggiore adattabilità e disponibilità di strategie motorie [68], [69].

I risultati dei parametri cinematici sono coerenti con questa interpretazione: i range articolari (ROM) dell'anca, sia destra che sinistra, aumentano in tutti i pazienti e quelli del ginocchio restano sostanzialmente stabili. Questo è un esito positivo in quanto ha riscontri con alcune evidenze associate alla malattia di Parkinson di una riduzione maggiore dell'escursione sagittale dell'anca rispetto a quella del ginocchio [62], [70]; quindi, l'aumento del ROM dell'anca può essere interpretato come un recupero dell'ampiezza del gesto in una delle articolazioni più coinvolte nella propulsione durante il cammino e più colpite dalla malattia. L'aumento del ROM dell'anca è coerente con l'aumento della velocità, in quanto una migliore escursione d'anca facilita l'oscillamento dell'arto e contribuisce a rendere la marcia più fluida ed efficace, anche senza vedere un incremento marcato della lunghezza del passo. Invece, la stabilità dei range articolari del ginocchio rispecchia il minore coinvolgimento dell'articolazione negli effetti motori della malattia e suggerisce che i benefici della terapia

siano più evidenti a livello prossimale che non distale o che comunque l'ampiezza di movimento del ginocchio risulta meno modificabile nel periodo osservato.

Anche relativamente all'ampiezza articolare di movimento si possono affiancare i risultati sperimentali con quelli di percezione soggettiva estratti dal questionario: i punteggi relativi alla maggiore sensazione di escursione articolare mostrano nel complesso valori favorevoli. Questo suggerisce che i pazienti abbiano colto il miglioramento come sensazione globale di maggiore ampiezza e libertà del gesto, mentre dai dati oggettivi emerge che il miglioramento più evidente è localizzato all'articolazione di anca, dove si riscontrano ROM maggiori.

Per quanto riguarda il timing dei picchi, cioè i tempi di comparsa dei picchi più rilevanti degli andamenti di flessione-estensione dell'anca e del ginocchio (l'istante di massima estensione durante la fase di stance per l'anca e l'istante di massima flessione durante la fase di swing per il ginocchio), si osserva una loro lieve diminuzione. La malattia di Parkinson può comportare un ritardo del picco di massima estensione dell'anca rispetto ai pazienti sani, dove compare tra il 40% e il 50% del ciclo del passo. Il fatto che, al termine dell'intero ciclo di Danzaterapia, i picchi di massima estensione dell'anca siano anticipati è quindi un effetto positivo in quanto il pattern di cammino si avvicina di più a quello fisiologico e c'è una transizione stance-swing più efficiente. Siccome questo fenomeno è accompagnato all'aumento del range articolare d'anca e all'aumento della velocità, si può pensare che la terapia possa aver agito anche sulla coordinazione temporale oltre che sull'ampiezza del movimento. Va comunque considerato che le fluttuazioni intra-seduta restano ampie per questo parametro e, soprattutto sul lato sinistro, il quadro è meno omogeneo.

Quello che emerge dall'analisi dei risultati e dal contesto generale, è un quadro di miglioramento prevalentemente qualitativo e organizzativo del cammino, più che una modifica netta dei parametri spaziali classici; i miglioramenti discussi sono lievi ma coerenti con i limiti del nostro studio. In particolare, la combinazione di alcuni fattori come la maggiore velocità, la maggiore cadenza, l'aumento dell'entropia, l'incremento del ROM d'anca e l'anticipo dei picchi indica che la Danzaterapia possa aver reso la deambulazione dei pazienti più dinamica, meno rigida e meglio organizzata nel tempo. Invece, l'andamento piuttosto stabile nel corso delle sedute dei parametri di lunghezza del passo suggerisce che questo deficit nei pazienti parkinsoniani sia rimasto più resistente al trattamento o i benefici hanno interessato solo alcuni pazienti.

