



**Politecnico
di Torino**

Politecnico di Torino

Ingegneria biomedica

A.a. 2024/2025

Sessione di laurea ottobre 2025

Valutazione basata su video del test Timed Up and Go mediante la libreria Mediapipe

Relatori:

Gabriella Olmo

Gianluca Amprimo

Candidati:

Margherita Giannuzzi

Sommario

La malattia di Parkinson (MP) è la seconda patologia neurodegenerativa più diffusa e si caratterizza per la degenerazione dei neuroni dopaminergici nella Substantia nigra pars compacta (Snpc), con conseguenti sintomi motori quali tremore, bradicinesia e instabilità posturale, oltre a numerosi sintomi non motori che contribuiscono notevolmente alla disabilità. La valutazione clinica tradizionale si basa su osservazioni dirette e scale di valutazione standardizzate, ma negli ultimi anni le tecniche di Human Pose Estimation (HPE) hanno fornito strumenti innovativi e più accessibili per l'analisi del movimento umano. Le tecniche di Human Pose Estimation (HPE), basate su algoritmi di computer vision e machine learning, permettono di ricostruire la posa scheletrica del corpo a partire da immagini o video e monitorare il movimento del corpo nello spazio. In questo studio, MediaPipe Pose è stato utilizzato per la ricostruzione scheletrica di 31 pazienti con MP durante l'esecuzione del Timed Up and Go (TUG) test, permettendo l'estrazione di numerosi parametri spazio-temporali e cinematici in ambiente MATLAB. Tra questi sono stati calcolati: durate delle fasi del TUG, lunghezza, durata e simmetria dei passi, velocità, cadenza, percentuali di single e double support, angolo di inclinazione del busto. I parametri ottenuti sono stati confrontati con le principali scale cliniche (UPDRS, BBS, NFOGQ, PFS-16). I risultati mostrano che le misure temporali, relative e angolari, come la durata del passo, la cadenza, le percentuali di single e double support e l'inclinazione del busto, risultano coerenti con quanto riportato in letteratura e significativamente correlate con le valutazioni cliniche della gravità motoria e della stabilità posturale. Anche alcune misure spaziali, come la lunghezza dei passi e la simmetria, pur essendo più soggette a distorsioni, mostrano correlazioni significative con le scale cliniche, confermando il potenziale dell'HPE per la caratterizzazione dell'andatura nei pazienti con MP. Nonostante ciò, il modello presenta ancora limiti di precisione, in particolare per la stima di alcune articolazioni e a causa di distorsioni spaziali dovute alla stima poco accurata della profondità delle immagini. Questi risultati indicano che, sebbene alcuni parametri rappresentino correttamente le caratteristiche dell'andatura nei pazienti con MP, è necessario perfezionare il sistema per renderlo uno strumento affidabile per l'applicazione clinica quotidiana e per l'analisi dettagliata del movimento.

Indice

Elenco delle figure	v
1 Introduzione	1
2 Malattia di Parkinson	3
2.1 Spettro clinico	4
2.2 Criteri diagnostici	5
2.3 Eziologia	6
2.4 Patogenesi	8
2.5 Neuropatologia	8
2.5.1 Corpi di Lewy	10
2.6 Valutazione motoria	11
2.7 Trattamento	13
3 Analisi del cammino	14
3.1 Tecnologie utilizzate per l'analisi del movimento	17
3.2 Nuove tecnologie	20
3.2.1 MediaPipe	22
4 Materiali e metodi	27
4.1 Acquisizione dei dati	27
4.2 Estrazione dei punti scheletrici	27
4.3 Estrazione dei parametri	29
4.3.1 Preprocessing	29
4.3.2 Calcolo dei parametri	33
4.3.3 Visualizzazione	41
4.4 Partecipanti	41
5 Risultati	44
5.1 Statistiche descrittive	44
5.2 Confronto tra viste	46

5.2.1	Fase seduto	46
5.2.2	Fase camminata in avanti	48
5.2.3	Fase camminata all'indietro	49
5.2.4	Fase alzarsi	50
5.2.5	Fase sedersi	51
5.2.6	Fase girarsi	52
5.2.7	Confronto tra fasi	53
5.3	Validazione clinica	53
6	Discussione	69
6.1	Obiettivo tecnico	71
6.2	Obiettivo clinico	71
6.3	Criticità e limitazioni	73
7	Conclusioni	75
	Bibliografia	77

Elenco delle figure

2.1	Sezione coronale a livello della substantia nigra pars compacta (SnpC) in un cervello di controllo (A e B) e in un cervello affetto da Parkinson (C e D), colorata con ematossilina ed eosina. In entrambe le sezioni, le cellule marrone scuro sono i neuroni dopaminergici (DA) contenenti neuromelanina. La perdita di cellule dopaminergiche è evidente nella SnpC del cervello con Parkinson. Le aree quadrate in A e C sono ingrandite rispettivamente in B e D, per mostrare una vista più ravvicinata dei neuroni dopaminergici fortemente pigmentati [12].	9
2.2	Esempi di patologia da corpi di Lewy nella substantia nigra pars compacta (SnpC) (A–C) e nella corteccia prefrontale (D) , osservati in sezioni coronali di un cervello affetto da Parkinson. (A) Corpo di Lewy tipico del tronco encefalico all’interno di un neurone dopaminergico contenente neuromelanina, evidenziato con la colorazione istologica standard con ematossilina ed eosina. In questo tipo di preparazione, i <i>neuriti di Lewy</i> non sono visibili. (B) Corpo di Lewy tipico del tronco encefalico, con il caratteristico alone , visualizzato tramite immunoistochimica per α -sinucleina, un metodo molto più sensibile che può anche mostrare i neuriti distrofici di Lewy , come si vede in (C). (C) Neuriti di Lewy distrofici visualizzati con la stessa tecnica. (D) Corpo di Lewy corticale, meno definito e senza alone [12].	11
2.3	Tug Test	12
3.1	Ciclo del passo [24]	15
3.2	Analisi del passo di un singolo ciclo di andatura [24]	15
3.3	Caratteristiche della cinetica dell’andatura [24]	16
3.4	Caratteristiche cinematiche dell’andatura [24]	16
3.5	Sistema di cattura optoelettronico	17
3.6	Piattaforma di pressione	18
3.7	Passerella strumentata GAITRite	18

3.8	Lo stesso dispositivo di unità di misura inerziale (IMU) composto da accelerometri (A), un giroscopio (B) e un magnetometro (C). Legenda: (A) a_x , a_y e a_z = accelerazione lineare sui tre assi x, y e z; (B) α_x , α_y e α_z = accelerazione angolare sui tre assi x, y e z; (C) μ_x , μ_y e μ_z = momento magnetico sui tre assi x, y e z [23]	19
3.9	Goniometro flessibile	20
3.10	Soletta strumentata: (a) sensore inerziale, Bluetooth, microcontrollore e batteria; (b) coil per ricarica induttiva; (c) sensore di pressione	20
3.11	Approccio di rilevamento della posa di MediaPipe Pose	21
3.12	Punti di riferimento individuati da MediaPipe [32]	22
4.1	Setup per la registrazione dei video	28
4.2	Esempio di ricostruzione dello scheletro con MediaPipe (vista <i>slave</i>)	29
4.3	Esempio di allineamento dei segnali	31
4.4	Esempio di coordinate del punto ANKLE_LEFT prima e dopo la rotazione	32
4.5	Pipeline di preprocessing dei dati	33
4.6	Individuazione delle fasi <i>alzarsi</i> e <i>sedersi</i> tramite attraversamento soglia del segnale	34
4.7	Individuazione della fase <i>girarsi</i> tramite attraversamento soglia del segnale	35
4.8	Segmentazione delle fasi del TUG utilizzando l'angolo del ginocchio	36
4.9	Esempio di variazione delle lunghezze dei segmenti corporei nel tempo	37
4.10	Esempio di rappresentazione di media e deviazione standard delle lunghezze dei segmenti corporei per una singola fase	37
4.11	Individuazione dei picchi positivi e negativi dei segnali delle caviglie per calcolare la lunghezza dei passi	38
4.12	Involuppo convesso dello swing angolare del tronco suddiviso per fasi (camminata in avanti e all'indietro)	40
4.13	Swing angolare del tronco nei piani XY e YZ nel tempo suddiviso per fasi	40
4.14	Frame della ricostruzione animata del movimento dello scheletro	42
5.1	Correlazioni della durata della fase <i>alzarsi</i> con le scale cliniche	56
5.2	Correlazioni della durata della fase <i>camminata in avanti</i> con le scale cliniche	57
5.3	Correlazioni della durata della fase <i>camminata indietro</i> con le scale cliniche	58
5.4	Correlazioni della durata della fase <i>girarsi</i> con le scale cliniche	59
5.5	Correlazioni della durata totale del TUG test con le scale cliniche	60

5.6	Correlazioni della lunghezza media e della durata media del passo con le scale cliniche (CA=camminata in avanti; CI= camminata all'indietro; m= vista master; s=vista slave)	61
5.7	Correlazioni della velocità con le scale cliniche (CA=camminata in avanti; CI= camminata all'indietro; m= vista master; s=vista slave)	62
5.8	Correlazioni della cadenza con le scale cliniche	63
5.9	Correlazioni dell'indice di simmetria (SI) con le scale cliniche (CA=camminata in avanti; CI= camminata all'indietro; m= vista master; s=vista slave)	64
5.10	Correlazioni del tempo di <i>single stance</i> con le scale cliniche (CA=camminata in avanti; CI= camminata all'indietro; m= vista master; s=vista slave)	65
5.11	Correlazioni dell'angolo di inclinazione del busto con le scale cliniche (CA=camminata in avanti; CI= camminata all'indietro)	67
5.11	(segue)	68

Capitolo 1

Introduzione

I disturbi dell'andatura rappresentano uno dei sintomi più frequenti nei pazienti con **malattia di Parkinson (MP)** e possono comparire già nelle fasi prodromiche della malattia [1][2]. Rispetto agli individui sani, i pazienti con MP mostrano frequentemente una lunghezza del passo inferiore, un aumento del tempo di appoggio, una velocità ridotta, una cadenza minore [3][4][5]. Poiché i disturbi incidono sull'autonomia funzionale, sulla qualità della vita, sul rischio di caduta e mortalità [6], è fondamentale identificarli e monitorarli. Ad oggi la valutazione clinica si basa principalmente su scale o questionari compilati dal medico o dal paziente stesso, come la Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) parte III, il Freezing of Gait Questionnaire (NFoGQ), la Berg Balance Scale (BBS). Questi strumenti, pur ampiamente diffusi, presentano il limite di fornire misure semi-quantitative. Sono state sviluppate anche tecniche più oggettive, come sensori indossabili e pedane di forza, ma il loro impiego è limitato dalla necessità di dispositivi specifici e personale qualificato [3]. Il gold standard per l'analisi del movimento sono i sistemi di cattura optoelettronici, che prevedono l'applicazione di marker riflettenti sul soggetto, ma sono sistemi molto costosi e richiedono personale specializzato e ampi laboratori attrezzati [7].

Negli ultimi anni la tecnologia di **Human Pose Estimation (HPE)** basata su video ha suscitato un crescente interesse come alternativa più economica e semplice, anche a distanza. Le tecniche di stima della posa nell'analisi dell'andatura senza marcatori si basano sull'uso della visione artificiale e di algoritmi di *machine learning* per estrarre la posa del corpo da video e monitorare il movimento delle articolazioni e degli arti nello spazio bidimensionale e tridimensionale. Questi metodi consistono nell'individuare punti di riferimento sul corpo e nel tracciare i movimenti nel tempo. Attraverso l'analisi di tale movimento, è possibile ricavare diversi parametri dell'andatura. Tra i modelli più diffusi, **MediaPipe (MP)** si distingue per la sua leggerezza computazionale, a differenza di altri modelli più

complessi come OpenPose, e per l'efficienza anche su dispositivi poco potenti.

In questo studio 31 pazienti con malattia di Parkinson sono stati valutati durante lo svolgimento del **Timed Up and Go (TUG)** test. È stato utilizzato MediaPipe Pose per l'analisi dei video, al fine di testarne l'applicabilità nella valutazione del movimento. Dopo l'estrazione dei parametri spaziotemporali e cinetici, è stata condotta una **valutazione tecnica**, confrontando le riprese di due telecamere (frontale e laterale) per individuare la vista più informativa. Successivamente è stata eseguita una **validazione clinica**, correlando i parametri estratti con le scale cliniche utilizzate nella valutazione dei pazienti. L'obiettivo complessivo dello studio è quello di esplorare l'impiego della stima della posa come strumento di analisi del movimento, con la prospettiva di utilizzarlo in futuro per la diagnosi precoce, la stadiazione della malattia e la pianificazione del trattamento.

Capitolo 2

Malattia di Parkinson

La malattia di Parkinson (MP) è una malattia idiopatica, caratterizzata da manifestazioni sia motorie che non motorie. La sua prima descrizione dettagliata risale a quasi due secoli fa, ma la concettualizzazione della malattia continua ad evolversi. Si tratta di un complesso disturbo neurodegenerativo cronico e progressivo che colpisce principalmente le persone anziane, ma che può anche manifestarsi in pazienti più giovani [8][2]. Il Parkinson rappresenta la seconda malattia neurodegenerativa più comune dopo l'Alzheimer, con una prevalenza di circa 0.5-1% tra le persone con età compresa tra 65-69 anni, raggiungendo l'1-3% tra le persone con più di 80 anni. Con l'invecchiamento della popolazione, sia la prevalenza che l'incidenza della MP sono destinate ad aumentare del 30% entro il 2040 [9]. Dal punto di vista anatomopatologico, la malattia è caratterizzata dalla degenerazione dei neuroni presenti nella *substantia nigra pars compacta* (Snpc), una piccola area del cervello fondamentale per il controllo dei movimenti. Le cause di questa degenerazione sono multiple e complesse, quindi non riconducibili a un solo fattore. A livello biochimico, la malattia è associata a una diminuzione della dopamina, un neurotrasmettitore essenziale per la regolazione dei movimenti. Tuttavia, il Parkinson è anche associato a numerosi sintomi non motori, alcuni dei quali precedono il disturbo motorio di oltre 10 anni. L'eziologia è riconducibile a un'interazione tra fattori genetici e ambientali. La complessità di questa malattia è accompagnata da sfide cliniche, in particolare per la mancanza di test diagnostici definitivi nelle fasi iniziali [8]. Attualmente l'identificazione si basa sui sintomi visibili e per formulare una diagnosi di MP è necessaria la presenza di almeno due sintomi tra tremore a riposo, bradicinesia, rigidità e/o instabilità posturale. Ma il gold standard per la diagnosi di Parkinson è rappresentato dalla presenza di degenerazione della Snpc e dalla patologia di Lewy nell'esame patologico post-mortem, che consiste in aggregati anomali della proteina α -sinucleina, chiamati corpi di Lewy e neuriti di Lewy [8][9]. Il trattamento principale del morbo di Parkinson è sintomatico, con farmaci che aumentano la concentrazione di dopamina o stimolano direttamente i recettori dopaminergici.

Tuttavia, dato che la dopamina non è l'unico neurotrasmettitore coinvolto nella MP, vengono utilizzati altri farmaci per trattare sintomi specifici, quali la depressione o la demenza. La ricerca sta studiando nuove terapie che possano rallentare e fermare il danno ai neuroni o rigenerare le cellule dopaminergiche perse, ma queste cure sono ancora in fase sperimentale [9]. I progressi nella comprensione della patogenesi stanno aprendo la strada a potenziali approcci per modificare la malattia [8].

2.1 Spettro clinico

Le caratteristiche motorie della malattia di Parkinson sono evidenti. Tuttavia, il quadro clinico include anche aspetti meno visibili, come **sintomi non motori** che contribuiscono significativamente alla disabilità. Le fasi iniziali della malattia sono difficili da riconoscere, con un ritardo diagnostico medio di dieci anni tra l'insorgenza dei primi sintomi e la diagnosi formale. La disfunzione autonoma si manifesta generalmente con stipsi, urgenza e frequenza urinaria, ipotensione ortostatica. La demenza si sviluppa in circa il 40% degli individui con malattia di Parkinson. La combinazione di demenza e farmaci utilizzati può talvolta causare allucinazioni e comportamenti psicotici. La depressione è comune, interessando circa metà dei pazienti. I disturbi del sonno sono molto frequenti e hanno molteplici cause, tra cui rigidità notturna, depressione, nicturia, sindrome delle gambe senza riposo, disturbo comportamentale del sonno REM (rapid eye movement) [6]. I sintomi iniziali includono inoltre stitichezza, iposmia, dolore vago e asimmetrico alla spalla. È difficile riconoscere precocemente la malattia poiché questi sintomi iniziali sono aspecifici e possono essere associati ad altre condizioni [10].

I **sintomi motori** cardinali della MP sono il tremore, la bradicinesia, la rigidità, e l'instabilità posturale. Quest'ultima peggiora con l'avanzare della malattia. Studi patologici e di neuroimaging suggeriscono che tali sintomi compaiono quando il 50-70% dei neuroni della substantia nigra è degenerato [2].

Il tremore ha una frequenza di 3-7 Hz, si manifesta a riposo ed è più evidente agli arti superiori, tuttavia può interessare anche gambe, mento e mascella. Può riemergere dopo alcuni secondi con le braccia tese e può riapparire anche durante la camminata [11].

La bradicinesia, ovvero lentezza nei movimenti, è spesso descritta dai pazienti come stanchezza o debolezza. Può manifestarsi con ridotta espressività facciale, difficoltà in attività motorie fini (come abbottonare, scrivere), scrittura più piccola, difficoltà a girarsi nel letto, alzarsi o sedersi, passi più corti e trascinarsi delle gambe [2][11]. La rigidità è presente in quasi tutti i pazienti affetti da MP. Può iniziare da un solo lato, ma in seguito coinvolge entrambi i lati. Quando si esamina l'escursione articolare, il paziente con MP può mostrare una 'rigidità a ruota dentata', ovvero simile al movimento a scatti di un ingranaggio.

Alterazioni dell'equilibrio e della postura sono comuni. L'andatura tipica della MP si caratterizza per una base d'appoggio ridotta, passo rallentato e accorciato, necessità di più tempo per voltarsi, postura flessa in avanti e ridotta oscillazione delle braccia. Con il progredire della malattia possono comparire fenomeni di blocco motorio (freezing), esitazioni nell'avvio di movimenti e nel cambio di direzione. Un lieve squilibrio può comparire nei primi stadi della malattia, ma una marcata instabilità e cadute frequenti entro i primi 5 anni richiedono di considerare una diagnosi differente [11].