I risultati indicano in linea generale che il percorso di Danzaterapia abbia inciso maggiormente sui meccanismi di ritmo, coordinazione e adattabilità del gesto, piuttosto che sulla correzione o modifica completa dell'ipocinesia spaziale. Ciò è coerente con la natura stessa della terapia, che si basa su adattamento continuo del movimento, modulazione del ritmo, controllo dell'equilibrio, cambi di direzione e coordinazione; questo può spiegare perché si vedono cambiamenti più evidenti in parametri come velocità, cadenza, controllo dell'appoggio, complessità del gesto e cinematica articolare e meno in parametri di lunghezza del passo. Altri studi recenti relativi a interventi di danza nel Parkinson mostrano risultati coerenti, cioè benefici principalmente di equilibrio, mobilità funzionale e severità motoria [62], [69].

Inoltre, nel complesso, i risultati soggettivi del questionario accompagnano in modo coerente i cambiamenti osservati oggettivamente, mostrando una percezione positiva dei pazienti in termini di mobilità, sicurezza del movimento, equilibrio, range articolare percepito e utilità funzionale della seduta. Infatti, questa convergenza rafforza l'interpretazione secondo la quale

la Danzaterapia sembra avere un maggiore effetto sulla qualità organizzativa del movimento, sulla disponibilità motoria e sul controllo del gesto, più che su una modifica dei parametri spaziali classici del cammino.

Tutti i risultati vanno interpretati tenendo conto dei limiti dello studio, ovvero principalmente la ridotta numerosità campionaria, l'eterogeneità interindividuale e i limiti pratici associati alla rilevazione dei dati in laboratorio. Il numero ridotto di pazienti limita la potenza statistica dello studio e rende difficile raggiungere la significatività convenzionale anche in presenza di cambiamenti coerenti tra tutti i pazienti, mentre la differenza tra i soggetti in analisi indica che la risposta al trattamento non è stata uniforme relativamente a tutti i parametri analizzati ma è tuttavia un aspetto atteso in un campione di analisi sperimentale. Nonostante ciò, la coerenza direzionale osservata in diversi parametri suggerisce che il percorso di Danzaterapia abbia avuto un effetto favorevole sul cammino e sulla mobilità dei pazienti.

7 Conclusioni

Il presente lavoro di tesi ha avuto come obiettivo la valutazione oggettiva degli effetti biomeccanici di un percorso di Danzaterapia in soggetti affetti da malattia di Parkinson, attraverso un'analisi quantitativa dei parametri del cammino e degli angoli articolari ottenuti sperimentalmente. I risultati mostrano nel complesso un miglioramento di alcuni parametri spaziotemporali e cinematici al termine delle 12 sedute di Danzaterapia, supportati da misure soggettive di percezione derivate da questionari autosomministrati ai pazienti.

In particolare, è stato osservato un incremento della velocità di cammino e della cadenza coerente tra tutti i pazienti, indicativo di una maggiore efficienza locomotoria. Tale risultato è stato accompagnato da un aumento dell'ampiezza articolare di movimento, soprattutto a livello dell'anca nella componente di flesso-estensione. Questi elementi suggeriscono un cammino più fluido e fisiologico e una migliore organizzazione motoria. Tali riscontri al termine del trattamento sono positivi in quanto in controtendenza con alcune limitazioni tipiche della patologia parkinsoniana, quali la riduzione della velocità di cammino e l'escursione articolare ridotta.

Inoltre, è stato evidenziato un aumento dell'entropia approssimata in tutti gli angoli articolari analizzati e in tutti i pazienti, il che suggerisce, in modo complementare agli altri parametri, una maggiore fluidità di movimento, adattabilità e una minore rigidità motoria. Sebbene questo parametro non sia immediatamente riconducibile, da solo, a un miglioramento globale della prestazione, esso risulta rilevante in quanto riflette una dinamica di movimento più naturale e meno stereotipata al termine del percorso di Danzaterapia. Altri parametri spaziotemporali calcolati non hanno mostrato miglioramenti netti, ma si sono mantenuti più stabili nell'arco dell'analisi, come la lunghezza del passo e i parametri di appoggio. Questo potrebbe indicare che la terapia abbia avuto un effetto positivo soprattutto sulla coordinazione, sull'adattabilità del movimento e sull'organizzazione complessiva del cammino, rendendolo più fluido e dinamico.