Oltre i sintomi 'classici', si riscontrano altre alterazioni motorie, come una mimica facciale ridotta (ipomimia), diminuzione del battito delle palpebre, visione offuscata, postura curva, cifosi, scoliosi, disturbi del linguaggio, come ipofonia (voce debole) o palilalia (ripetizione di parole o frasi) [11].

2.2 Criteri diagnostici

La diagnosi della MP si basa sulla presenza di caratteristiche motorie parkinsoniane, in particolare bradicinesia associata a rigidità e tremore a riposo. Non devono essere presenti segnali d'allarme che suggeriscano una causa diversa dal parkinsonismo, comprese altre malattie neurodegenerative come la paralisi sopranucleare progressiva, l'atrofia multisistemica e la degenerazione corticobasale [8].

In ambito clinico si usano i criteri della *Brain Bank* della *Parkinson's Disease Society* del Regno Unito che permettono di fare una diagnosi accurata fino al 90%, tuttavia, la conferma definitiva si basa sull'identificazione post-mortem delle alterazioni neuropatologiche caratteristiche: una forte perdita di neuroni nella Snpc, accumulo di α -sinucleina in corpi di Lewy e neuriti di Lewy [8][10].

La patologia di Lewy è caratterizzata dall'accumulo di membrane, strutture vescicolari, mitocondri dismorfi e un alto contenuto lipidico. Una scoperta recente evidenzia che alterazioni patologiche simili possono verificarsi già nelle fasi precoci della malattia in organi sistemici come pelle, colon e ghiandole salivari. Questa natura multisistemica della malattia offre nuove possibilità diagnostiche, poiché questi tessuti sono più facilmente accessibili rispetto al cervello [10]. Le tecniche di imaging come PET e SPECT possono aiutare, ma risultano utili solo quando la perdita neuronale è già significativa. Anche la risonanza magnetica tradizionale ha un ruolo limitato, mentre altre tecnologie ad alta risoluzione sono più promettenti. Altri studi hanno esaminato la presenza della proteina α -sinucleina in tessuti come la pelle o il colon: le biopsie cutanee sembrano offrire risultati più attendibili. Sono in corso ricerche su biomarcatori nei liquidi corporei, come il liquido cerebrospinale, il sangue, la saliva e l'urina ma finora nessuno si è rivelato completamente affidabile da solo. I test genetici possono aiutare nei casi familiari, ma non forniscono una diagnosi certa [8].

Gli errori diagnostici sono comuni nella pratica clinica quotidiana. Nei trial clinici sulla malattia di Parkinson in fase iniziale, fino al 15% delle persone riceve una diagnosi errata. La presenza di comorbidità può complicare ulteriormente il processo diagnostico, come la presenza di lesioni cerebrovascolari concomitanti che compaiono frequentemente negli esami di imaging cerebrale. Queste lesioni possono causare manifestazioni simili a quelle della malattia di Parkinson come disturbi della deambulazione, declino cognitivo o incontinenza urinaria [10]. Per questa ragione la *International Parkinson and Movement Disorder Society* ha istituito un gruppo di lavoro per identificare nuovi criteri diagnostici che dovranno affrontare manifestazioni non motorie, assenza di patologia da corpi di Lewy o presenza di altre malattie, e fattori genetici [8].

2.3 Eziologia

La MP è una malattia multifattoriale, in cui giocano un ruolo importante sia fattori genetici che ambientali. L'età rappresenta il più grande fattore di rischio, con un'età mediana di esordio di circa 60 anni. La prevalenza e l'incidenza aumentano esponenzialmente con l'età, con un picco dopo gli 80 anni [8][12].

L'incidenza della MP varia da 10 a 18 casi per 100.000 persone all'anno. Il genere è un fattore di rischio, con un rapporto maschi/femmine di circa 3:2 [8][2]. Anche l'etnia è un fattore di rischio: negli Stati Uniti, l'incidenza è più alta tra le persone di origine ispanica, seguite da bianchi non ispanici, asiatici e neri [8].

Il fumo di sigaretta è stato ampiamente studiato in relazione alla MP, con risultati per lo più coerenti che mostrano una relazione inversa tra il fumo e il rischio di sviluppare la malattia. Numerose ricerche epidemiologiche, in particolare studi caso-controllo, hanno evidenziato un minor rischio di Parkinson tra i fumatori. Una meta-analisi su oltre 50 studi ha rilevato che i fumatori hanno un rischio ridotto, con una relazione inversa tra rischio e quantità o durata del fumo. Si è ipotizzato che la nicotina possa avere un effetto neuroprotettivo stimolando i neuroni dopaminergici [12]. Tuttavia, studi recenti suggeriscono che questa associazione potrebbe non essere causale: i pazienti con MP sembrano smettere di fumare più facilmente, forse a causa di una minore risposta alla nicotina nella fase prodromica [8].

Numerose ricerche hanno analizzato il legame tra il consumo di caffeina e il rischio di sviluppare la MP, evidenziando che chi consuma regolarmente caffè ha una probabilità inferiore di ammalarsi. La caffeina agisce come antagonista dei recettori dell'adenosina A2A, meccanismo considerato protettivo per la MP. In passato è stato osservato che bere caffè può ridurre del 25% il rischio di sviluppare la malattia. Anche il consumo di tè è stato associato a un rischio inferiore di

sviluppare la malattia. Tuttavia, come accade per il fumo, non è del tutto chiaro se la caffeina svolga un ruolo diretto nel prevenire la MP [12].

Un altro importante fattore di rischio è l'esposizione ai pesticidi [12][2][11], erbicidi e metalli pesanti [12]. Nel 1983 si è scoperto che il composto 1-metil-4-fenil-1,2,3,6-tetraidropiridina (MPTP) può causare sintomi simili al Parkinson, poiché viene trasformato in una tossina (MPP⁺) che danneggia i neuroni dopaminergici nella sostanza nera del cervello. Questo ha fatto nascere l'ipotesi che la MP possa essere causata da tossine ambientali [12][13].

Da allora diversi studi hanno collegato l'esposizione a pesticidi e erbicidi (come paraquat e rotenone) a un aumento del rischio di sviluppare la malattia. Anche vivere in zone rurali, lavorare in agricoltura o usare acqua di pozzo sono stati considerati possibili fattori di rischio [12][2][11]. Infine è stata studiata anche l'esposizione a metalli pesanti (ferro, piombo, rame, manganese, ecc.) e saldature, ma la relazione tra questi fattori rimane inconclusiva [12][2].

Anche se nella maggior parte dei casi la malattia di Parkinson è idiopatica, circa il 10-15% dei pazienti riporta una storia familiare, e circa il 5% dei casi segue una trasmissione mendeliana ereditaria [12][14]. Sono stati individuati 23 geni 'PARK' legati al Parkinson. Alcuni geni mostrano ereditarietà autosomica dominante (ad esempio SCNA, LRRK2, VPS32), altri autosomica recessiva (ad esempio PRKN, PINK1, DJ-1).

Tuttavia, l'associazione con alcuni geni non è ancora definitivamente confermata, mentre altri sono considerati fattori di rischio genetici, non cause dirette. Il fattore genetico più rilevante è rappresentato dalle mutazioni del gene GBA1, che codifica per β -glucocerebrosidasi, un enzima lisosomiale [12][13]. Altri geni associati al rischio di MP includono HLA DQB1, coinvolto nel sistema immunitario, e MAPT che codifica la proteina tau [12].

La prima forma familiare dominante di Parkinson è stata scoperta nel 1997, causata da una mutazione puntiforme del gene SNCA, che codifica per l' α -sinucleina. Altre mutazioni, duplicazioni o triplicazioni di questo gene sono state associate al Parkinson, anche se sono rare. Il gene LRRK2 è il più comune tra le forme autosomiche dominanti; le sue mutazioni sono state confermate come patogenesi. La forma di MP autonomo recessivo si manifesta presto rispetto alla forma classica. I geni principali sono PRKN, PINK1, DJ-1, coinvolti nel controllo della qualità dei mitocondri. La proteina PINK1 attiva la proteina parkin per rimuovere i mitocondri danneggiati attraverso un processo chiamato mitofagia. Le mutazioni in PRKN sono le più comuni tra le forme recessive: sono presenti in fino al 50% dei casi ad esordio precoce [12].

2.4 Patogenesi

Diversi meccanismi sono stati implicati nella patogenesi della malattia di Parkinson, con l'aggregazione dell' α -**sinucleina** al centro dello sviluppo della malattia. Altri processi, come il malfunzionamento dei sistemi di degradazione proteica, la compromissione della funzione mitocondriale e la neuroinfiammazione, contribuiscono anch'essi all'insorgenza e alla progressione della malattia. Non è però ancora del tutto chiaro come questi meccanismi siano connessi tra di loro [12].

Nella malattia di Parkinson, l' α -sinucleina, normalmente non strutturata o presente in forme stabili, subisce un ripiegamento anomalo in strutture ricche di β -foglietti, formando aggregati — le forme oligomeriche e protofibrillari tossiche — che compromettono la funzione mitocondriale, lisosomiale e proteasomiale, danneggiando le membrane biologiche e il citoscheletro, alterando la funzione sinaptica e provocando degenerazione neuronale [13].

2.5 Neuropatologia

L'atrofia macroscopica evidente del cervello non è una caratteristica tipica della malattia di Parkinson, solo in alcuni casi si può notare una leggera riduzione del volume della corteccia frontale e una dilatazione dei ventricoli cerebrali. Il segno distintivo principale si riscontra nella parte centrale del cervello, nel tronco encefalico, dove si osserva una perdita della pigmentazione scura nella **substantia nigra pars compacta (SnpC)** e nel **locus coeruleus (LC)**. Questa perdita di pigmentazione è causata dalla morte dei neuroni dopaminergici contenenti neuromelanina nella SnpC e dai neuroni noradrenergici nel locus coeruleus [12][15]. I neuroni A9 (un sottogruppo dopaminergico della SnpC) sono i più colpiti, mentre altri tipi di cellule cerebrali rimangono quasi intatti [Fig. 2.1]. Secondo studi morfometrici post-mortem, circa il 30% di questi neuroni è già morto. Con il progredire della malattia, la perdita può arrivare al 60% o più, e più neuroni muoiono, più gravi sono i sintomi motori [12]. Questa perdita neuronale causa un malfunzionamento del circuito che collega la substantia nigra allo striato, con una riduzione della dopamina in quest'area. È proprio questa carenza la causa principale dei sintomi motori cardinali della MP. Recenti studi hanno mostrato che la perdita dei neuroni della SnpC è preceduta dalla perdita delle terminazioni assoniche che proiettano verso lo striato. Questo suggerisce la presenza di una fase preclinica che precede di diversi anni la comparsa dei sintomi. Oltre alla SnpC, si osserva una perdita neuronale in varie aree del cervello, tra cui:

- Locus coeruleus
- Nucleo basale di Meynert

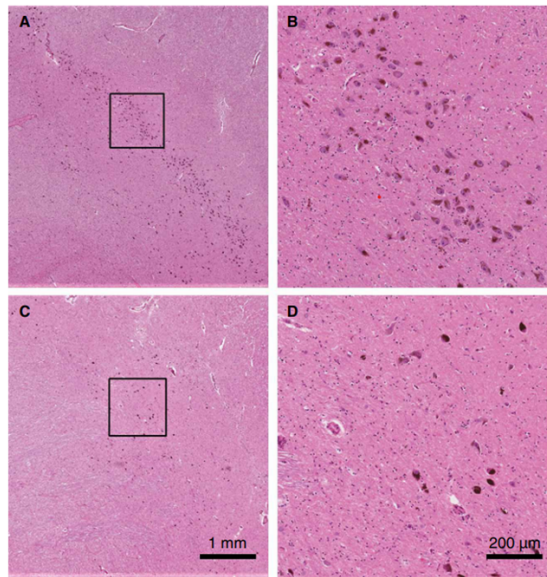


Figura 2.1: Sezione coronale a livello della substantia nigra pars compacta (Snpc) in un cervello di controllo (A e B) e in un cervello affetto da Parkinson (C e D), colorata con ematossilina ed eosina. In entrambe le sezioni, le **cellule marrone scuro** sono i **neuroni dopaminergici (DA)** contenenti neuromelanina. La **perdita di cellule dopaminergiche** è evidente nella Snpc del cervello con Parkinson. Le aree quadrate in A e C sono ingrandite rispettivamente in B e D, per mostrare una vista più ravvicinata dei neuroni dopaminergici fortemente pigmentati [12].

- Nucleo motore dorsale del nervo vago
- Nucleo peduncolo pontino
- Nuclei del rafe
- Ipotalamo e bulbo olfattivo

Sono colpiti molti sistemi di neurotrasmettitori non dopaminergici, tra cui

- Colinergico
- Adenosinergico
- Glutammatergico
- Noradrenergico
- Serotoninergico

- Istaminergico

La degenerazione di questi sistemi spiega molti sintomi non motori della MP (ad esempio depressione, disturbi del sonno, ansia, problemi digestivi) che non migliorano con le cure a base di dopamina. Tuttavia, i meccanismi patologici precisi alla base di questi sintomi rimangono ancora poco chiari.

2.5.1 Corpi di Lewy

Uno dei segni più caratteristici della MP, osservabile al microscopio, è la presenza di accumuli anomali all'interno del citoplasma dei neuroni, chiamati **corpi di Lewy (Lewy bodies, LB)** e nei prolungamenti neuronali (neuriti di Lewy) [12][16]. Questi accumuli sono ricchi della proteina α -sinucleina, che normalmente è presente in tutto il cervello ma che nella MP si comporta in modo anomalo, cambia forma, si attorciglia in filamenti e si aggrega. [Fig. 2.2A-C]. I corpi di Lewy sono degli ammassi intracellulari e appaiono con un nucleo granulare e fibrillare, circondato da un alone [Fig. 2.2B]. Le dimensioni di un LB possono variare da 5 a 30 micrometri di diametro e a volte ce ne sono più di uno all'interno dello stesso neurone. Esistono due tipi principali di LB:

- Quelli del corpo encefalico: più grandi e con un alone visibile [Fig. 2.2B]
- Quelli corticali: più piccoli, con bordi meno definiti e senza alone [Fig.2.2D]

In alcune parti del cervello, come la substantia nigra, si possono vedere alcune strutture simili ai LB, chiamate 'corpi pallidi', che si pensa siano una forma precoce degli stessi [12].

Il principale sistema di stadiazione della MP è stato introdotto da Braak e colleghi. Si basa su una valutazione semi-quantitativa della distribuzione dei corpi di Lewy osservata post mortem in una vasta serie di autopsie [17]. In questo modello, la patologia neuronale si manifesta precocemente nel nucleo motore dorsale del nervo vago, situato nel bulbo, e nel nucleo olfattivo anteriore [16][18], con successiva diffusione progressiva al LC, nel tronco encefalico, e ai neuroni dopaminergici della Snpc. Nelle fasi più avanzate la patologia si estende al proencefalo basale, all'amigdala e alle strutture del lobo temporale mediale, mentre le aree corticali delle convessità sono interessate negli stadi intermedi [16]. Tuttavia, non tutti questi casi seguono lo schema di Braak. Ad esempio, uno studio di Parkkinen ha analizzato 79 cervelli con accumulo di sinucleina nel mesencefalo e ha riscontrato che 13 (16%) di essi non presentavano coinvolgimento del nervo vago o del LC. La maggior parte di loro era clinicamente normale, alcuni avevano avuto un ictus e uno era affetto da demenza a corpi di Lewy (DLB) [17].

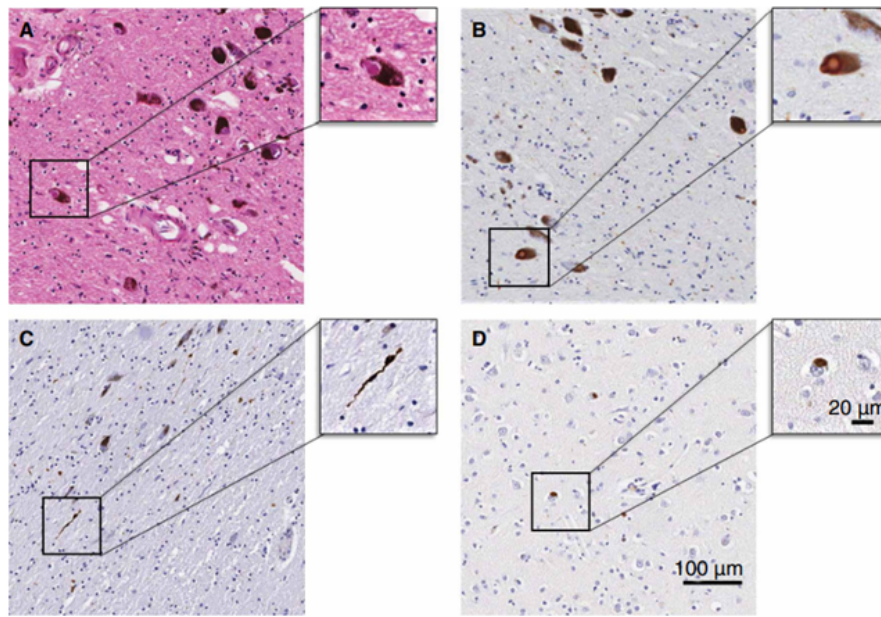


Figura 2.2: Esempi di patologia da corpi di Lewy nella *substantia nigra pars compacta* (Snpc) (A–C) e nella *corteccia prefrontale* (D), osservati in sezioni coronali di un cervello affetto da Parkinson. (A) Corpo di Lewy tipico del tronco encefalico all'interno di un neurone dopaminergico contenente neuromelanina, evidenziato con la colorazione istologica standard con ematossilina ed eosina. In questo tipo di preparazione, i *neuriti di Lewy* non sono visibili. (B) Corpo di Lewy tipico del tronco encefalico, con il caratteristico **alone**, visualizzato tramite immunohistochimica per α -sinucleina, un metodo molto più sensibile che può anche mostrare i **neuriti distrofici di Lewy**, come si vede in (C). (C) Neuriti di Lewy distrofici visualizzati con la stessa tecnica. (D) Corpo di Lewy **corticale, meno definito e senza alone** [12].