I risultati oggettivi sono stati affiancati con quelli soggettivi emersi dai questionari e risultano coerenti, in quanto questi ultimi indicano un miglioramento percepito in termini di mobilità, equilibrio e sicurezza nel movimento. Questa concordanza tra misure rafforza l'ipotesi di un effetto positivo dell'intervento ed evidenzia come la Danzaterapia possa influire sulla dimensione funzionale e percettiva dei pazienti, oltre che su quella fisiologica e biomeccanica.

Tra i punti di forza metodologici dello studio rientrano l'approccio quantitativo basato sulla gait analysis e l'utilizzo di tecnologie di motion capture, che hanno permesso di affiancare alla valutazione clinica con misure oggettive e ripetibili. Inoltre, la Danzaterapia, oltre che un'esperienza di allenamento motorio, è stata anche un'opportunità di interazione sociale e di libera espressione per i pazienti.

Nonostante i risultati incoraggianti, lo studio ha presentato alcune limitazioni, che lasciano aperti sviluppi futuri. Tra questi, l'ampliamento del campione di analisi, in modo da avere risultati con una maggiore rilevanza statistica, oppure l'introduzione di un follow-up a medio e lungo termine, che permetterebbe di valutare la stabilità degli effetti della terapia nel tempo. Dal punto di vista metodologico, ulteriori sviluppi dello studio potrebbero essere l'integrazione

di altri parametri di analisi, come quelli dinamici e neurofisiologici, in modo da descrivere in modo ancora più completo la complessità del controllo motorio da parte dei pazienti.

Inoltre, l'analisi dei dati è stata condotta esclusivamente sulla prova di cammino lineare, sia per motivi temporali di gestione dei dati e soprattutto poiché è la condizione standard più significativa nella gait analysis per la valutazione dei parametri del cammino. La valutazione delle altre prove inizialmente considerate, cioè quelle di curva e di step, avrebbe potuto fornire informazioni complementari, soprattutto su aspetti legati all'equilibrio dinamico e al controllo motorio in condizioni più complesse, rappresentando quindi un interessante sviluppo per studi futuri. Inoltre, per l'analisi cinematica si sono considerate solamente le articolazioni di anca e ginocchio, poiché quella di caviglia era affetta da rumore nei dati e incertezze sperimentali che ne compromettevano l'affidabilità. Un miglioramento della qualità del segnale o delle procedure di acquisizione potrebbe quindi consentire in futuro un'analisi più completa dell'arto inferiore.

In conclusione, i risultati dello studio suggeriscono che la Danzaterapia Clinica rappresenti un intervento riabilitativo promettente per il miglioramento della mobilità e del controllo del movimento nei soggetti con malattia di Parkinson. L'approccio integrato tra analisi quantitativa dei parametri e valutazione soggettiva fornisce una visione complessiva degli effetti dell'intervento, mettendo in evidenza il potenziale di strategie riabilitative basate sul movimento coordinato ed espressivo. Sebbene siano necessari ulteriori studi per confermare e approfondire le evidenze riscontrate, i risultati ottenuti supportano il possibile ruolo della Danzaterapia come strumento complementare nei percorsi riabilitativi rivolti ai pazienti con malattia di Parkinson.

Appendice A

Questionario soggettivo post-seduta di Danzaterapia

Questa appendice riporta l'elenco delle 17 domande che compongono il questionario soggettivo somministrato ai pazienti al termine di ogni sessione di Danzaterapia, finalizzato a valutare le percezioni del paziente durante, dopo la seduta e rispetto all'utilità generale dell'intervento. Le domande sono divise in 3 sezioni tematiche.