2.6 Valutazione motoria

Una corretta valutazione motoria è indispensabile per un'adeguata impostazione della terapia farmacologica, ma la clinimetria nella malattia di Parkinson è un compito particolarmente difficile. I sintomi tipici – bradicinesia, andatura a piccoli passi, rigidità delle braccia, rigidità muscolare e tremore, micrografia – sono difficili da valutare. Una difficoltà aggiuntiva è la variabilità dei sintomi causata dagli effetti collaterali dei farmaci, in particolare della levodopa [19]. La prima scala di valutazione della malattia è stata pubblicata nel 1967 da Margaret Hoehn e Melvin Yahr (**scala Hoehn e Yahr**). Essa distingue 5 stadi di progressione della malattia, dallo stadio I (danno unilaterale senza disturbi) allo stadio V (paziente costretto su sedia a rotelle o a letto).

Nel 1987, Fahn ed Elton, a capo di un gruppo di lavoro, elaborano la ***Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS)*** [19], nel tentativo di incorporare elementi di scale esistenti per fornire uno strumento completo, efficace e flessibile, per monitorare la disabilità e la compromissione correlate al Parkinson [20]. È costituita da 6 parti, di cui la III specifica per i disturbi motori [19][20], che valuta il linguaggio, l'espressione facciale, tremore a riposo, tremore intenzionale, rigidità, movimenti delle gambe, alzarsi dalla sedia, postura, stabilità posturale, inizio della marcia e bradicinesia con punteggio da 0 (nessun disturbo) a 4 (assenza di funzione o disturbi gravi) [19].

Nel 2008, Goetz et al., per conto della Movement Disorder Society (MDS), hanno pubblicato una versione modificata dell'UPDRS, chiamata **MDS-UPDRS** che comprende 65 voci rispetto alle 55 originali [19].

Nel 2004, Marinus et al. hanno descritto la ***Short Scale Evaluation Parkinson***, una breve scala progettata per valutare la funzione motoria. La scala (con punteggio da 0=normale a 3=grave) valuta 21 parametri suddivisi in 3 sottoscale: valutazione fisica, attività quotidiana e complicanze motorie.

Per valutare l'equilibrio e il controllo della postura viene comunemente usato il ***Timed Up and Go Test (TUG)*** di Podsiadlo e Richardson (1989). Questo test è uno strumento clinico rapido e facile da somministrare, comunemente impiegato per valutare la funzionalità degli arti inferiori, la mobilità e l'equilibrio. È stato riconosciuto come metodo attendibile e valido per misurare la mobilità nei pazienti con MP, ed è consigliato sia dalla *American Geriatric Society* che dalla *British Geriatric Society* come parte integrante di una valutazione completa del rischio di caduta. Il TUG richiede che l'individuo si alzi dalla sedia, preferibilmente senza l'uso delle braccia, cammini circa 3 metri, si giri, torni indietro alla sedia e si risieda [21] [Fig. 2.3].

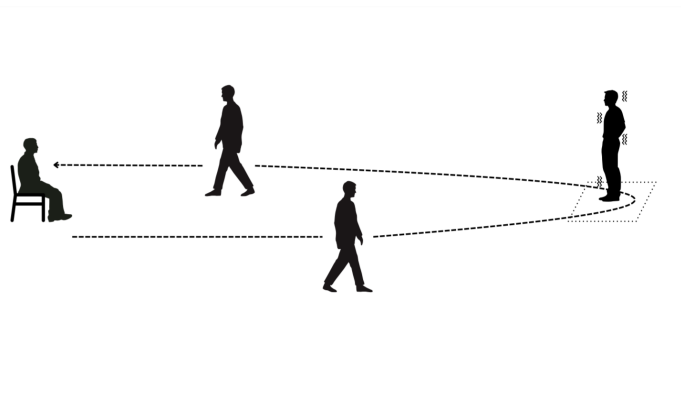


Figura 2.3: Tug Test

Per valutare l'equilibrio vengono usate altre scale, come la ***Berg Balance Scale***

(BBS) (1992); uno strumento di screening per determinare il rischio di caduta e la necessità di un intervento di riabilitazione. La scala Berg è composta da 14 item. Ogni item è valutato su una scala da 0 a 4, dove 0 indica incapacità di eseguire il compito e 4 indica completa indipendenza.

Il freezing della deambulazione è un disturbo comune nella malattia di Parkinson. Il **New Freezing of Gait (NFOG-Q)** è uno strumento ampiamente utilizzato per quantificare la severità del freezing della deambulazione [22].

La **Parkinson's Fatigue Scale(PFS-16)** (Brown et al., 2005) è una scala valutata dal paziente che misura la presenza di affaticamento e il suo impatto sulle funzioni quotidiane.

2.7 Trattamento

Le terapie mediche rappresentano la base del trattamento della malattia di Parkinson. Comprendono sia la farmacoterapia, sia approcci non farmacologici alternativi, come esercizio fisico, l'educazione, gruppi di supporto, logopedia e nutrizione [2]. Esercizio fisico e fisioterapia sono molto importanti per i disturbi dell'andatura e dell'equilibrio che non migliorano con i farmaci; i benefici si perdono però entro pochi mesi dalla sospensione [11].

I farmaci si concentrano sul deficit di dopamina o sullo squilibrio tra dopamina e altri neurotrasmettitori. Il trattamento farmacologico dovrebbe cominciare quando i sintomi interferiscono con gli obiettivi funzionali, lavorativi o sociali del paziente [2][11]. I farmaci più usati come terapia iniziale sono levodopa, agonisti dopaminergici non ergot (pramipexolo, ropinirolo) e gli inibitori della monoammino ossidasi di tipo B (MAO-B come selegilina, rasagilina) che rallentano la degradazione della dopamina. La terapia farmacologica che compensa il deficit di dopamina consente alla maggior parte dei pazienti di mantenere un buon livello di autonomia. Nelle fasi più avanzate si possono utilizzare vie di somministrazione alternative, quali iniezioni sottocutanee, cerotti transdermici, gel intradigiunale. È fondamentale che i farmaci siano assunti con puntualità per garantire sempre un livello ottimale di dopamina e un buon controllo dei sintomi [2]. Un aspetto critico del trattamento farmacologico riguarda gli effetti collaterali di tipo comportamentale, tra cui psicosi, allucinazioni, punding (comportamenti ripetitivi e compulsivi), disturbo del controllo degli impulsi. In questi casi, i farmaci come clozapina e quetiapina possono aiutare nonostante comportino a loro volta effetti collaterali rilevanti. Ridurre i dosaggi dopaminergici può aiutare ad attenuare gli effetti indesiderati, ma comporta inevitabilmente un peggioramento dei sintomi motori [2]. Le cure oggi disponibili per la malattia di Parkinson agiscono solo sui sintomi. Un obiettivo fondamentale della ricerca è lo sviluppo di farmaci che modificano la malattia, in grado di arrestarne o rallentarne il processo degenerativo [8][11].

Capitolo 3

Analisi del cammino

L'analisi del movimento riveste un ruolo fondamentale nello studio della malattia di Parkinson, perché consente di quantificare alterazioni del cammino e della postura, parametri fondamentali per la diagnosi, il monitoraggio dei sintomi, la gestione della terapia, la riabilitazione e la prevenzione del rischio di caduta. Il deterioramento dell'andatura è una condizione in evoluzione, durante la quale possono manifestarsi diversi modelli di alterazioni motorie. Tra questi rientrano: la riduzione dell'ampiezza del movimento degli arti superiori, minore fluidità nella deambulazione, asimmetria tra gli arti, diminuzione della velocità e della lunghezza del passo, presenza di passi trascinati, aumentato supporto a doppio arto, cadenza diminuita. Si osservano inoltre la deframmentazione delle svolte e difficoltà all'inizio del cammino, fenomeni di Fog e una progressiva riduzione dell'equilibrio e del controllo posturale. Queste caratteristiche sono specifiche e peggiorano con il progredire della malattia, quindi un'analisi oggettiva dell'andatura potrebbe potenzialmente aiutare la pratica attuale.

La ricerca sull'andatura si è concentrata principalmente sulla camminata rettilinea, ed è costituita per la maggior parte da indagini in laboratorio o cliniche [7][23]. L'andatura umana è una sequenza di movimenti involontari, ripetuti ciclicamente; per descrivere e analizzare in maniera oggettiva il ciclo del passo, si possono prendere in considerazione diversi parametri suddivisi generalmente in: **spazio-temporali, cinematici e cinetici**.

Tra questi, le caratteristiche **spazio-temporali** sono le più utilizzate per lo studio dell'andatura, sia nei soggetti sani, sia affetti da patologie. Questi parametri possono essere riferiti al ciclo del passo nel suo complesso, oppure al singolo ciclo di falcata. Un **ciclo del passo** inizia con il primo contatto di un piede con il suolo e termina quando lo stesso piede torna nuovamente a toccarlo. Ogni ciclo è diviso in fase di appoggio (*stance phase*) e fase di oscillazione (*swing phase*) [24][25]. Nella fase di appoggio il piede è in contatto con il terreno e sostiene il corpo; nella fase di oscillazione il piede è sollevato e avanza per prepararsi al passo successivo [Fig.

3.1]. Durante queste fasi, gli arti inferiori possono trovarsi entrambi a terra oppure alternarsi nel sostegno. Per questo si distinguono in fase di appoggio monopodalico (*single stance*) e fase di appoggio bipodalico (*double stance*) [24]

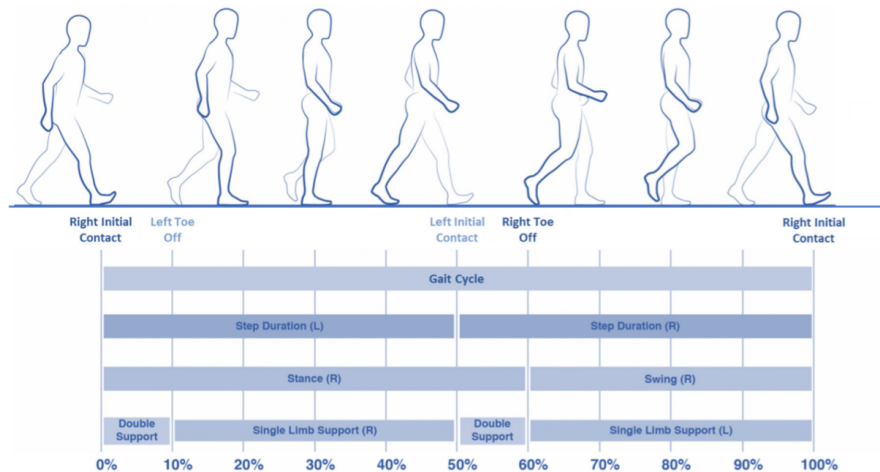


Figura 3.1: Ciclo del passo [24]

Il passo (*step*) e la falcata (*stride*) sono definiti come lunghezza/durata tra due eventi successivi dello stesso tipo rispettivamente sull'arto opposto e sullo stesso arto [Fig. 3.2] [24].

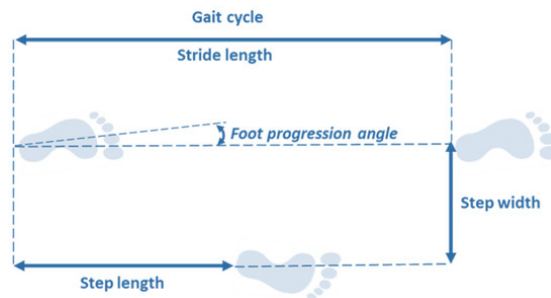


Figura 3.2: Analisi del passo di un singolo ciclo di andatura [24]

La **cinetica** del cammino è lo studio delle forze e dei momenti che determinano il movimento dei segmenti corporei durante il cammino. Comunemente queste forze sono rappresentate dalla forza di reazione al suolo (GRF) sulle articolazioni d'anca, ginocchio, caviglia calcolata sul piano sagittale. La GRF è descritta solo quando il piede è a contatto con il suolo (fase di appoggio) ed è dovuta all'effetto della gravità controbilanciata dal contatto con il suolo e dall'attivazione dei muscoli degli

arti [Fig. 3.3]. Il principale metodo di analisi della cinetica è basato su pedane di forza e dispositivi per tapis roulant strumentati [25][24].

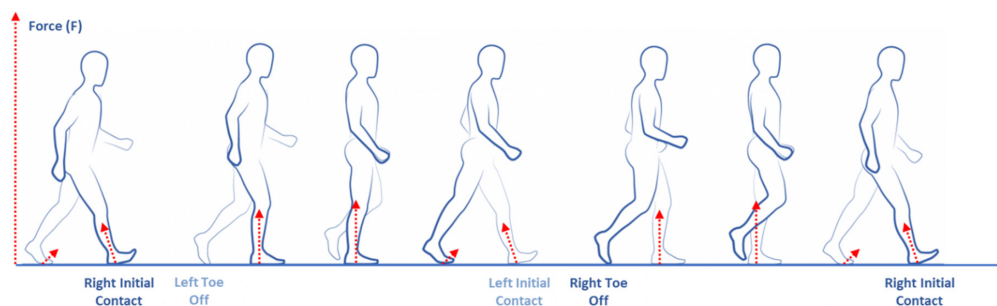


Figura 3.3: Caratteristiche della cinetica dell'andatura [24]

Le caratteristiche **cinematiche** descrivono i movimenti senza tenere conto dell'azione delle forze che li causano. Le caratteristiche cinetiche possono essere estrapolate sia dalle fasi di appoggio che di oscillazione. È possibile determinare l'analisi cinematica della posizione, velocità e accelerazione di una parte del corpo; la cinematica angolare quantifica in gradi il movimento delle articolazioni attorno agli assi in diverse fasi del cammino [Fig. 3.4][24]. Nella cinematica si utilizzano due tecniche principali. Una sviluppata su sistemi di telecamere, utilizzata in un gran numero di laboratori specializzati, l'altra tecnica, basata su sensori indossabili, sviluppata come metodo di analisi dell'andatura ambulatoriale negli ultimi decenni [25].

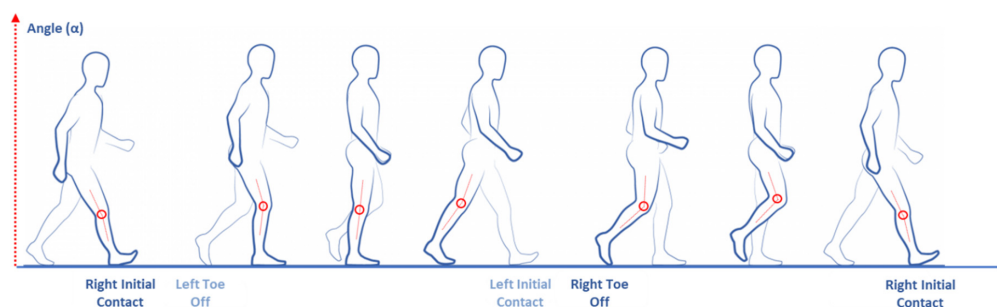


Figura 3.4: Caratteristiche cinematiche dell'andatura [24]

3.1 Tecnologie utilizzate per l'analisi del movimento

Oggi sono disponibili diverse tecnologie per l'estrazione di parametri cinematici spazio-temporali, suddivisi in sistemi basati su sensori non indossabili (***Non-Wearable Sensors***, NWS) e sistemi basati su sensori indossabili (***Wearable Sensors***, WS).

Le tecnologie NWS, generalmente forniscono dati sull'andatura più sensibili e accurati, ma richiedono ambienti di laboratorio dedicati e sono costose rispetto alle tecnologie WS. Le principali tecnologie NWS sono: sistemi di cattura optoelettronici, piattaforme di forza e tappetini per passerelle strumentate [7][25].

I **sistemi di cattura optoelettronici** si basano sulla stereofotogrammetria optoelettronica e misurano la cinematica in tre dimensioni. Includono sistemi basati su marker e sistemi senza marker [Fig. 3.5]. I sistemi basati su marker utilizzano marcatori riflettenti applicati su punti anatomici di riferimento e rappresentano la metodologia più accurata e riproducibile oggi disponibile, con valori di errore molto bassi. Tuttavia, il loro impiego è limitato dai costi elevati, dalla necessità di personale specializzato e di ampie aree apposite [7][25][23][26].

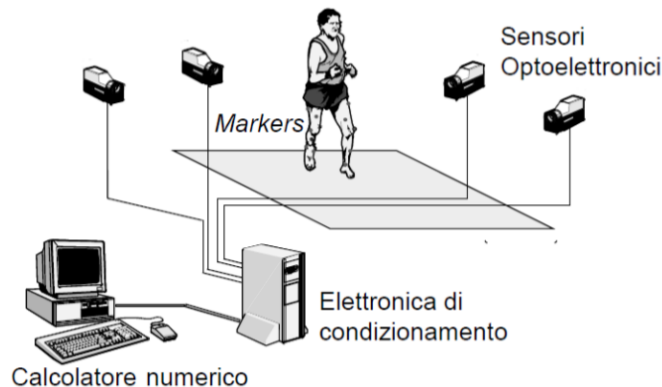


Figura 3.5: Sistema di cattura optoelettronico

In alternativa, si stanno diffondendo i sistemi markerless, che rappresentano una soluzione più economica, pur presentando minore accuratezza. Essi non prevedono marcatori montati sul corpo e hanno un tempo di preparazione ridotto. Tra questi, il sistema ***Time of flight***(ToF) emette una luce infrarossa che viene riflessa da tutti gli oggetti della scena. Un sensore (tra cui il noto sensore Kinect) viene utilizzato per catturare la luce riflessa e calcolare la distanza in base allo sfasamento tra luce emessa e riflessa [7].

Le **piattaforme di pressione e di forza** misurano la forza di reazione al terreno sotto i piedi e restituiscono una corrente o una tensione proporzionale alla pressione misurata. Tali sensori sono stati progettati per studiare la variabilità della lunghezza del passo nei pazienti con Parkinson con freezing della marcia [Fig. 3.6] [24].



Figura 3.6: Piattaforma di pressione

I **tappetini per passerelle strumentate** sono tappetini portatili lunghi pochi metri con sensori che identificano i contatti dei piedi. GAITRite [Fig. 3.7] è il tappetino più utilizzato ed è in grado di misurare i parametri spazio-temporali del cammino (inclusa velocità, lunghezza e durata del passo, base di supporto, stride, swing, single e double support, angolo delle dita dei piedi) con elevata sensibilità per rilevare i cambiamenti correlati alla malattia [7].