Sezione 1: Percezioni durante la seduta di Danzaterapia

1. Durante la seduta di danzaterapia, mi sono sentito/a sciolto/a e libero/a nei movimenti senza vincoli del mio corpo.
2. Durante la seduta di danzaterapia, avevo la sensazione di poter effettuare dei movimenti che solitamente nella vita quotidiana ho paura/mi precludo di fare.
3. Durante la seduta di danzaterapia, mi sentivo più sicuro/a di me stesso e del mio corpo, sentivo il mio corpo come mio e riuscivo a comandarlo.
4. Durante la seduta di danzaterapia, ho percepito maggiore equilibrio, avevo sicurezza del mio corpo ed ero sicuro/a di non cadere.
5. Durante la seduta di danzaterapia, avevo la sensazione di poter effettuare dei movimenti più ampi, con un maggior range di flessione, estensione e rotazione dell'articolazione dell'anca.
6. Durante la seduta di danzaterapia, avevo la sensazione di poter effettuare dei movimenti più ampi, con un maggior range di flessione, estensione e rotazione dell'articolazione del ginocchio.
7. Durante la seduta di danzaterapia, avevo la sensazione di poter effettuare dei movimenti più ampi, con un maggior range di flessione, estensione e rotazione dell'articolazione della caviglia.
8. Durante la seduta di danzaterapia, ho avuto dei blocchi nel movimento.

Sezione 2: Percezioni dopo la seduta di Danzaterapia

9. Dopo la seduta di danzaterapia, mi sento più sciolto/a e libero/a nei movimenti senza vincoli del mio corpo.
10. Dopo la seduta di danzaterapia, ho maggiore sicurezza e mi sento pronto/a a rifare quei movimenti che da tempo avevo paura/pensavo di non poter più fare.
11. Dopo la seduta di danzaterapia, sento che il mio corpo ha lavorato e si è stancato.
12. Dopo la seduta di danzaterapia, mi sembra di avere maggiore equilibrio, sarei in grado di camminare su una linea retta tracciata sul pavimento senza poggiare i piedi fuori dalla linea.
13. Dopo la seduta di danzaterapia, ho la sensazione di poter effettuare dei movimenti più ampi, con un maggior range di flessione, estensione e rotazione dell'articolazione dell'anca.
14. Dopo la seduta di danzaterapia, ho la sensazione di poter effettuare dei movimenti più ampi, con un maggior range di flessione, estensione e rotazione dell'articolazione del ginocchio.

15. Dopo la seduta di danzaterapia, ho la sensazione di poter effettuare dei movimenti più ampi, con un maggior range di flessione, estensione e rotazione dell'articolazione della caviglia.