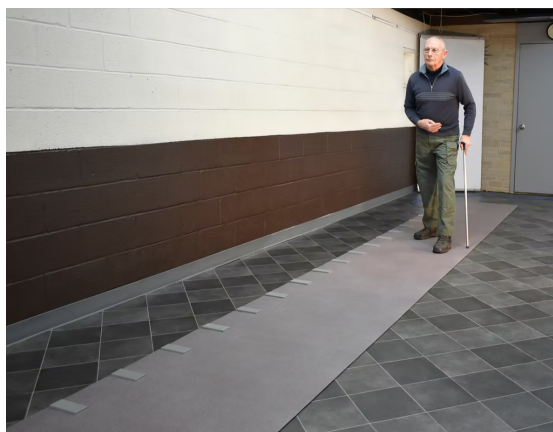


Figura 3.7: Passerella strumentata GAITRite

I sistemi WS utilizzano sensori posizionati su diverse parti del corpo, come piedi, ginocchia, cosce o vita. I sensori maggiormente utilizzati sono inerziali, goniometri

e sensori di pressione [24][26].

I **sensori inerziali** misurano l'accelerazione di un oggetto e possono essere utilizzati per misurare velocità, orientamento spaziale e forze gravitazionali. I sensori più promettenti per l'analisi dell'andatura in 3D consistono in una combinazione di accelerometro triassiale, giroscopio triassiale e magnetometro triassiale (IMU) [Fig. 3.8]. Similmente ai sensori di pressione, i sensori inerziali possono essere integrati nelle solette, rendendoli adatti all'analisi dell'andatura, oppure possono essere fissati su altre parti del corpo come il bacino o il polso. Inoltre, è in forte sviluppo la tecnologia per la raccolta e l'archiviazione dei dati con dispositivi intelligenti come telefoni ed orologi [7].

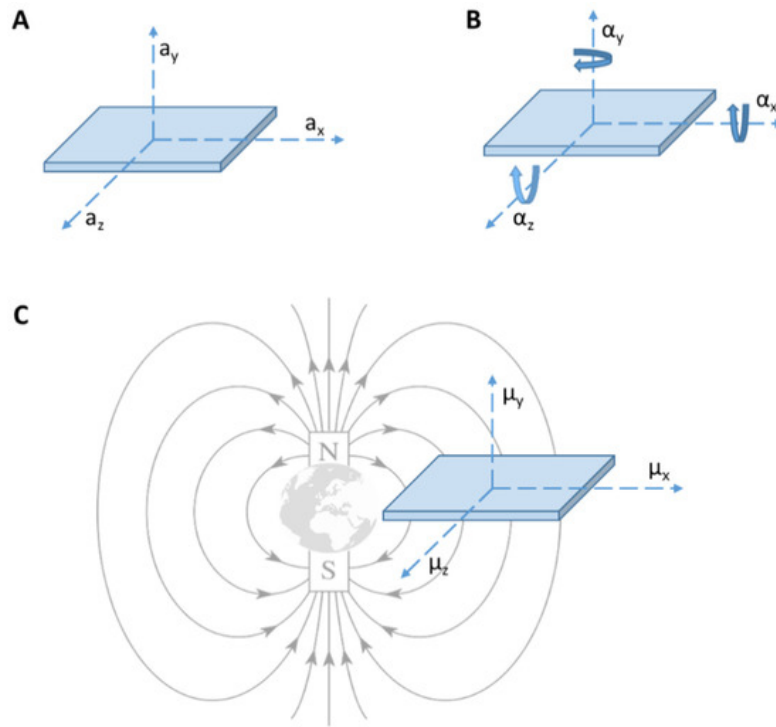


Figura 3.8: Lo stesso dispositivo di unità di misura inerziale (IMU) composto da accelerometri (A), un giroscopio (B) e un magnetometro (C). Legenda: (A) a_x , a_y e a_z = accelerazione lineare sui tre assi x, y e z; (B) α_x , α_y e α_z = accelerazione angolare sui tre assi x, y e z; (C) μ_x , μ_y e μ_z = momento magnetico sui tre assi x, y e z [23]

A differenza dei sensori inerziali, i **goniometri flessibili** [Fig. 3.9] misurano la variazione del segnale fisico prodotta dalla variazione angolare relativa tra due segmenti corporei. Questi sensori sono classificati in quattro tipologie: basati su estensimetri, meccanici, induttivi e a fibra ottica [24].

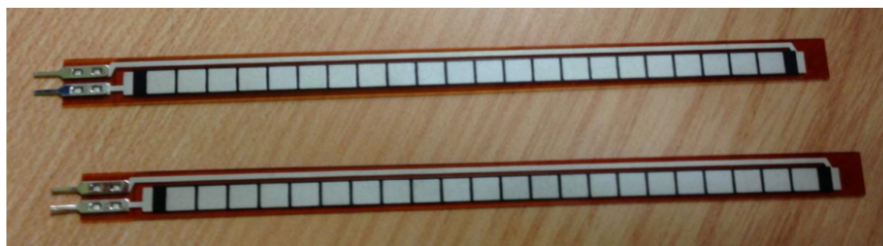


Figura 3.9: Goniometro flessibile

I **sensori di pressione** sono solette strumentate posizionate o integrate nella scarpa per misurare la pressione tra piedi e terreno . A differenza delle pedane di forza, misurano la forza indipendentemente dalle loro componenti in diverse direzioni. Questi sensori utilizzano la misura della pressione per ricavare variabili dell'andatura spazio-temporali. I sistemi attualmente disponibili utilizzano diversi tipi di sensori elettromeccanici, tra cui capacitivi, resistivi e piezoresistivi, che traducono la deformazione dovuta al carico in variazioni di tensione, conduttanza o resistenza. Questi sensori hanno un'elevata accuratezza e affidabilità, paragonabili ai sistemi di cattura optoelettronici [7].

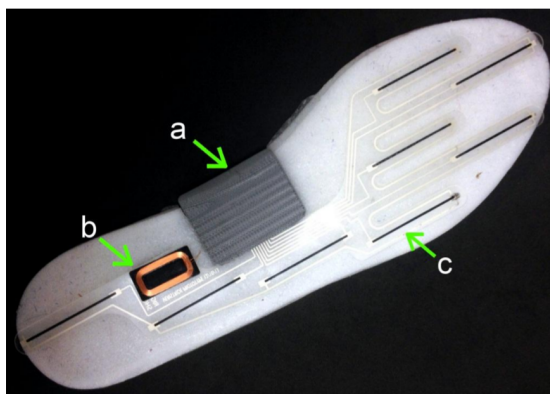


Figura 3.10: Soletta strumentata: (a) sensore inerziale, Bluetooth, microcontrollore e batteria; (b) coil per ricarica induttiva; (c) sensore di pressione

3.2 Nuove tecnologie

Nonostante i numerosi tentativi per valutare i parametri dell'andatura in modo oggettivo utilizzando sensori indossabili o tappetini sensorizzati, questi metodi presentano limiti di accessibilità dovuti alla necessità di risorse tecniche e personale specializzato. Il gold standard per l'analisi del cammino è la cattura del movimento

3D con i sistemi optoelettronici; tuttavia la motion capture presenta limiti di costi, necessità di personale specializzato e ampi spazi dedicati. Al contrario, la stima della posa umana senza marcatori supera tali limitazioni, offrendo un'alternativa più semplice ed economica [3]. Tali tecniche comportano l'utilizzo di algoritmi di visione artificiale e apprendimento automatico per identificare punti chiave sul corpo ed estrarre la posa umana da riprese video e tracciare il movimento delle articolazioni e degli arti in spazi 2D e 3D [27]. Il vantaggio dell'utilizzo dei video per la biomeccanica è che i dati possono essere registrati facilmente in qualsiasi ambiente con apparecchiature accessibili e senza alcuna preparazione particolare. Su questa fonte ci sono stati molti progressi, sebbene ci sia molto lavoro da fare, il software esistente è sufficientemente sviluppato per applicazioni pratiche. Il software più diffuso è *OpenPose*, che utilizza una rete neurale convoluzionale (CNN) per rilevare i punti chiave sul corpo e ricostruire lo scheletro (approccio bottom-up). OpenPose è stata convalidata per l'analisi dell'andatura biomeccanica, ma il suo limite maggiore è l'elevata richiesta computazionale [28]. Rispetto ad altre librerie open source HPE, MediaPipe è veloce nell'elaborazione e mostra una precisione relativamente elevata nei metodi di analisi basati sui video. Mediapipe utilizza, rispetto ad altri modelli, un approccio top-down, in cui i soggetti umani vengono prima rilevati da un rilevatore umano e poi viene eseguita la stima della posa di una singola persona. Questo approccio consente un rilevamento di punti chiave più accurato rispetto a un approccio bottom-up in cui vengono previsti tutti in una volta e successivamente assemblati in pose per gli individui. Sebbene l'approccio top-down richieda più tempo perché la posa di ogni individuo viene stimata in modo indipendente e il tempo di inferenza cresce con il numero di persone, MediaPipe è un modello pensato per la stima di persone singole e il rilevamento umano non viene eseguito ad ogni fotogramma, consentendo un'inferenza più rapida 3.11 [29].

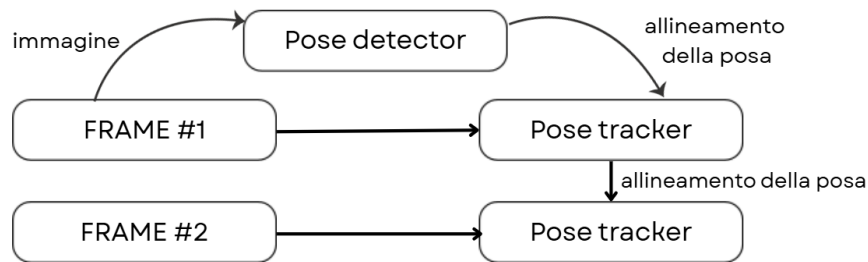


Figura 3.11: Approccio di rilevamento della posa di MediaPipe Pose

3.2.1 MediaPipe

MediaPipe Pose è una soluzione di machine learning (ML) che consente di rilevare i punti di riferimento dei corpi umani in un'immagine o un video. L'attività genera i punti di riferimento della posa del corpo nelle coordinate dell'immagine e nelle coordinate del mondo tridimensionale [30]. Il rilevamento dei punti di riferimento si basa su più modelli che lavorano insieme per prevedere la posizione dei punti del corpo umano. Il processo si articola in due fasi: prima un modello individua la presenza del corpo all'interno di un frame immagine e fornisce un quadro di delimitazione attorno ad essa (ROI), poi un secondo modello identifica i punti di riferimento del corpo rilevato all'interno di tale ROI. Il tracker continua a funzionare su ciascun fotogramma utilizzando la ROI del fotogramma precedente e richiama nuovamente il modello di rilevamento solo quando non riesce più a tracciare il soggetto [30][31]. Il modello funziona meglio se il soggetto si trova a una distanza di 2-4 metri dalla telecamera. Uno dei limiti è che questo approccio funziona solo per il rilevamento della posa di una persona singola [31]. Per il rilevamento questo modello utilizza una rete neurale convoluzionale simile a MobileNetV2, una variante di BlazePose che utilizza GHUM, una pipeline di modellazione 3D delle forme umane. In figura 3.12 sono riportati i 33 punti di riferimento rilevati da questo modello.

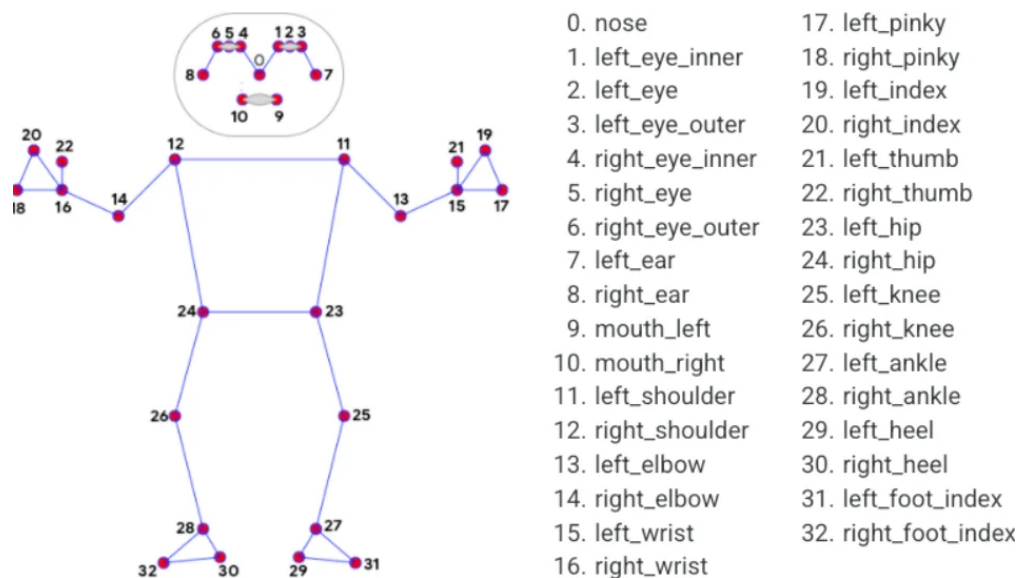


Figura 3.12: Punti di riferimento individuati da MediaPipe [32]

Inizializzazione del modello di rilevamento della posa

Per prima cosa bisogna inizializzare la classe *pose* usando la sintassi `mp.solutions.pose`, richiamando la funzione `mp.solutions.pose.Pose()` con gli argomenti:

- **Static_image_mode** : è un valore booleano impostato su `False`, attiva il rilevatore solo se necessario ovvero nel primo fotogramma o quando il tracker perde la traccia. Se impostato su `True` il rilevatore viene attivato su ogni frame
- **Min_detection_confidence**: rappresenta la minima confidenza di rilevamento con intervallo $[0.0 - 1.0]$ richiesta per una corretta previsione del modello di rilevamento. Il valore predefinito è `0.5`, ciò significa che se il rilevatore ha una confidenza di previsione maggiore o uguale al 50% la rilevazione sarà considerata positiva
- **Min_tracking_confidence**: è la confidenza minima di tracciamento, con intervallo $[0.0 - 1.0]$ richiesta per considerare validi i punti di riferimento tracciati dal modello. Se la confidenza è minore del livello impostato, il rilevatore viene nuovamente chiamato nel fotogramma successivo. Quindi aumentando il valore si migliora la robustezza, ma aumenta la latenza. Il valore predefinito è `0.5`
- **Model_complexity**: si riferisce alla complessità del modello di riferimento della posa. Poiché sono disponibili 3 diversi modelli tra cui scegliere, i valori possibili sono `0`, `1` o `2`. Più è alto il valore, più accurati sono i risultati, a scapito di una maggiore latenza. Il valore predefinito è `1`
- **Smooth_landmarks**: è un valore booleano che se impostato su `True`, filtra i punti di riferimento delle pose sui diversi fotogrammi per ridurre il rumore. Funziona solo se `static_image_mode` è impostato su `False`. Il suo valore predefinito è `True`

Eseguire il rilevamento della posa

L'immagine viene successivamente passata alla pipeline di apprendimento automatico per il rilevamento della posa, tramite la funzione `mp.solutions.pose.Pose().process()`: poiché la pipeline richiede l'immagine in formato colore **RGB**, è necessario convertirla da **BGR** a **RGB**, dato che OpenCV carica le immagini in **BGR**.

Il rilevamento restituisce l'insieme dei 33 punti di riferimento, e per ciascuno vengono fornite le seguenti informazioni:

- **x**: coordinata orizzontale normalizzata nell'intervallo $[0.0, 1.0]$ rispetto alla larghezza dell'immagine

- **y**: coordinata verticale normalizzata nell'intervallo $[0.0, 1.0]$ rispetto all'altezza dell'immagine
- **z**: coordinata di profondità, anch'essa normalizzata su una scala simile alla coordinata x. Rappresenta la profondità del punto di riferimento con il punto medio dei fianchi come origine, quindi minore è il valore di z, più vicino è il punto di riferimento alla telecamera
- **Visibility**: indice di visibilità compreso tra 0.0 e 1.0, che esprime la probabilità che il punto sia effettivamente visibile (non occluso)

Alla fine Mediapipe consente di ottenere in maniera automatica i 33 punti chiave a partire da video 2D, attraverso una pipeline di rilevamento e tracciamento in tempo reale. Questa tecnologia permette di disporre, per ciascun fotogramma, di coordinate normalizzate nell'immagine e nello spazio tridimensionale, rendendola una soluzione adatta all'analisi biomeccanica del movimento. Nel capitolo successivo vengono descritti i parametri scelti per l'inizializzazione del modello e l'organizzazione dei dati estratti.

Lavori correlati

Numerosi studi hanno già sfruttato MediaPipe per l'analisi del movimento umano, mostrando la sua efficacia sia in contesti non clinici, come l'analisi delle prestazioni atletiche, sia in ambito sanitario, per la valutazione di pazienti con disturbi neurologici o motori [28]. Tuttavia, la letteratura mostra risultati contrastanti: alcuni lavori evidenziano una buona affidabilità di MP, mentre altri mettono in luce importanti limitazioni.

Un primo filone di ricerca si è concentrato sul calcolo di parametri temporali. In questo ambito Hii et al.[29] hanno confrontato un metodo automatico basato su MP con un sistema di motion capture Vicon, evidenziando una buona ($ICC > 0.75$) o eccellente ($ICC > 0.90$) concordanza per quasi tutti i parametri temporali, ad eccezione del tempo di doppio supporto e del tempo di oscillazione della gamba, che risultano meno accurati. Inoltre, i parametri temporali presentano un basso errore medio assoluto.

Anche Ali et al. [27] hanno seguito questa strada applicando MP alla valutazione quantitativa dei disturbi del cammino nella distrofia muscolare di Duchenne (DMD). Il modello proposto è basato su metodi HPE in combinazione con tecniche DNN per l'estrazione e l'analisi di variabili spazio-temporali e angoli articolari sagittali degli arti inferiori. Tecniche di apprendimento automatico e profondo vengono poi impiegate per individuare pattern in grado di identificare i bambini con disturbi dell'andatura DMD. I risultati sperimentali convalidano l'efficacia del metodo, raggiungendo un'accuratezza predittiva del 96.2% per la Support Vector Machine (SVM) e del 97% per la rete profonda.

Un secondo filone riguarda invece esclusivamente l'analisi degli angoli articolari. Menychtas et al. [28] hanno evidenziato gravi difficoltà di MP nella stima degli angoli di caviglia e anca, confrontandoli con quelli ottenuti tramite un sistema di motion capture basato su marker Vicon (VC). Inoltre MP sembra avere difficoltà a separare lato destro e sinistro, arrivando alla conclusione che, nella sua forma attuale, MP non possa essere considerato adatto per l'analisi del cammino.

Considerazioni simili emergono anche dal lavoro di Aharony et al. [33], che hanno presentato una metodologia per l'analisi comparativa di telecamere e strumenti HPE. MediaPipe ha prodotto i risultati peggiori per le caratteristiche degli arti superiori e inferiori, probabilmente a causa della mancanza di percezione della profondità.

Non mancano però lavori che mostrano aspetti positivi anche nell'ambito articolare.

Khalil et al. [34] hanno implementato la stima della posa umana per l'analisi dell'andatura al fine di sviluppare un modello di apprendimento profondo che faciliti la diagnosi di malattie degenerative, in particolare l'atassia cerebrale. Viene proposta una rete neurale a memoria a lungo termine (LSTM) basata su MediaPipe Pose per l'analisi dell'andatura umana basata su video. Il modello LSTM selezionato raggiunge un'accuratezza di test del 99.8%, con metriche di precisione molto elevate per le classi di andatura atassica e normale. Questi risultati suggeriscono che il modello può essere applicato in ambiti riabilitativi a distanza e per il monitoraggio dei pazienti.

Ceriola et al. [35] hanno condotto un'analisi comparativa di diversi sistemi di misurazione del movimento, tra cui MP. L'analisi condotta sugli angoli nel piano sagittale ha mostrato che l'algoritmo basato su MP è sconsigliato per la valutazione cinematica della caviglia, ma per le articolazioni di anca e ginocchio ha mostrato delle forme d'onda molto simili al riferimento OS ($p < 0,01$).

Anche Latreche et al. [32] hanno confermato l'affidabilità di MP in un contesto diverso, quello della teleriabilitazione. Lo studio si è concentrato sulla stima dell'ampiezza del movimento della spalla. I valori sono stati confrontati con quelli ottenuti con un goniometro e un righello angolare e lo studio ha dimostrato che non ci sono differenze significative nella stima dei ROM utilizzando i tre metodi.

Infine alcuni studi hanno posto l'attenzione sull'importanza del posizionamento delle telecamere. Yang et al. [36] hanno mostrato come l'accuratezza di MP nella stima degli angoli articolari dipenda fortemente dall'inclinazione della camera rispetto al movimento. L'affidabilità degli angoli articolari degli arti inferiori ottenuti dal sistema HPE è stata valutata utilizzando l'errore medio assoluto (MAE) calcolato sottraendo i valori ottenuti dal sistema HPE da quelli ottenuti dal sistema di motion capture basato su marcatori e il coefficiente di Pearson. La maggior parte dei partecipanti ha mostrato un MAE inferiore a 5° per gli angoli di articolazione di anca, ginocchio e caviglia, e coefficienti di correlazione

elevati. È emerso che gli angoli articolari dell'anca e del ginocchio sono stati calcolati accuratamente con un'inclinazione di 45° rispetto alla perpendicolare al movimento; invece, l'angolo articolare della caviglia è stato calcolato accuratamente con un'inclinazione di 30° .

Kim et al. [3] hanno confrontato MP con sistemi di motion capture 3D in pazienti con Parkinson. I risultati confermano il potenziale di MP come strumento accessibile e a basso costo per l'analisi del cammino, con buona accuratezza nei parametri spazio-temporali e negli angoli di anca e ginocchio. Tuttavia, la stima della caviglia si è rivelata meno affidabile, e la precisione è risultata dipendente dalle prospettive: le riprese laterali hanno fornito dati più robusti rispetto a quelle frontali.

In conclusione, sebbene MediaPipe si dimostri promettente per l'analisi dei parametri spazio-temporali e per la stima degli angoli articolari, i risultati restano eterogenei e fortemente influenzati dal setting sperimentale e dal posizionamento delle telecamere. Alla luce di queste considerazioni, la presente tesi si propone di approfondire tali aspetti attraverso un'analisi che includa parametri temporali, spaziali e articolari, e verrà effettuato un confronto tra due diverse configurazioni di ripresa video (frontale e laterale).

Capitolo 4

Materiali e metodi

4.1 Acquisizione dei dati

A ciascun paziente è stato somministrato il Timed Up and Go Test (TUG). Le acquisizioni sono state effettuate mediante telecamere Kinect. La telecamera *master* è stata posizionata frontalmente a una distanza di circa 4 metri dal soggetto, la *slave* è stata posizionata lateralmente, inclinata di circa 25° rispetto alla Master [Fig. 4.1].

Prima dell'esecuzione del test, ai pazienti è stato richiesto di sollevare un braccio; questo evento è stato utilizzato come riferimento per sincronizzare temporalmente le due viste.

4.2 Estrazione dei punti scheletrici

Le registrazioni video in formato *mkv* sono state elaborate in ambiente Python, mediante la libreria MediaPipe (Google, versione 0.10.11) che ha permesso di estrarre le coordinate tridimensionali di 33 punti articolari per ciascun fotogramma.

Per ogni video analizzato, la classe *pose* di MediaPipe è stata inizializzata regolando i parametri in base alle caratteristiche delle acquisizioni:

- *model_complexity* : è stato impostato a 2 per rendere i tracciamenti più stabili e meno soggetti a variazioni improvvise
- *min_detection_confidence*: è stato regolato in base alle caratteristiche dei video analizzati. È stato ridotto a 0.4 nei casi in cui il corpo veniva rilevato con difficoltà, è stato aumentato a 0.6 quando le acquisizioni erano ottimali, oppure lasciato al valore predefinito 0.5

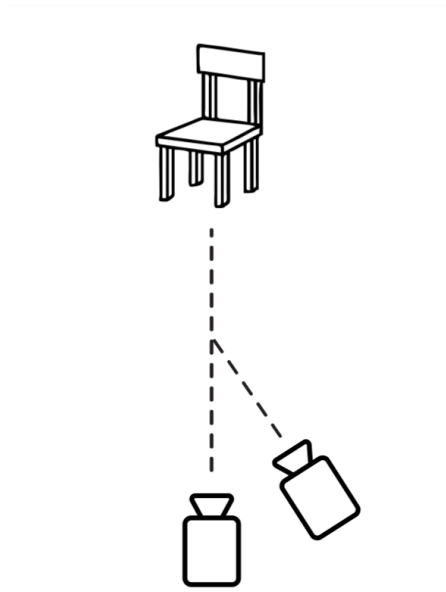


Figura 4.1: Setup per la registrazione dei video

- *min_tracking_confidence* : è stato impostato a 0.6 per richiamare più frequentemente il rilevatore e garantire una maggiore continuità della stima dei punti di riferimento

Una volta eseguito il rilevamento della posa, sono stati ottenuti due elenchi di 33 punti articolari per ciascun frame:

- *joints position image*: le coordinate x e y sono in pixel, mentre la coordinata z è normalizzata tra [0.0, 1.0] relativamente alla larghezza dell'immagine
- *joints positions world*: tutte le coordinate 3D sono in metri, con l'origine al centro tra i fianchi del soggetto

Una volta estratti, i dati sono stati salvati in un file *JSON*. Sono stati ottenuti in totale 62 file, due per ciascun soggetto, relativi alle due viste *master* e *slave*. Ciascun file è articolato in due livelli principali:

- **Dati generali**: all'inizio compaiono campi che descrivono il contesto, tra cui la versione di MediaPipe utilizzata, la sorgente da cui sono stati estratti i dati e l'elenco dei 33 punti articolari stimati da MediaPipe Pose. Questo funge da riferimento per la lettura dei dati numerici dei singoli frame
- **Dati per ciascun frame**: il campo '*frame*' è una lista dove ogni elemento corrisponde al singolo frame elaborato. Ciascun frame è descritto da

- *timestamp_usec*: timestamp in microsecondi
- *frame_id*: identificatore progressivo del frame (0,1,2,3...)
- *num_bodies*: numero di corpi rilevati nel frame
- *bodies*: array che contiene le informazioni relative a ciascun corpo (in questo se ne ha solo uno). All'interno di *bodies* troviamo '*joints_position_image*' e '*joints_position_world*'



Figura 4.2: Esempio di ricostruzione dello scheletro con MediaPipe (vista *slave*)

4.3 Estrazione dei parametri

Nella fase successiva, i dati sono stati analizzati attraverso un algoritmo sviluppato in linguaggio di programmazione Matlab (Matlab R2020a).

4.3.1 Preprocessing

La funzione *TUG_MP* importa le strutture contenenti la sequenza di frame (formato.mat) dai due punti di vista differenti, ed esegue una serie di operazioni volte ad ottenere segnali puliti e sincronizzati. Le principali fasi del preprocessing sono:

- Gestione dei frame vuoti: Nei casi in cui il sistema non rileva alcun corpo, il frame viene sostituito con l'ultimo valido disponibile, per garantire continuità nella sequenza

- Caricamento e conversione in mm: Per ciascun frame, si estraggono le coordinate tridimensionali, che vengono convertite da metri a millimetri. In particolare l'asse medio-laterale (x) e l'asse antero-posteriore (z) sono stati mantenuti con la stessa convenzione del sistema di acquisizione mentre l'asse verticale (y) è stato invertito di segno per adattarne l'orientamento al sistema di riferimento biomeccanico convenzionale
- Smoothing: Per ciascun punto di riferimento le coordinate 3D vengono sottoposte a smoothing mediante spline cubica (B-spline) per ridurre il rumore e le oscillazioni non fisiologiche
- Riordino e costruzione delle variabili anatomiche: i dati vengono riordinati in modo da associare le coordinate ai corrispondenti punti anatomici; successivamente vengono calcolati punti di interesse clinico come il punto medio delle spalle, della testa, delle anche, utili per descrivere traiettorie complessive del corpo
- Ricampionamento: Poichè i dati non sono equispaziati nel tempo, essi vengono interpolati e ricampionati a 50 Hz, per uniformare le sequenze
- Filtraggio: A ciascun segnale viene applicato un filtro passa-basso di Butterworth (ordine 3, frequenza di taglio 10 Hz) in modo da eliminare il rumore ad altra frequenza
- CM e misure angolari: Viene stimata la posizione del centro di massa (CM) come punto medio tra il centro delle spalle e quello del bacino. Gli angoli articolari sono stati calcolati a partire dai vettori che collegano i punti anatomici relativi. Per ciascuna articolazione, sono stati costruiti due segmenti (ad esempio anca-ginocchio e ginocchio-caviglia per l'articolazione del ginocchio). L'angolo formato da questi due segmenti è stato determinato utilizzando il prodotto scalare e il prodotto vettoriale. In particolare, dato un segmento v_1 e un segmento v_2 , si è calcolata l'ampiezza

$$\theta = \arctan2(\|v_1 \times v_2\|, v_1 \cdot v_2)$$

dove $v_1 \times v_2$ è il prodotto vettoriale, che restituisce l'informazione sul coseno dell'angolo; $\|v_1 \cdot v_2\|$ è la norma del prodotto scalare, proporzionale al seno dell'angolo; la funzione **arctan2** consente di ricostruire in modo univoco l'angolo tra i due segmenti. Il valore ottenuto è in radianti. Il codice lo converte in gradi moltiplicandolo per $180/\pi$ e sottraendo da 180° il valore ottenuto, seleziona l'angolo interno 'biomeccanicamente utile'

- Memorizzazione: i dati sono salvati nella struttura 'data' così organizzata `data.(view_type).(point_of_interest)`

- Uniformazione delle strutture: viene verificato che le due strutture *data.master* e *data.slave* abbiano la stessa lunghezza. Se una delle due viste contiene più campioni, viene tagliata alla lunghezza della vista più corta
- Calcolo del ritardo e allineamento: le due telecamere Kinect, pur essendo sincronizzate dal sistema di acquisizione, possono presentare lievi sfasamenti temporali, dovuti a latenze di elaborazione e trasferimento del segnale di avvio. Come riferimento per la sincronizzazione è stato utilizzato il gesto di sollevamento del braccio eseguito dai pazienti. In particolare è stata analizzata la coordinata y di entrambi i gomiti ed è stata selezionata quella con escursione maggiore. Il ritardo temporale è stato stimato mediante una funzione di correlazione, che ha permesso di calcolare lo sfasamento in campioni e convertirlo in secondi. In uscita si è ottenuta una nuova struttura (*data_aligned*). In media il ritardo stimato risulta di pochi campioni (0.01-0.2 s) [Fig.4.3]

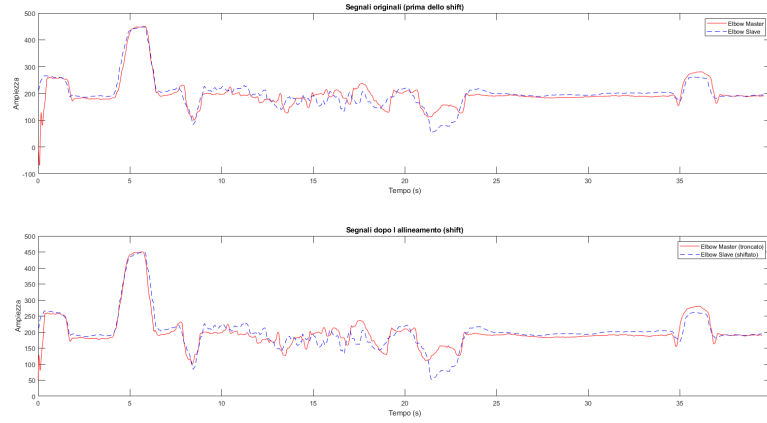


Figura 4.3: Esempio di allineamento dei segnali

- Calcolo dell'angolo di rotazione e sovrapposizione delle viste: al fine di ottenere l'angolo di rotazione tra le due viste, è stato scelto di utilizzare l'intervallo in cui il soggetto è seduto; in questa fase il movimento è minimo e la geometria del tronco risulta essere più stabile. Prima, sfruttando l'angolo del ginocchio, sono stati individuati gli intervalli in posizione seduta in cui l'angolo risulta minore di 100° . Successivamente l'angolo di rotazione è stato calcolato con la funzione *calcola_angolo_medio_seduto*. Tale funzione estrae le posizioni delle spalle, calcola il vettore che unisce le spalle proiettato sul piano XZ, confronta i valori ottenuti dalla vista master e dalla vista slave e infine stima l'angolo con il prodotto scalare che viene mediato su tutti i frame.

Sono state implementate anche altre tecniche di stima dell'angolo, tra cui la minimizzazione della distanza media tra i segmenti che uniscono le spalle, la funzione di procrustes, ma la prima si è rivelata la più affidabile tra tutte. L'angolo stimato viene usato per costruire la matrice di rotazione R_y , con la quale le coordinate della vista *slave* vengono trasformate; in questo modo è possibile riportare le due vite in un unico sistema di riferimento. La matrice di rotazione è definita come:

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix}$$

In figura 4.4 si osserva che, dopo l'applicazione della rotazione, le coordinate x e z delle due viste risultano maggiormente allineate e tendono a coincidere, a differenza di quanto accadeva prima della trasformazione; la coordinata y resta invariata poichè non subisce alcuna rotazione.

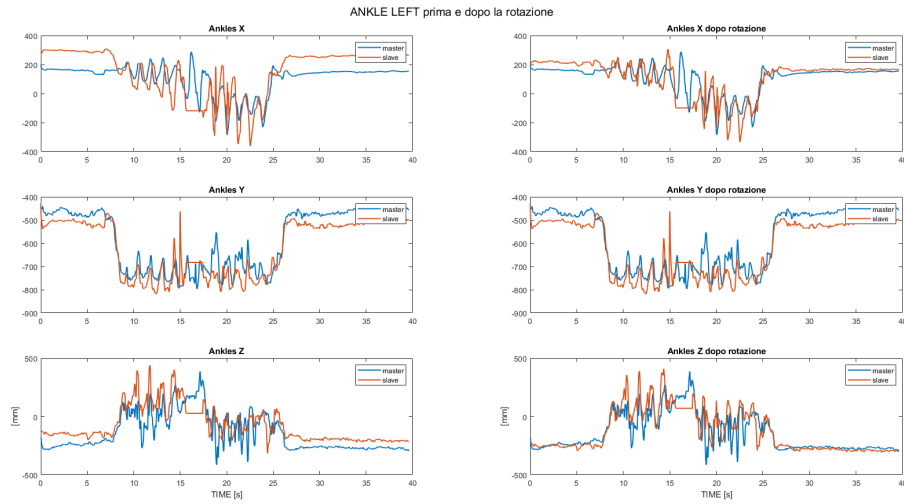


Figura 4.4: Esempio di coordinate del punto ANKLE_LEFT prima e dopo la rotazione

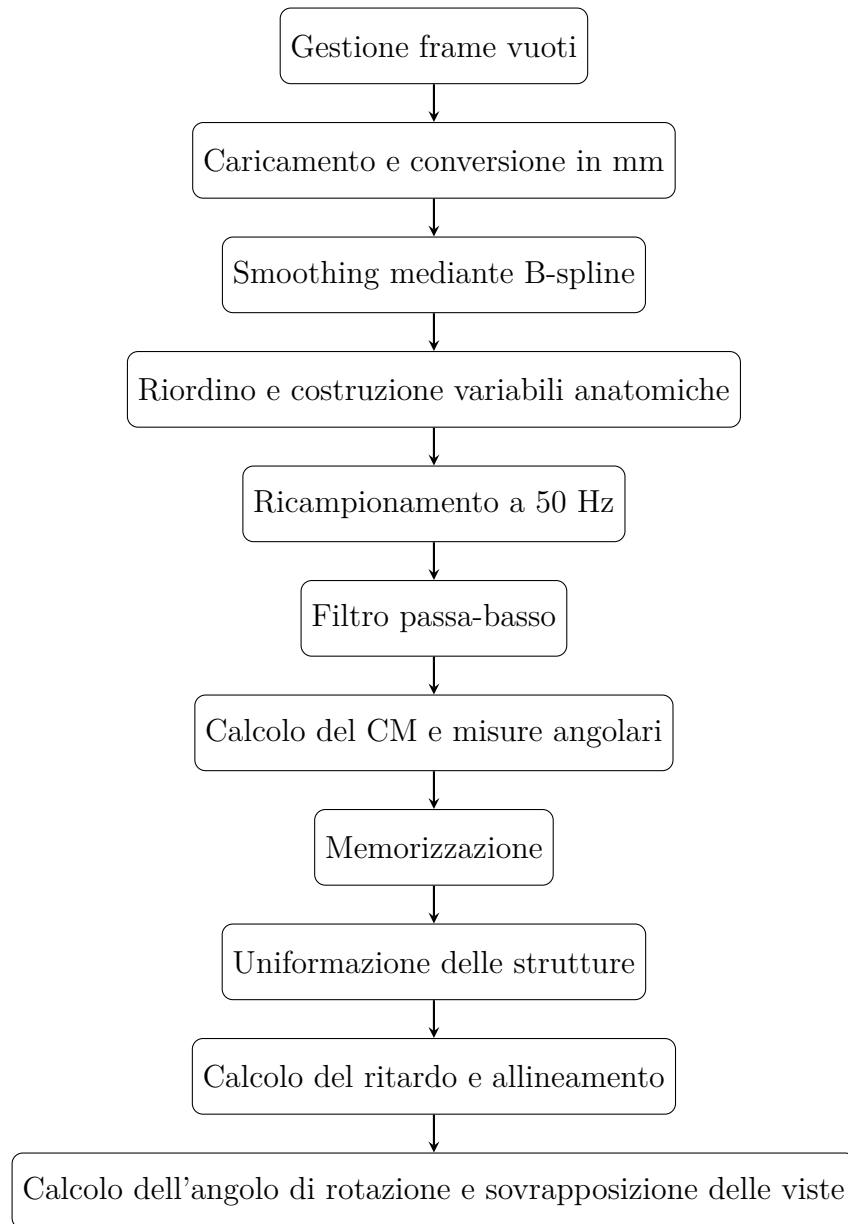


Figura 4.5: Pipeline di preprocessing dei dati

4.3.2 Calcolo dei parametri

Segmentazione del TUG

Dopo l'allineamento dei dati provenienti dalle due telecamere, il test TUG è stato **segmentato nelle fasi principali** (*posizione seduta, alzarsi, camminata in avanti, girarsi, camminata all'indietro, sedersi*).