Sezione 3: Valutazione generale della seduta

16. La sessione della danzaterapia mi è piaciuta, mi sono sentito/a a mio agio.

17. La danzaterapia penso mi sarà utile nella vita quotidiana.

Bibliografia

- [1] A. J. Lees, J. Hardy, e T. Revesz, «Parkinson's disease».
- [2] F. Sprenger e W. Poewe, «Management of Motor and Non-Motor Symptoms in Parkinson's Disease», *CNS Drugs*, vol. 27, fasc. 4, pp. 259–272, apr. 2013, doi: 10.1007/s40263-013-0053-2.
- [3] Y. Ben-Shlomo, S. Darweesh, J. Llibre-Guerra, C. Marras, M. San Luciano, e C. Tanner, «The epidemiology of Parkinson's disease», *The Lancet*, vol. 403, fasc. 10423, pp. 283–292, gen. 2024, doi: 10.1016/S0140-6736(23)01419-8.
- [4] C. Cattaneo e W. H. Jost, «Pain in Parkinson's Disease: Pathophysiology, Classification and Treatment», *J. Integr. Neurosci.*, vol. 22, fasc. 5, p. 132, set. 2023, doi: 10.31083/j.jin2205132.
- [5] L. V. Kalia e A. E. Lang, «Parkinson's disease», *The Lancet*, vol. 386, fasc. 9996, pp. 896–912, ago. 2015, doi: 10.1016/S0140-6736(14)61393-3.
- [6] L. M. L. de Lau e M. M. B. Breteler, «Epidemiology of Parkinson's disease», 2006.
- [7] Y. Luo, L. Qiao, M. Li, X. Wen, W. Zhang, e X. Li, «Global, regional, national epidemiology and trends of Parkinson's disease from 1990 to 2021: findings from the Global Burden of Disease Study 2021», *Front. Aging Neurosci.*, vol. 16, p. 1498756, gen. 2025, doi: 10.3389/fnagi.2024.1498756.
- [8] E. R. Dorsey *et al.*, «Global, regional, and national burden of Parkinson's disease, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016», *Lancet Neurol.*, vol. 17, fasc. 11, pp. 939–953, nov. 2018, doi: 10.1016/S1474-4422(18)30295-3.
- [9] M. McHenry, «Symptoms and Possible Causes Cures for Parkinsons Disease».
- [10] B. R. Bloem, M. S. Okun, e C. Klein, «Parkinson's disease», *The Lancet*, vol. 397, fasc. 10291, pp. 2284–2303, giu. 2021, doi: 10.1016/S0140-6736(21)00218-X.
- [11] J. Jankovic, «Parkinson's disease: clinical features and diagnosis», *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 79, fasc. 4, pp. 368–376, apr. 2008, doi: 10.1136/jnnp.2007.131045.
- [12] I. Benatru, M. Vaugoyeau, e J.-P. Azulay, «Postural disorders in Parkinson's disease», *Neurophysiol. Clin. Neurophysiol.*, vol. 38, fasc. 6, pp. 459–465, dic. 2008, doi: 10.1016/j.neucli.2008.07.006.
- [13] M. L. Rabin, M. C. Earnhardt, A. Patel, I. Ganihong, e R. Kurlan, «Postural, Bone, and Joint Disorders in Parkinson's Disease», *Mov. Disord. Clin. Pract.*, vol. 3, fasc. 6, pp. 538–547, nov. 2016, doi: 10.1002/mdc3.12386.
- [14] S. Rinalduzzi *et al.*, «Balance Dysfunction in Parkinson's Disease», *BioMed Res. Int.*, vol. 2015, pp. 1–10, 2015, doi: 10.1155/2015/434683.
- [15] R. F. Pfeiffer, «Non-motor symptoms in Parkinson's disease», *Parkinsonism Relat. Disord.*, vol. 22, pp. S119–S122, gen. 2016, doi: 10.1016/j.parkreldis.2015.09.004.
- [16] E. Angelopoulou *et al.*, «Pharmacological and Non-Pharmacological Treatments for Depression in Parkinson's Disease: An Updated Review», *Medicina (Mex.)*, vol. 59, fasc. 8, p. 1454, ago. 2023, doi: 10.3390/medicina59081454.
- [17] A. R. Qureshi *et al.*, «Non-pharmacological therapies for pain management in Parkinson's disease: A systematic review», *Acta Neurol. Scand.*, vol. 144, fasc. 2, pp. 115–131, ago. 2021, doi: 10.1111/ane.13435.
- [18] M. Politis, K. Wu, S. Molloy, P. G. Bain, K. R. Chaudhuri, e P. Piccini, «Parkinson's disease symptoms: The patient's perspective», *Mov. Disord.*, vol. 25, fasc. 11, pp. 1646–1651, ago. 2010, doi: 10.1002/mds.23135.
- [19] E. Tolosa, A. Garrido, S. W. Scholz, e W. Poewe, «Challenges in the diagnosis of Parkinson's disease», *Lancet Neurol.*, vol. 20, fasc. 5, pp. 385–397, mag. 2021, doi: 10.1016/S1474-4422(21)00030-2.