Al fine di individuare i due momenti di transizione (*alzarsi e sedersi*), sono stati utilizzati i segnali di distanza verticale naso-piedi o l'angolo del ginocchio sinistro. Entrambi i segnali sono stati preliminarmente smussati mediante media mobile (finestra=40 campioni, in alcuni casi la finestra è stata aumentata) per ridurne il rumore. Per ciascun paziente è stato selezionato il segnale che risultava più chiaro e informativo. Successivamente è stata calcolata la derivata temporale del segnale utilizzato per identificare la fase di *alzarsi*, in corrispondenza del picco positivo, e la fase *sedersi*, in corrispondenza del picco negativo, solo dopo averla nuovamente smussata (finestra=40). In entrambi i casi l'inizio e la fine della transizione sono state individuate tramite l'attraversamento di una soglia relativa al picco corrispondente (altezza del picco /3) [Fig. 4.6].

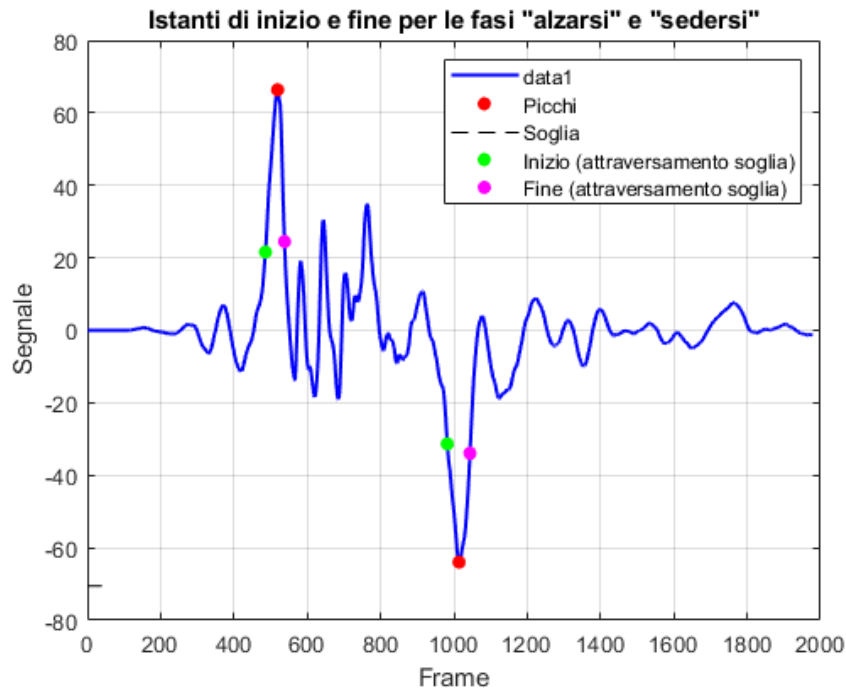


Figura 4.6: Individuazione delle fasi *alzarsi* e *sedersi* tramite attraversamento soglia del segnale

Per individuare la fase *girarsi* è stato invece sfruttata la coordinata orizzontale della spalla sinistra, che varia significativamente durante la rotazione, passando da valori positivi a negativi (poiché il riferimento è il centro del bacino), in alternativa per alcuni pazienti è stata sfruttata la differenza tra la coordinata orizzontale (x) della spalla sinistra e quella della spalla destra. Anche in questo caso è stata calcolata la derivata del segnale smussato mediante media mobile (finestra=40), smussata anch'essa (finestra=40) ed analizzata per individuare il picco negativo

principale, dal quale si sono stimati gli istanti di inizio e fine della rotazione mediante soglia opportuna (altezza del picco / 4) [Fig. 4.7].

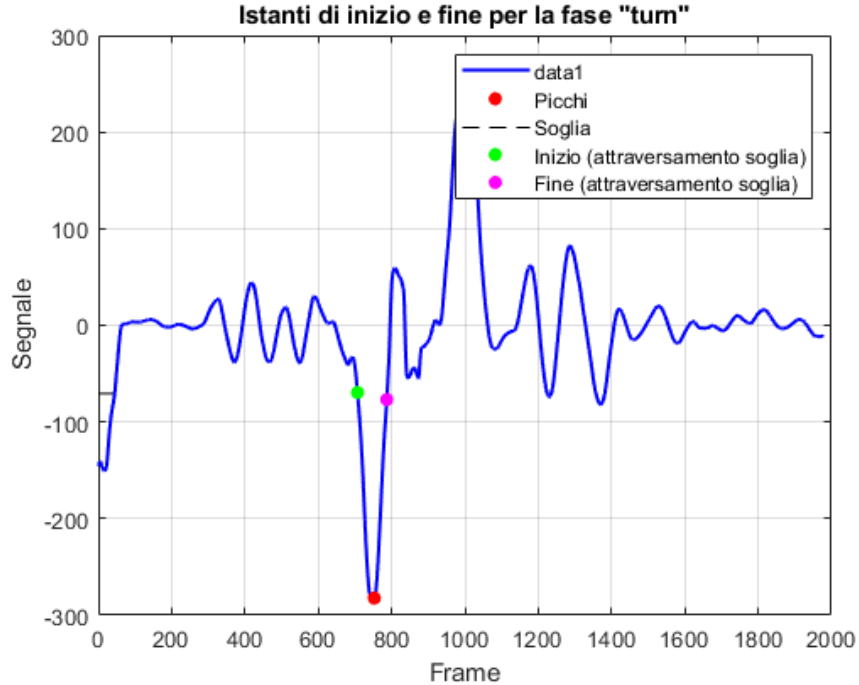


Figura 4.7: Individuazione della fase *girarsi* tramite attraversamento soglia del segnale

La fase ***camminata in avanti*** è stata individuata come l'intervallo compreso tra l'istante finale della fase *alzarsi* e l'istante iniziale della fase *girarsi*, la fase ***camminata all'indietro*** è stata individuata come l'intervallo compreso tra l'istante finale della fase *girarsi* e l'istante iniziale della fase *sedersi*; la fase ***seduto*** è stata identificata tramite il valore dell'angolo del ginocchio, utilizzando la soglia di 100 gradi per distinguere la posizione eretta da quella seduta. Per i primissimi frame è stata forzata l'assegnazione alla fase '*seduto*' in modo da evitare falsi riconoscimenti dovuti all'instabilità iniziale dello scheletro ricostruito.

Al termine della procedura di segmentazione è stato costruito un vettore di etichette '*phase*' in cui a ciascun frame della registrazione è stata associata la fase corrispondente del TUG. Questo vettore è stato utilizzato come riferimento per la successiva suddivisione dei dati nelle diverse fasi motorie.

Nella figura 4.8 è raffigurato un esempio della segmentazione completa di un TUG, in cui sono evidenziate in colori differenti le varie fasi.

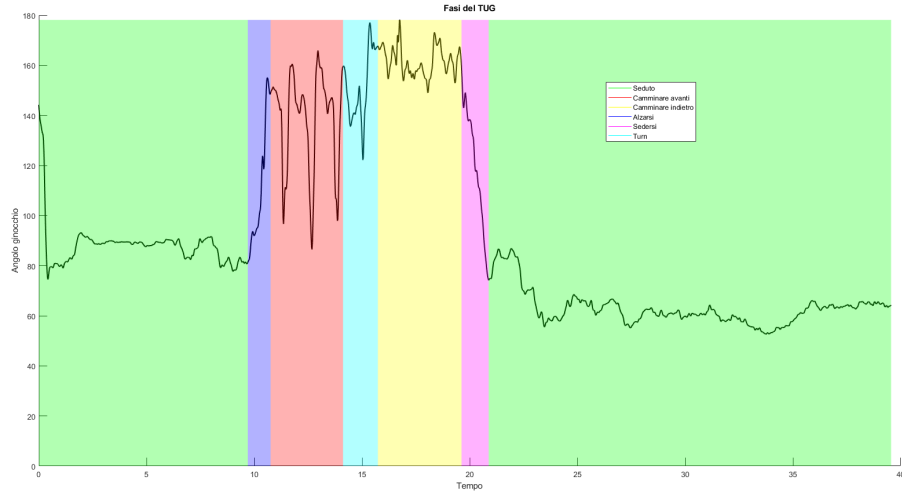


Figura 4.8: Segmentazione delle fasi del TUG utilizzando l'angolo del ginocchio

Lunghezza dei segmenti corporei

Una volta ottenuta la segmentazione delle varie fasi del TUG, è stato implementato il calcolo della lunghezza dei segmenti corporei separatamente per le due viste e per ciascuna fase. A tal fine, il codice definisce una lista di coppie di giunti (ad esempio caviglia-ginocchio, ginocchio-anca, spalla-spalla, ecc.) e ne calcola la distanza euclidea frame per frame. Al termine si ottengono le strutture *lengths_master* e *lengths_slave* utilizzate per generare i grafici in Fig. 4.9 che mostrano l'andamento delle lunghezze nel tempo e confrontano le oscillazioni nelle due viste.

Successivamente, per ogni fase, sono state calcolate media e deviazione standard delle lunghezze dei segmenti, al fine di ottenere una rappresentazione sintetica e confrontabile delle differenze tra le due telecamere e tra le varie fasi [Fig. 4.10].

Parametri estratti

Per ciascun soggetto è stata calcolata la **durata di ogni singola fase**. A partire dal vettore '*phase*', sono stati individuati gli indici corrispondenti di inizio e fine di ciascuna fase, e conoscendo l'intervallo tra due frame (*dt*), è stata ricavata la durata in secondi come

$$t_{fase} = N_{frame} \cdot dt$$

Al fine di calcolare la lunghezza e la durata del passo, per ciascun dataset (*master e slave*) è stata analizzata la coordinata antero-posteriore (*z*) delle caviglie. È stata scelta la caviglia e non il piede perché più visibile nel corso di tutto lo

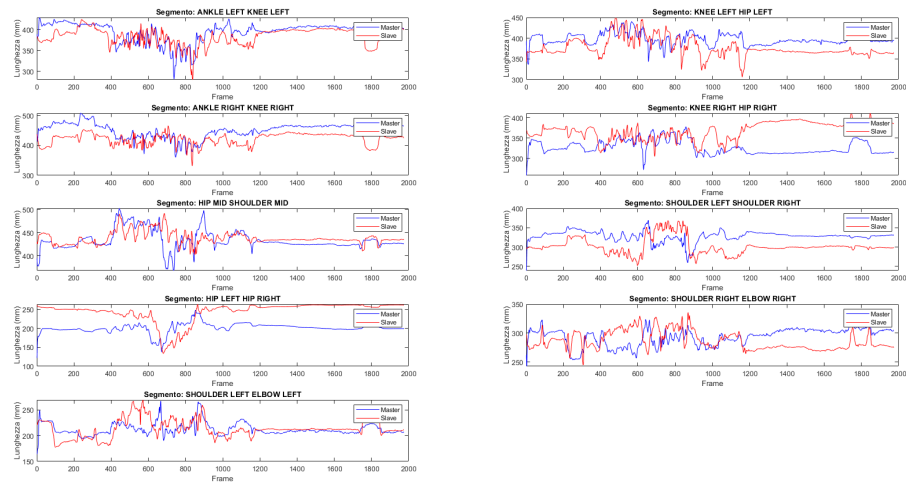


Figura 4.9: Esempio di variazione delle lunghezze dei segmenti corporei nel tempo

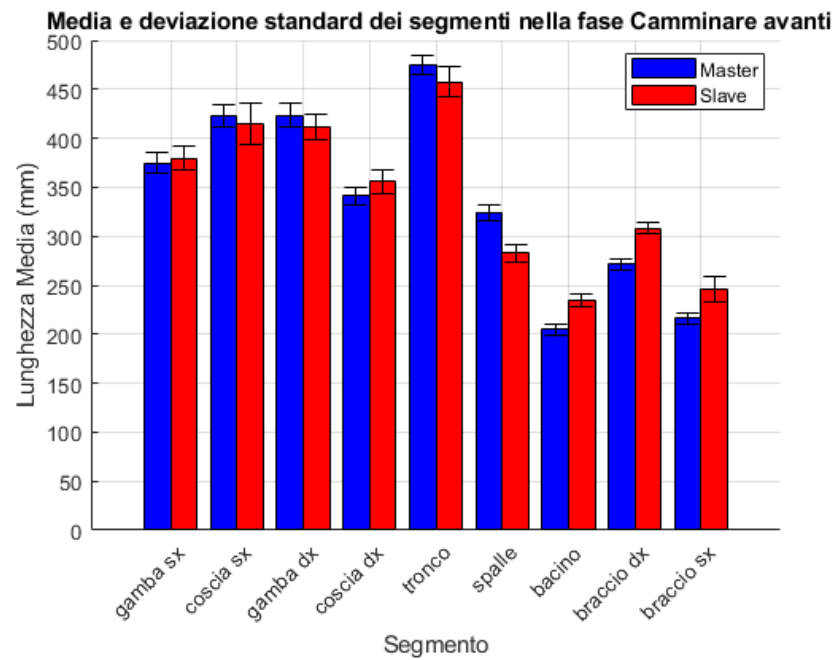


Figura 4.10: Esempio di rappresentazione di media e deviazione standard delle lunghezze dei segmenti corporei per una singola fase

svolgimento del test. Per prima cosa il segnale è stato smussato tramite media mobile (finestra=40) per ridurre il rumore. Successivamente per le fasi *camminata*

in avanti e *camminata all'indietro*, è stato applicato un detrend per eliminare eventuali derive lineari e migliorare l'individuazione dei picchi.

Per ciascuna fase sono stati quindi identificati massimi e minimi che ricadono nell'intervallo temporale corrispondente. Nel segnale i picchi positivi (massimi) indicano gli istanti in cui il piede è davanti al corpo (appoggio anteriore), mentre i picchi negativi (minimi) indicano l'istante in cui il piede è dietro al corpo (appoggio posteriore). Questi eventi vengono passati alla funzione *compute_steps* che per ciascun massimo di un arto (piede anteriore), cerca il minimo più vicino dell'arto opposto (piede posteriore). Se è presente un minimo più vicino dello stesso arto, il passo viene escluso. In questo modo si è cercato di ottenere una corrispondenza tra i movimenti delle gambe, il più affidabile possibile. La **lunghezza del passo** è stata calcolata come differenza tra le coordinate antero-posteriori delle due caviglie nei due eventi abbinati, mentre la **durata del passo** è stata calcolata come intervallo temporale tra due massimi consecutivi della gamba opposta. L'output della funzione include i vettori di lunghezze, durate e il lato di riferimento. In seguito sono stati calcolati i valori medi separatamente per arto destro e sinistro e per direzione di marcia.

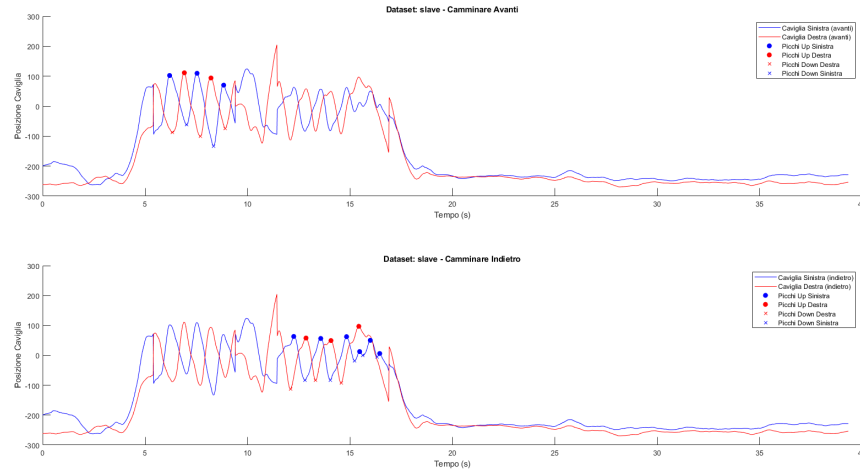


Figura 4.11: Individuazione dei picchi positivi e negativi dei segnali delle caviglie per calcolare la lunghezza dei passi

Un aspetto rilevante dell'analisi del cammino per soggetti affetti da Parkinson è la valutazione della simmetria tra arti inferiori. Per quantificare tale parametro è stato calcolato l'**indice di simmetria** come

$$SI = \frac{|R - L|}{\max(R, L)}$$

utilizzando sia le lunghezze che le durate precedentemente stimate. Nella presente tesi si è scelto di normalizzare rispetto al valore maggiore, garantendo che $0 < SI < 1$. In questo modo l'indice è reso più robusto e meno sensibile al singolo lato di riferimento scelto. Valori più bassi indicano un'elevata simmetria nei passi; al contrario, valori più elevati sono indice di una grave asimmetria.