- [20] D. J. Brooks, «Parkinson's disease: Diagnosis», *Parkinsonism Relat. Disord.*, vol. 18, pp. S31–S33, gen. 2012, doi: 10.1016/S1353-8020(11)70012-8.
- [21] E. Tolosa, G. Wenning, e W. Poewe, «The diagnosis of Parkinson's disease».
- [22] A. Schrag, M. Jahanshahi, e N. Quinn, «How does Parkinson's disease affect quality of life? A comparison with quality of life in the general population», *Mov. Disord.*, vol. 15, fasc. 6, pp. 1112–1118, nov. 2000, doi: 10.1002/1531-8257(200011)15:6<1112::AID-MDS1008>3.0.CO;2-A.
- [23] O. Ja, «Quality of life in Parkinson's Disease», vol. 5, fasc. 4, 2012.
- [24] A. Kuopio, R. J. Marttila, H. Helenius, M. Toivonen, e U. K. Rinne, «The quality of life in Parkinson's disease», *Mov. Disord.*, vol. 15, fasc. 2, pp. 216–223, mar. 2000, doi: 10.1002/1531-8257(200003)15:2<216::AID-MDS1003>3.0.CO;2-#.
- [25] P. Martínez-Martín *et al.*, «Parkinson's disease severity levels and MDS-Unified Parkinson's Disease Rating Scale», *Parkinsonism Relat. Disord.*, vol. 21, fasc. 1, pp. 50–54, gen. 2015, doi: 10.1016/j.parkreldis.2014.10.026.
- [26] T. K. Lee e E. L. Yankee, «A review on Parkinson's disease treatment», *Neuroimmunol. Neuroinflammation*, vol. 8, p. 222, 2022, doi: 10.20517/2347-8659.2020.58.
- [27] K. Sharp e J. Hewitt, «Dance as an intervention for people with Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis», *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 47, pp. 445–456, nov. 2014, doi: 10.1016/j.neubiorev.2014.09.009.
- [28] D. L. M. Radder *et al.*, «Physiotherapy in Parkinson's Disease: A Meta-Analysis of Present Treatment Modalities», *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 34, fasc. 10, pp. 871–880, ott. 2020, doi: 10.1177/1545968320952799.
- [29] A. M. Carapellotti, R. Stevenson, e M. Doumas, «The efficacy of dance for improving motor impairments, non-motor symptoms, and quality of life in Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis», *PLOS ONE*, vol. 15, fasc. 8, p. e0236820, ago. 2020, doi: 10.1371/journal.pone.0236820.
- [30] L. P. C. Aguiar, P. A. Da Rocha, e M. Morris, «Therapeutic Dancing for Parkinson's Disease», *Int. J. Gerontol.*, vol. 10, fasc. 2, pp. 64–70, giu. 2016, doi: 10.1016/j.ijge.2016.02.002.
- [31] H. H. Kalyani, K. A. Sullivan, G. M. Moyle, S. G. Brauer, E. R. Jeffrey, e G. K. Kerr, «Dance improves symptoms, functional mobility and fine manual dexterity in people with Parkinson disease: a quasi-experimental controlled efficacy study», *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 56, fasc. 5, nov. 2020, doi: 10.23736/S1973-9087.20.06069-4.
- [32] M. Dos Santos Delabary, I. G. Komerowski, E. P. Monteiro, R. R. Costa, e A. N. Haas, «Effects of dance practice on functional mobility, motor symptoms and quality of life in people with Parkinson's disease: a systematic review with meta-analysis», *Aging Clin. Exp. Res.*, vol. 30, fasc. 7, pp. 727–735, lug. 2018, doi: 10.1007/s40520-017-0836-2.
- [33] P. Rocha, L. Aguiar, J. A. McClelland, e M. E. Morris, «Dance therapy for Parkinson's disease: A randomised feasibility trial», *Int. J. Ther. Rehabil.*, vol. 25, fasc. 2, pp. 64–72, feb. 2018, doi: 10.12968/ijtr.2018.25.2.64.
- [34] A. P. S. Pereira, V. Marinho, D. Gupta, F. Magalhães, C. Ayres, e S. Teixeira, «Music Therapy and Dance as Gait Rehabilitation in Patients With Parkinson Disease: A Review of Evidence», *J. Geriatr. Psychiatry Neurol.*, vol. 32, fasc. 1, pp. 49–56, gen. 2019, doi: 10.1177/0891988718819858.
- [35] S. Emmanouilidis, M. E. Hackney, S. C. Slade, H. Heng, D. Jazayeri, e M. E. Morris, «Dance Is an Accessible Physical Activity for People with Parkinson's Disease», *Park. Dis.*, vol. 2021, pp. 1–20, ott. 2021, doi: 10.1155/2021/7516504.
- [36] L. Pezzenati, P. Virtuoso, V. Villa, F. Tarini, e S. Pellegata, *Spazio, Tempo, Relazione. Dancecare, la Metodologia della Danzaterapia Clinica*. Lyceum collana editoriale, 2024.