Successivamente sono state calcolate cadenza e velocità separatamente per le due viste e i due sensi di marcia.

La **cadenza** definita come numero di passi al minuto è stata calcolata rapportando il numero totale di passi rilevati con la durata complessiva della fase considerata.

La **velocità media** è stata calcolata come rapporto tra la distanza complessiva percorsa (somma delle lunghezze dei passi) e la durata della fase di cammino.

Per completare l'analisi temporale del passo, sono state calcolate anche le **fasi di appoggio singolo e doppio**. I segnali delle coordinate verticali dei piedi e dei talloni sono stati preliminarmente smussati tramite media mobile (finestra=5) e successivamente derivati per ottenere le velocità. L'individuazione degli eventi di contatto e distacco con il suolo si è basata sugli attraversamenti dello zero delle velocità calcolate:

- lo *zero crossing* in discesa della velocità verticale del tallone è stato interpretato come **appoggio del piede (Heel Strike)**;
- lo *zerocrossing* in salita della velocità verticale del piede è stato interpretato come **stacco del piede (Toe Off)**.

A partire da questi eventi sono state individuate le fasi di *Single stance sinistro* come intervallo tra l'appoggio e lo stacco del piede sinistro, *Single stance destro* come intervallo tra l'appoggio e lo stacco del piede destro e il *double stance* come intervallo in cui entrambi i piedi risultano in appoggio. La durata di ciascuna fase è stata poi espressa come percentuale rispetto alla durata del ciclo del passo.

Infine è stata valutata la **stabilità del tronco** durante la deambulazione analizzando lo swing angolare del segmento bacino-centro di massa. Gli spostamenti sono stati ricavati combinando le due viste: dalla vista master è stato preso il movimento medio-laterale (asse x), mentre dalla vista slave lo spostamento antero-posteriore (asse z). Questa scelta è stata fatta perché queste componenti risultavano più evidenti e apprezzabili nelle rispettive viste.

L'insieme dei punti è stato racchiuso in un involucro convesso (*convex hull*), la cui area rappresenta l'ampiezza complessiva delle oscillazioni spaziali del tronco [Fig. 4.12].

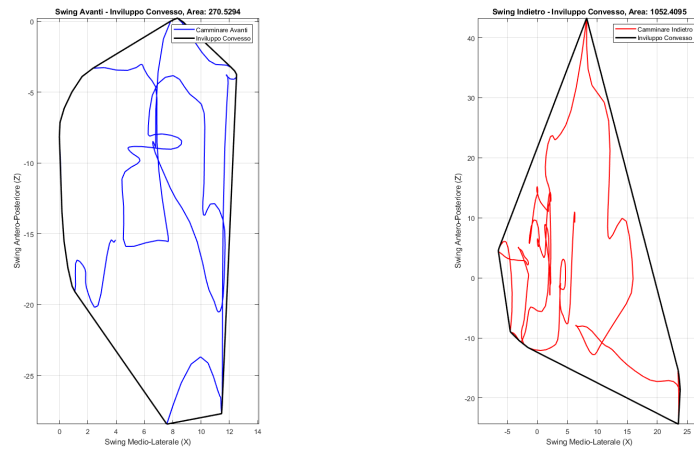


Figura 4.12: Involuppo convesso dello swing angolare del tronco suddiviso per fasi (camminata in avanti e all'indietro)

Inoltre è stato calcolato lo swing angolare del segmento in due piani: XY (oscillazione medio-laterale), YZ (oscillazione antero-posteriore) [Fig. 4.13], determinando i valori massimi e medi per ciascuna fase.

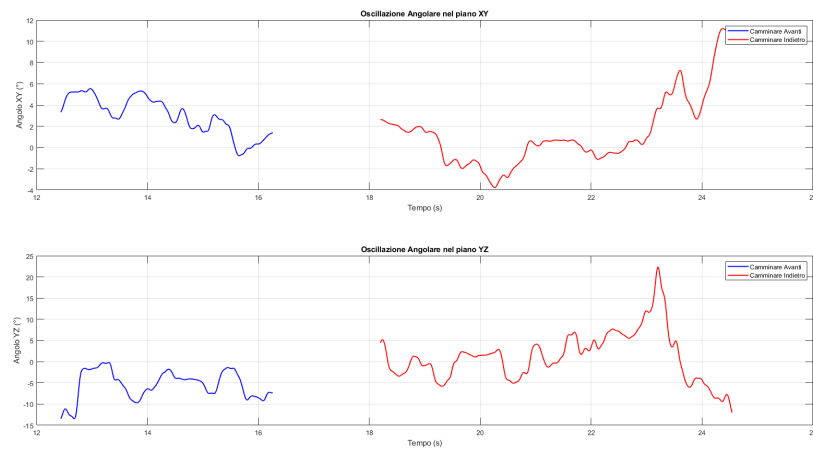


Figura 4.13: Swing angolare del tronco nei piani XY e YZ nel tempo suddiviso per fasi

In sintesi, i parametri calcolati sono:

- **Lunghezza del passo** → distanza orizzontale percorsa in un singolo passo, misurata tra due appoggi consecutivi del piede controlaterale

- **Durata del passo** → tempo impiegato a completare un passo (da un appoggio di un piede fino all'appoggio successivo del piede controlaterale)
- **SI (Symmetry Index)** → indice di simmetria del passo, che quantifica le differenze temporali o spaziali tra arto destro e sinistro
- **Cadenza** → numero di passi eseguiti in un minuto
- **Velocità** → rapporto tra lo spazio percorso e il tempo impiegato, esprime l'andamento globale della marcia
- **Single support** → percentuale del ciclo in cui un solo piede è a contatto col suolo (fase di appoggio monopodalico)
- **Double support** → percentuale del ciclo in cui entrambi i piedi sono a contatto con il suolo (fase di appoggio bipodalico)
- **Inclinazione XY** → oscillazione angolare del segmento bacino-CM nel piano frontale (medio-laterale)
- **Inclinazione YZ** → oscillazione angolare del segmento bacino-CM nel piano sagittale (antero-posteriore)

4.3.3 Visualizzazione

Un ulteriore aspetto del lavoro riguarda la possibilità di visualizzare lo scheletro ricostruito a partire dall'integrazione delle viste. Per ottenere la rappresentazione è stato scelto di fondere i dati provenienti dalla telecamera *master* e da quella *slave* opportunamente ruotati, calcolando la media delle coordinate spaziali di ciascun punto. La mediazione consente di ridurre le discrepanze dovute alle singole viste (come parziali occlusioni o piccoli errori di tracciamento) e permette di ottenere una rappresentazione più stabile del movimento.

Questa procedura non solo consente di osservare in maniera immediata l'andamento del movimento, ma rende possibile evidenziare eventuali criticità della ricostruzione, offrendo uno strumento utile alla validazione tecnica e alla valutazione qualitativa delle acquisizioni [Fig. 4.14].

4.4 Partecipanti

In questo studio sono stati reclutati 31 pazienti di entrambi i sessi, affetti da malattia di Parkinson presso l'ospedale Universitario "le Molinette" di Torino e presso l'ambulatorio dei Disturbi del Movimento dell'Università "Sapienza" di Roma. I criteri di inclusione standardizzati del MDS hanno previsto una diagnosi clinica di

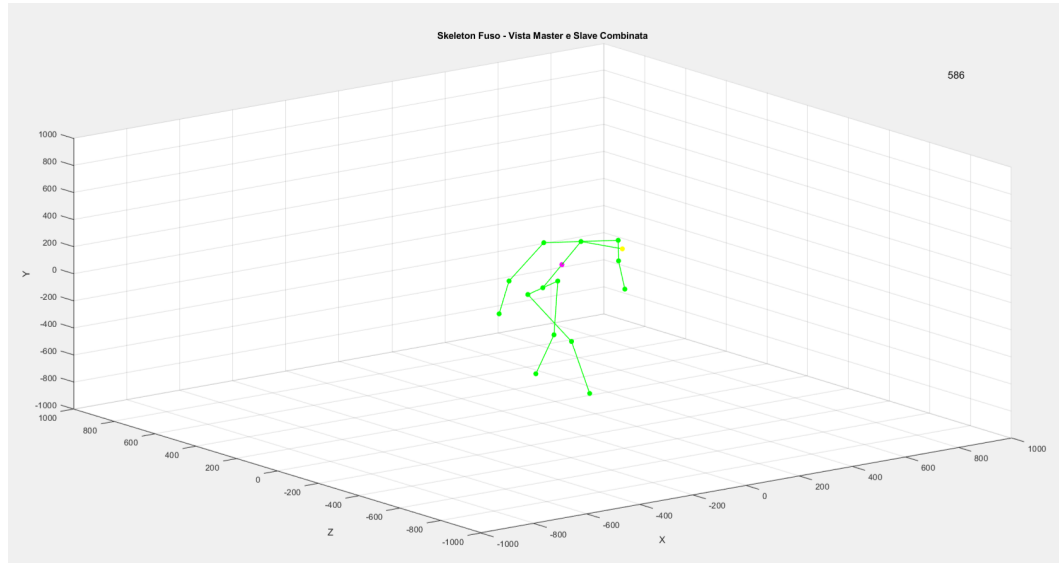


Figura 4.14: Frame della ricostruzione animata del movimento dello scheletro

Parkinson con uno stadio di malattia da moderato ad avanzato corrispondente a un punteggio Hoehn & Yahr compreso tra 2,5 e 4. I criteri di esclusione comprendevano: diagnosi di parkinsonismo atipico, vascolare o indotto da farmaci, presenza di demenza grave, definita da un punteggio alla *Montreal Cognitive Assessment (MoCa)* ≤ 21 , incapacità di fornire il consenso informato, gravi disturbi strutturali o funzionali non neurologici che compromettessero la deglutizione o la fonazione. La valutazione clinica è stata eseguita da neurologi mediante le scale standardizzate, tra cui quelle relative all'aspetto motorio: UPDRS, Berg, PFS-16, NFOGQ. I pazienti si trovavano nella fase ON della terapia dopaminergica (circa un'ora dopo l'assunzione della terapia). Per ciascuno, la dose giornaliera equivalente di levodopa (LEDD) è stata calcolata secondo procedure standardizzate. Le caratteristiche demografiche e cliniche dei pazienti sono riportate nelle tabelle 4.1 e 4.2. Tutti i partecipanti hanno fornito il proprio consenso informato alla partecipazione allo studio, che è stato approvato dal comitato etico istituzionale secondo la Dichiarazione di Helsinki.

Pazienti (uomini)	Età (anni)	Durata MP (anni)
31(24)	69.6 $\pm$ (5.9)	9.8 $\pm$ (5.0)

Tabella 4.1: Caratteristiche demografiche dei pazienti coinvolti nello studio (valore medio $\pm$ deviazione standard)

UPDRS III	BBS	PFS-16	NFoGQ
30.9±(12.0)	49.9±(3.6)	51.8±(11.9)	14.6±(8.9)

Tabella 4.2: Scale cliniche standardizzate dei pazienti coinvolti nello studio (valore medio $\pm$ deviazione standard). UPDRS III: Unified Parkinson's Disease Rating Scale parte III; BBS: Berg Balance Scale; PFS-16: Parkinson Fatigue Scale; NFOGQ: New Freezing of Gait Questionnaire

Capitolo 5

Risultati

Nel presente capitolo vengono presentati i risultati ottenuti delle analisi condotte. Il capitolo è suddiviso in tre sezioni. Nella prima sono riportate le medie tra tutti i soggetti dei dati ottenuti, al fine di avere un valore rappresentativo dei valori ottenuti e la variabilità intersoggetto. Nella seconda parte viene effettuata una comparazione tra le viste *master* e *slave*, al fine di individuare la più adatta per la stima dei parametri. Nella terza sezione viene analizzata la relazione tra i dati ottenuti e le scale cliniche utilizzate per la valutazione dei soggetti. Le analisi statistiche sono state svolte utilizzando il software *Jamovi*, che ha permesso di eseguire test di correlazione, confronti tra gruppi, test t di Student e analisi descrittive. In particolare, la correlazione è stata calcolata tramite il coefficiente *Rho di Spearman* (ρ), e la significatività è stata considerata al livello convenzionale per $p < 0.05$.

5.1 Statistiche descrittive

Di seguito sono riportate le statistiche descrittive dei parametri calcolati.

Fase	(Durata (s))
Alzarsi	1.36 ± 0.39
Camminata in avanti	5.03 ± 1.70
Camminata all'indietro	6.85 ± 3.50
Girarsi	2.07 ± 0.53
Sedersi	1.65 ± 0.49
TUG completo	16.94 ± 5.06

Tabella 5.1: Durata delle diverse fasi del TUG test. I valori sono espressi come media $\pm$ deviazione standard

Tabella 5.2: Statistiche descrittive dei parametri nelle viste master e slave. I valori sono espressi come media $\pm$ deviazione standard. (CA= camminata in avanti; CI= camminata all'indietro; GC= Gait Cycle)

Vista	Parametro	Valore
master	lunghezza del passo CA (mm)	109.03 $\pm$ 35.00
	durata del passo CA (s)	0.60 $\pm$ 0.08
	lunghezza del passo CI (mm)	94.29 $\pm$ 30.45
	durata del passo CI (s)	0.56 $\pm$ 0.21
	cadenza CA (passi/min)	101.22 $\pm$ 16.50
	cadenza CI (passi/min)	119.19 $\pm$ 36.79
	velocità CA (mm/s)	156.91 $\pm$ 50.06
	velocità CI (mm/s)	109.70 $\pm$ 38.46
	SI lunghezza CA	0.12 $\pm$ 0.10
	SI lunghezza CI	0.21 $\pm$ 0.17
	SI durata CA	0.21 $\pm$ 0.19
	SI durata CI	0.40 $\pm$ 0.26
	single stance CA (% GC)	51.15 $\pm$ 4.26
	single stance CI (% GC)	60.88 $\pm$ 3.82
	double stance CA (% GC)	15.40 $\pm$ 5.61
	double stance CI (% GC)	34.44 $\pm$ 6.27
slave	lunghezza del passo CA (m)	90.90 $\pm$ 44.76
	durata del passo CA (s)	0.60 $\pm$ 0.10
	lunghezza del passo CI (mm)	114.12 $\pm$ 37.14
	durata del passo CI (s)	0.61 $\pm$ 0.22
	cadenza CA (passi/min)	98.66 $\pm$ 21.69
	cadenza CI (passi/min)	100.67 $\pm$ 46.47
	velocità CA (mm/s)	122.73 $\pm$ 66.72
	velocità CI (mm/s)	109.23 $\pm$ 85.00
	SI lunghezza CA	0.21 $\pm$ 0.13
	SI lunghezza CI	0.29 $\pm$ 0.21
	SI durata CA	0.25 $\pm$ 0.22
	SI durata CI	0.50 $\pm$ 0.23
	single stance CA (% GC)	53.79 $\pm$ 4.91
	single stance CI (% GC)	57.79 $\pm$ 4.91
	double stance CA (% GC)	19.33 $\pm$ 5.48
	double stance CI (% GC)	30.64 $\pm$ 6.37

Inclinazione	Ampiezza (gradi)
angolo medio XY CA	7.61 ± 4.53
angolo medio XY CI	16.13 ± 10.50
angolo massimo XY CA	26.07 ± 11.58
angolo massimo XY CI	35.60 ± 33.34
angolo medio YZ CA	3.88 ± 3.39
angolo medio YZ CI	4.80 ± 4.59
angolo massimo YZ CA	10.30 ± 5.24
angolo massimo YZ CI	6.78 ± 7.37

Tabella 5.3: Angolo di inclinazione del tronco. I valori sono espressi come media $\pm$ deviazione standard. (CA= camminata in avanti; CI= camminata indietro)

5.2 Confronto tra viste

Per il confronto tra le due viste è stato eseguito un confronto tra i dati acquisiti dalla telecamera *master* e quelli dalla telecamera *slave*; l'obiettivo è capire quale delle due viste consenta una rappresentazione più chiara e stabile dei movimenti.

Per ciascuna delle sei fasi considerate è stata calcolata la correlazione tra le dimensioni dei segmenti ottenute dalle due viste per verificarne la coerenza e l'affidabilità delle misure indipendentemente dalla prospettiva. Inoltre, al fine di confrontare le due viste, è stata considerata la deviazione standard media delle misure, in modo da valutare in quale delle due un segmento presenta una maggiore variabilità dimensionale. Un'elevata deviazione standard indica infatti una minore stabilità e, di conseguenza, una minore accuratezza nel tracciamento dei punti di riferimento. I risultati sono riportati nelle tabelle, organizzate per fase. Per ciascun segmento, la deviazione standard maggiore è stata evidenziata in grassetto, così da facilitarne il confronto.

5.2.1 Fase seduto

Dalla tabella 5.4 si osserva che, nella fase *seduto*, le correlazioni tra le misure dei segmenti dalle due viste risultano in generale piuttosto basse. In particolare i valori di ρ per gli arti inferiori non raggiungono significatività statistica, suggerendo una scarsa confidenza tra le viste. Al contrario i segmenti superiori (braccia, bacino, spalle) mostrano correlazioni più elevate. Questo risultato è plausibilmente dovuto al fatto che in posizione seduta, la vista degli arti inferiori è parzialmente occlusa, sia a causa della posizione stessa (ad esempio gambe accavallate o arretrate sotto la sedia), sia dalla scarsa visibilità offerta dalle telecamere, mentre la parte superiore del corpo rimane più libera e ben visibile dalle telecamere.

Segmento	Rho di Spearman	valore p
gamba sinistra	0.196	0.290
coscia sinistra	0.204	0.271
gamba destra	0.111	0.550
coscia destra	0.521**	0.003
tronco	0.181	0.328
spalle	0.398*	0.027
bacino	0.484**	0.006
braccio destro	0.609***	<0.001
braccio sinistro	0.470**	0.008

Tabella 5.4: Correlazione delle misure dei segmenti tra le due viste nella fase 'seduto'

Gamba sinistra		Coscia sinistra		Gamba destra	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
35.4	17.7	37.5	19.0	39.0	18.7

Coscia destra		tronco		spalle	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
31.4	17.8	36.7	18.3	30.2	15.6

bacino		Braccio sinistro		Braccio destro	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
19.2	10.3	29.9	16.0	20.1	13.1

Tabella 5.5: Media delle deviazioni standard delle misure dei segmenti corporei nelle due viste (fase 'seduto')

Dalla tabella 5.5 emerge che la deviazione standard delle misure è maggiore nella vista *master*. Ciò indica che i segmenti presentano una maggiore variabilità dimensionale e, di conseguenza, un tracciamento meno stabile e accurato.