- [37] M. Ritter e K. G. Low, «Effects of dance/movement therapy: A meta-analysis», *Arts Psychother.*, vol. 23, fasc. 3, pp. 249–260, gen. 1996, doi: 10.1016/0197-4556(96)00027-5.
- [38] M. Hackney e G. Earhart, «Effects of dance on movement control in Parkinson's disease: A comparison of Argentine tango and American ballroom», *J. Rehabil. Med.*, vol. 41, fasc. 6, pp. 475–481, 2009, doi: 10.2340/16501977-0362.
- [39] G. M. Earhart, «Dance as Therapy for Individuals with Parkinson Disease», 2010.
- [40] C. Jola, M. Sundström, e J. McLeod, «Benefits of dance for Parkinson's: The music, the moves, and the company», *PLOS ONE*, vol. 17, fasc. 11, p. e0265921, nov. 2022, doi: 10.1371/journal.pone.0265921.
- [41] I. Roupa, M. R. Da Silva, F. Marques, S. B. Gonçalves, P. Flores, e M. T. Da Silva, «On the Modeling of Biomechanical Systems for Human Movement Analysis: A Narrative Review», *Arch. Comput. Methods Eng.*, vol. 29, fasc. 7, pp. 4915–4958, nov. 2022, doi: 10.1007/s11831-022-09757-0.
- [42] A. Cappozzo, U. Dellacroce, A. Leardini, e L. Chiari, «Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 1: theoretical background», *Gait Posture*, vol. 21, fasc. 2, pp. 186–196, feb. 2005, doi: 10.1016/S0966-6362(04)00025-6.
- [43] A. Muro-de-la-Herran, B. Garcia-Zapirain, e A. Mendez-Zorrilla, «Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications», *Sensors*, vol. 14, fasc. 2, pp. 3362–3394, feb. 2014, doi: 10.3390/s140203362.
- [44] G. Alderink e S. Öunpuu, «Biomechanics of Human Motion and Its Clinical Applications: Instrumented Gait Analysis», *Bioengineering*, vol. 12, fasc. 10, p. 1076, ott. 2025, doi: 10.3390/bioengineering12101076.
- [45] G. Spallone *et al.*, «Step-by-step insight into gait analysis: A narrative review unlocking knee biomechanics», *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, p. ksa.70067, set. 2025, doi: 10.1002/ksa.70067.
- [46] A. A. Hulleck, D. Menoth Mohan, N. Abdallah, M. El Rich, e K. Khalaf, «Present and future of gait assessment in clinical practice: Towards the application of novel trends and technologies», *Front. Med. Technol.*, vol. 4, p. 901331, dic. 2022, doi: 10.3389/fmedt.2022.901331.
- [47] R. Baker, «Gait analysis methods in rehabilitation», *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 3, fasc. 1, p. 4, dic. 2006, doi: 10.1186/1743-0003-3-4.
- [48] L. M. Schutte, U. Narayanan, J. L. Stout, P. Selber, J. R. Gage, e M. H. Schwartz, «An index for quantifying deviations from normal gait», *Gait Posture*, vol. 11, fasc. 1, pp. 25–31, feb. 2000, doi: 10.1016/S0966-6362(99)00047-8.
- [49] M. H. Schwartz e A. Rozumalski, «The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology», *Gait Posture*, vol. 28, fasc. 3, pp. 351–357, ott. 2008, doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.05.001.
- [50] R. Baker *et al.*, «The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile», *Gait Posture*, vol. 30, fasc. 3, pp. 265–269, ott. 2009, doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.020.
- [51] M. Russo *et al.*, «Biomechanics Parameters of Gait Analysis to Characterize Parkinson's Disease: A Scoping Review», *Sensors*, vol. 25, fasc. 2, p. 338, gen. 2025, doi: 10.3390/s25020338.
- [52] M. Mancini *et al.*, «A framework to standardize gait study protocols in Parkinson's disease», *J. Park. Dis.*, vol. 15, fasc. 1, pp. 129–139, feb. 2025, doi: 10.1177/1877718X241305626.
- [53] W. Zhang *et al.*, «Wearable sensor-based quantitative gait analysis in Parkinson's disease patients with different motor subtypes», *Npj Digit. Med.*, vol. 7, fasc. 1, p. 169, giu. 2024, doi: 10.1038/s41746-024-01163-z.

- [54] D. Bonacina *et al.*, «Spatiotemporal, kinematic and kinetic gait characteristics in Parkinson's disease compared to healthy individuals: A systematic review with meta-analysis», *Clin. Biomech.*, vol. 120, p. 106359, dic. 2024, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2024.106359.
- [55] Y. Kawami *et al.*, «Mediolateral Postural Control during Gait in Parkinson's Disease», *Prog. Rehabil. Med.*, vol. 7, fasc. 0, p. n/a, 2022, doi: 10.2490/prm.20220048.
- [56] F. B. Horak e M. Mancini, «Objective biomarkers of balance and gait for Parkinson's disease using body-worn sensors», *Mov. Disord.*, vol. 28, fasc. 11, pp. 1544–1551, set. 2013, doi: 10.1002/mds.25684.
- [57] «Vicon Nexus User Guide».
- [58] «Plug-in Gait Reference Guide».
- [59] M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan, e M. E. Wootten, «Measurement of lower extremity kinematics during level walking», *J. Orthop. Res.*, vol. 8, fasc. 3, pp. 383–392, mag. 1990, doi: 10.1002/jor.1100080310.
- [60] A. Tonello, «Valutazione Quantitativa della DanzaTerapia per il Parkinson Metodologie e Risultati Preliminari», Politecnico di Torino, 2024.
- [61] A. Bonnefoy-Mazure e S. Armande, «Normal Gait», 2015.
- [62] A. P. J. Zanardi *et al.*, «Gait parameters of Parkinson's disease compared with healthy controls: a systematic review and meta-analysis», *Sci. Rep.*, vol. 11, fasc. 1, p. 752, gen. 2021, doi: 10.1038/s41598-020-80768-2.
- [63] M. Morris, R. Ianse, T. Matyas, e J. Summers, «Abnormalities in the stride length-cadence relation in parkinsonian gait», *Mov. Disord.*, vol. 13, fasc. 1, pp. 61–69, gen. 1998, doi: 10.1002/mds.870130115.
- [64] T. Callais Franco Do Nascimento *et al.*, «Assessment of the Kinematic Adaptations in Parkinson's Disease Using the Gait Profile Score: Influences of Trunk Posture, a Pilot Study», *Brain Sci.*, vol. 11, fasc. 12, p. 1605, dic. 2021, doi: 10.3390/brainsci11121605.
- [65] M. Pistacchi, «Gait analysis and clinical correlations in early Parkinson's disease», *Funct. Neurol.*, vol. 32, fasc. 1, p. 28, 2017, doi: 10.11138/FNeur/2017.32.1.028.
- [66] P. Gates, F. M. Discenzo, J. H. Kim, Z. Lemke, J. Meggitt, e A. L. Ridgel, «Analysis of Movement Entropy during Community Dance Programs for People with Parkinson's Disease and Older Adults: A Cohort Study», *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 19, fasc. 2, p. 655, gen. 2022, doi: 10.3390/ijerph19020655.
- [67] M. Dipaola *et al.*, «Mechanical Energy Recovery during Walking in Patients with Parkinson Disease», *PLOS ONE*, vol. 11, fasc. 6, p. e0156420, giu. 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0156420.
- [68] J. M. Yentes e P. C. Raffalt, «Entropy Analysis in Gait Research: Methodological Considerations and Recommendations», *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 49, fasc. 3, pp. 979–990, mar. 2021, doi: 10.1007/s10439-020-02616-8.
- [69] C. Pinto, R. Simon Myra, A. Severo Do Pinho, F. Pereira, G. Orgs, e A. S. Pagnussat, «Quality assessment and umbrella review of systematic reviews about dance for people with Parkinson's disease», *PLOS ONE*, vol. 19, fasc. 12, p. e0311003, dic. 2024, doi: 10.1371/journal.pone.0311003.
- [70] F. Arippa, B. Leban, M. Monticone, G. Cossu, C. Casula, e M. Pau, «A Study on Lower Limb Asymmetries in Parkinson's Disease during Gait Assessed through Kinematic-Derived Parameters», *Bioengineering*, vol. 9, fasc. 3, p. 120, mar. 2022, doi: 10.3390/bioengineering9030120.