5.2.2 Fase camminata in avanti

In tabella 5.6 si osserva che la correlazione tra le misure dei segmenti ottenute dalle due viste risulta molto elevata per quasi tutti i segmenti. In questa fase la visuale appare sufficientemente libera e chiara per entrambe le telecamere; in particolare, la telecamera *master* posizionata frontalmente beneficia di un'inquadratura più diretta, mentre la *slave* può risentire delle occlusioni degli arti superiori e inferiori durante il cammino. Tale evidenza trova conferma nella tabella 5.7 che riporta deviazioni standard più elevate per la vista *slave* in ogni segmento.

Segmento	Rho di Spearman	valore p
gamba sinistra	0.072	0.699
coscia sinistra	0.552**	0.002
gamba destra	0.501**	0.005
coscia destra	0.497**	0.005
tronco	0.280	0.127
spalle	0.559*	0.001
bacino	0.533**	0.002
braccio destro	0.390*	0.031
braccio sinistro	0.456*	0.011

Tabella 5.6: Correlazione delle misure dei segmenti tra le due viste nella fase 'camminata in avanti'

Gamba sinistra		Coscia sinistra		Gamba destra	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
13.8	16.6	11.7	18.5	11.9	16.3

Coscia destra		tronco		spalle	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
10.3	15.9	8.10	15.2	9.55	19.7

bacino		Braccio sinistro		Braccio destro	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
5.74	9.99	8.42	12.9	9.74	17.6

Tabella 5.7: Media delle deviazioni standard delle misure dei segmenti corporei nelle due viste in mm (fase 'camminata in avanti')

5.2.3 Fase camminata all' indietro

La fase 'camminata all'indietro' appare quella in cui le due viste risultano più coerenti tra loro. Il coefficiente di correlazione ρ , riportato in tabella 5.8, risulta elevato per la quasi totalità dei segmenti e, analogamente a quanto osservato nella fase 'camminata in avanti', la telecamera *slave* sembra penalizzata dalle occlusioni di alcune parti del corpo durante il movimento, tuttavia, la variabilità delle misure è molto più elevata rispetto all'altro senso di marcia (Tab. 5.9).

Segmento	Rho di Spearman	valore p
gamba sinistra	0.401*	0.026
coscia sinistra	0.642***	<0.001
gamba destra	0.588***	<0.001
coscia destra	0.728***	<0.001
tronco	0.694***	<0.001
spalle	0.651***	<0.001
bacino	0.550***	0.002
braccio destro	0.478**	0.007
braccio sinistro	0.538**	0.002

Tabella 5.8: Correlazione delle misure dei segmenti tra le due viste nella fase 'camminata all'indietro'

Gamba sinistra		Coscia sinistra		Gamba destra	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
23.6	23.6	18.9	23.8	22.4	24.7

Coscia destra		tronco		spalle	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
16.0	20.9	20.6	24.7	32.7	41.2

bacino		Braccio sinistro		Braccio destro	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
24.1	24.9	15.2	22.2	15.5	19.3

Tabella 5.9: Media delle deviazioni standard delle misure dei segmenti corporei nelle due viste in mm (fase 'camminata all'indietro')

5.2.4 Fase alzarsi

Durante la fase 'alzarsi' le correlazioni tra le misure ottenute dalle due viste risultano generalmente buone per quasi tutti i segmenti corporei. In particolare si osservano valori di ρ elevati e statisticamente significativi riportati in tabella 5.10. L'analisi delle deviazioni standard evidenzia alcune differenze tra le due telecamere: la vista *master* mostra valori meno stabili per tronco e braccio sinistro, mentre la *slave* risulta meno accurata nel caso di coscia destra e braccio destro. Per altri segmenti i valori risultano sostanzialmente confrontabili. Va inoltre considerato che la fase 'alzarsi' è una fase di transizione molto breve, per questa ragione la variabilità nella stima delle misure appare globalmente contenuta rispetto ad altre fasi più dinamiche (Tab. 5.11).

Segmento	Rho di Spearman	valore p
gamba sinistra	0.421*	0.019
coscia sinistra	0.504**	0.004
gamba destra	0.407**	0.024
coscia destra	0.458*	0.010
tronco	0.709***	<0.001
spalle	0.275	0.134
bacino	0.535***	0.002
braccio destro	0.553**	0.001
braccio sinistro	0.664***	<0.001

Tabella 5.10: Correlazione delle misure dei segmenti tra le due viste nella fase 'alzarsi'

Gamba sinistra		Coscia sinistra		Gamba destra	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
15.8	16.4	11.7	14.6	13.2	12.9

Coscia destra		tronco		spalle	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
11.0	15.7	22.7	18.1	7.99	9.01

bacino		Braccio sinistro		Braccio destro	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
5.12	5.71	10.2	8.80	11.1	15.4

Tabella 5.11: Media delle deviazioni standard delle misure dei segmenti corporei nelle due viste in mm (fase 'alzarsi')

5.2.5 Fase sedersi

Analogamente a quanto osservato per la fase 'alzarsi', anche nella fase 'sedersi' le correlazioni tra le due viste risultano elevate per la maggior parte dei segmenti (Tab. 5.12). Come riportato in Tabella 5.13, le variazioni delle misure sono simili tra le due viste e complessivamente contenute rispetto ad altre fasi. Ciò è riconducibile al fatto che anche questa rappresenta una fase di transizione molto breve e quindi caratterizzata da una minore variabilità nelle stime.

Segmento	Rho di Spearman	valore p
gamba sinistra	0.357*	0.049
coscia sinistra	0.184	0.320
gamba destra	0.358*	0.049
coscia destra	0.652***	<0.001
tronco	0.727***	<0.001
spalle	0.755	<0.001
bacino	0.845***	<0.001
braccio destro	0.517**	0.003
braccio sinistro	0.629***	<0.001

Tabella 5.12: Correlazione delle misure dei segmenti tra le due viste nella fase 'sedersi'

Gamba sinistra		Coscia sinistra		Gamba destra	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
16.5	16.9	14.7	16.0	13.5	13.7

Coscia destra		tronco		spalle	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
13.8	14.5	19.2	16.3	16.7	16.7

bacino		Braccio sinistro		Braccio destro	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
8.22	9.78	13.7	11.8	11.8	14.2

Tabella 5.13: Media delle deviazioni standard delle misure dei segmenti corporei nelle due viste in mm (fase 'sedersi')

5.2.6 Fase girarsi

La tabella 5.14 mostra valori di correlazione molto bassi tra le due viste. Ciò indica che la fase di turn risulta poco affidabile per una tracciabilità accurata del corpo. Tale criticità è dovuta in parte al fatto che, durante l'esecuzione del TUG, il soggetto usciva frequentemente dal campo visivo della telecamera *slave*, che quindi perdeva la traccia del movimento. Ne consegue che la telecamera master, pur presentando una variabilità più elevata e quindi una minore stabilità, risulta comunque quella più efficace nel tracciare la fase di rotazione (Tab.5.15).

Segmento	Rho di Spearman	valore p
gamba sinistra	0.500**	0.005
coscia sinistra	0.070	0.708
gamba destra	0.377*	0.037
coscia destra	0.275	0.134
tronco	0.506**	0.0041
spalle	0.525**	0.003
bacino	0.387*	0.032
braccio destro	0.487**	0.006
braccio sinistro	0.216	0.244

Tabella 5.14: Correlazione delle misure dei segmenti tra le due viste nella fase 'girarsi'

Gamba sinistra		Coscia sinistra		Gamba destra	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
19.4	14.0	17.4	10.7	18.1	12.0

Coscia destra		tronco		spalle	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
16.9	12.0	18.6	8.58	25.3	24.3

bacino		Braccio sinistro		Braccio destro	
std master	std slave	std master	std slave	std master	std slave
20.8	17.7	19.9	11.4	18.0	11.6

Tabella 5.15: Media delle deviazioni standard delle misure dei segmenti corporei nelle due viste in mm (fase 'girarsi')

5.2.7 Confronto tra fasi

La fase più affidabile per il tracciamento del corpo durante lo svolgimento del TUG risulta essere quella di '*camminata in avanti*', infatti il soggetto mantiene una posizione eretta e una distanza ottimale da entrambe le telecamere, condizione che consente una tracciabilità chiara e stabile.

La fase di '*camminata all'indietro*', pur mostrando risultati coerenti tra le due viste, è caratterizzata da una maggiore variabilità delle misure.

Le fasi di transizione -*alzarsi*, *girarsi*, *sedersi*- sono invece brevi. In particolare, durante il *turn* si osserva spesso la perdita del tracciamento: ciò avviene perché il soggetto esce dal campo visivo della telecamera *slave* e perché si avvicina troppo alla *master*, con conseguente perdita dei punti più in alto e più in basso (testa, spalle e piedi).

Infine, la fase '*seduto*' non presenta una buona coerenza tra le misure. Questo accade sia per la ridotta visibilità dei segmenti corporei in tale posizione, sia perché all'inizio la stima scheletrica necessita di alcuni istanti per stabilizzarsi.

5.3 Validazione clinica

Per la validazione clinica è stata calcolata la correlazione tra i parametri estratti e le scale cliniche di riferimento. Le scale utilizzate sono la MDS Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS) parte III, la Berg Balance Scale (BBS), la New Freezing of Gait Questionnaire (NFoGQ) e la Parkinson's Fatigue Scale (PFS-16), tutte strettamente connesse agli aspetti motori, in quanto il presente studio si concentra esclusivamente sulla componente motoria dei pazienti.

In particolare, per la scala MDS-UPDRS parte III, sono state considerate le correlazioni dei parametri con i singoli item relativi alle funzionalità motorie, ovvero l'agilità della gamba destra (MDS-UPDRS 3.8a) e sinistra (MDS-UPDRS 3.8b), la capacità di alzarsi dalla sedia (MDS-UPDRS 3.9), la marcia (MDS-UPDRS 3.10), il blocco della marcia (MDS-UPDRS 3.11), la stabilità posturale (MDS-UPDRS 3.12) e la postura (MDS-UPDRS 3.13). Poiché gli item 3.8a e 3.8b valutano la medesima abilità su arti differenti, per l'analisi è stata calcolata la media dei due punteggi, così da ottenere un indice complessivo dell'agilità degli arti inferiori (MDS-UPDRS 3.8).

Inoltre è stata calcolata la scala ***Gait and Posture(G/PS)*** come somma dei punteggi degli item relativi ad alzarsi dalla sedia, postura, marcia e stabilità posturale, in accordo con quanto già proposto da Adkin et al. [26]. Al fine di ridurre la dispersione dei dati e mettere in evidenza eventuali differenze tra gruppi di pazienti, per alcuni parametri sono state considerate le correlazioni con le scale con i punteggi raggruppati. Per ciascuna scala clinica i punteggi sono stati divisi in classi sulla base di specifiche soglie di cut-off oppure secondo una suddivisione in quartili.

- MDS-UPDRS 3.8 (agilità delle gambe): ottenuto come media degli item MDS-UPDRS 3.8a e MDS-UPDRS 3.8b. Sono state definite due classi: *Classe 1* (0-1: agilità conservata o lievemente compromessa) e *Classe 2* (1.5-4: compromissione moderata o grave)
- MDS-UPDRS 3.9 (alzarsi dalla sedia): *Classe 1* (punteggio 0: autonomia o difficoltà lievi) e *Classe 2* (1-4: difficoltà moderate o marcate)
- MDS-UPDRS 3.10 (marcia): *Classe 1* (0-1: andatura normale o lievemente alterata) e *Classe 2* (2-4: compromissione moderata o grave)
- MDS-UPDRS 3.11 (blocco della marcia): *Classe 1* (punteggio 0: assenza o presenza occasionale di freezing) e *Classe 2* (1-4: freezing frequente o invalidante)
- MDS-UPDRS 3.12 (stabilità posturale): *Classe 1* (punteggio 0: stabilità conservata o lievemente compromessa) e *Classe 2* (1-4: instabilità significativa)
- MDS-UPDRS 3.13 (postura): (0-2: postura conservata o con alterazioni lievi) e *Classe 2* (3-4: postura moderatamente o gravemente alterata)
- G/PS (gait and posture): ottenuta come somma degli item 3.9, 3.10, 3.12 e 3.13, con punteggio massimo pari a 16. La classificazione è stata eseguita in quartili: Q1 (0-2,25: stato motorio assiale conservato), Q2 (2,5-4: discretamente conservato), Q3 (4,25-6,25: moderatamente compromesso), Q4 (6,5-16: gravemente compromesso)

- UPDRS parte III: punteggio totale (0–132), suddiviso in quartili: Q1 (0–23: funzione motoria ben conservata), Q2 (23,25–27: discretamente conservata), Q3 (27,25–38,75: compromissione moderata), Q4 (39–132: compromissione grave)
- NFOGQ: punteggio totale 0–29. È stato utilizzato il cut-off di 20,5 per distinguere i soggetti con elevata probabilità di caduta da quelli con rischio ridotto, in accordo con la letteratura [37]
- BBS: punteggio totale 0–56, suddiviso in quartili: Q1 (0–49: equilibrio molto compromesso), Q2 (50: equilibrio moderatamente compromesso), Q3 (51–52: equilibrio discretamente conservato), Q4 (53–56: equilibrio buono o normale)
- PFS-16: punteggio totale 0–64, suddiviso in quartili: Q1 (0–41,5: basso impatto della fatica), Q2 (42–53: impatto lieve), Q3 (53–57,5: impatto moderato), Q4 (58–64: impatto molto elevato)

Nei casi in cui erano presenti solo due classi, è stato effettuato il **test t di Student per campioni indipendenti**.

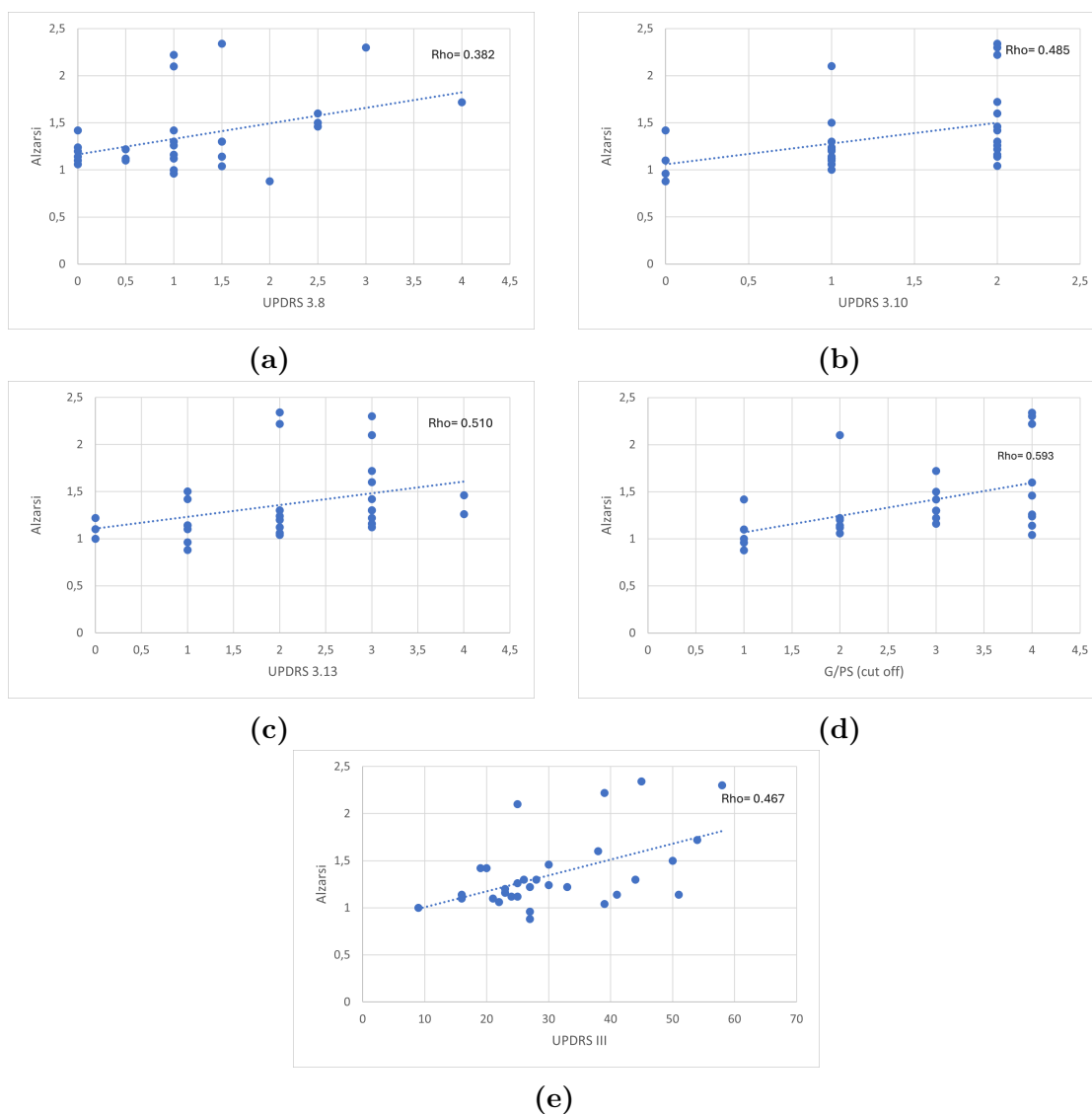


Figura 5.1: Correlazioni della durata della fase *alzarsi* con le scale cliniche

Le correlazioni riportate in figura 5.1 mostrano che il tempo di alzata dalla sedia riflette gli aspetti di agilità, cammino e stabilità posturale valutati dal MDS-UPDRS. Contrariamente a quanto atteso, non ha mostrato alcuna correlazione con l'item 3.9 relativo all'alzarsi dalla sedia. Tale discrepanza può essere dovuta al fatto che il parametro in questione riguarda esclusivamente il tempo impiegato per compiere il movimento, mentre la valutazione clinica più qualitativa indaga diversi aspetti come l'autonomia e la presenza di difficoltà.

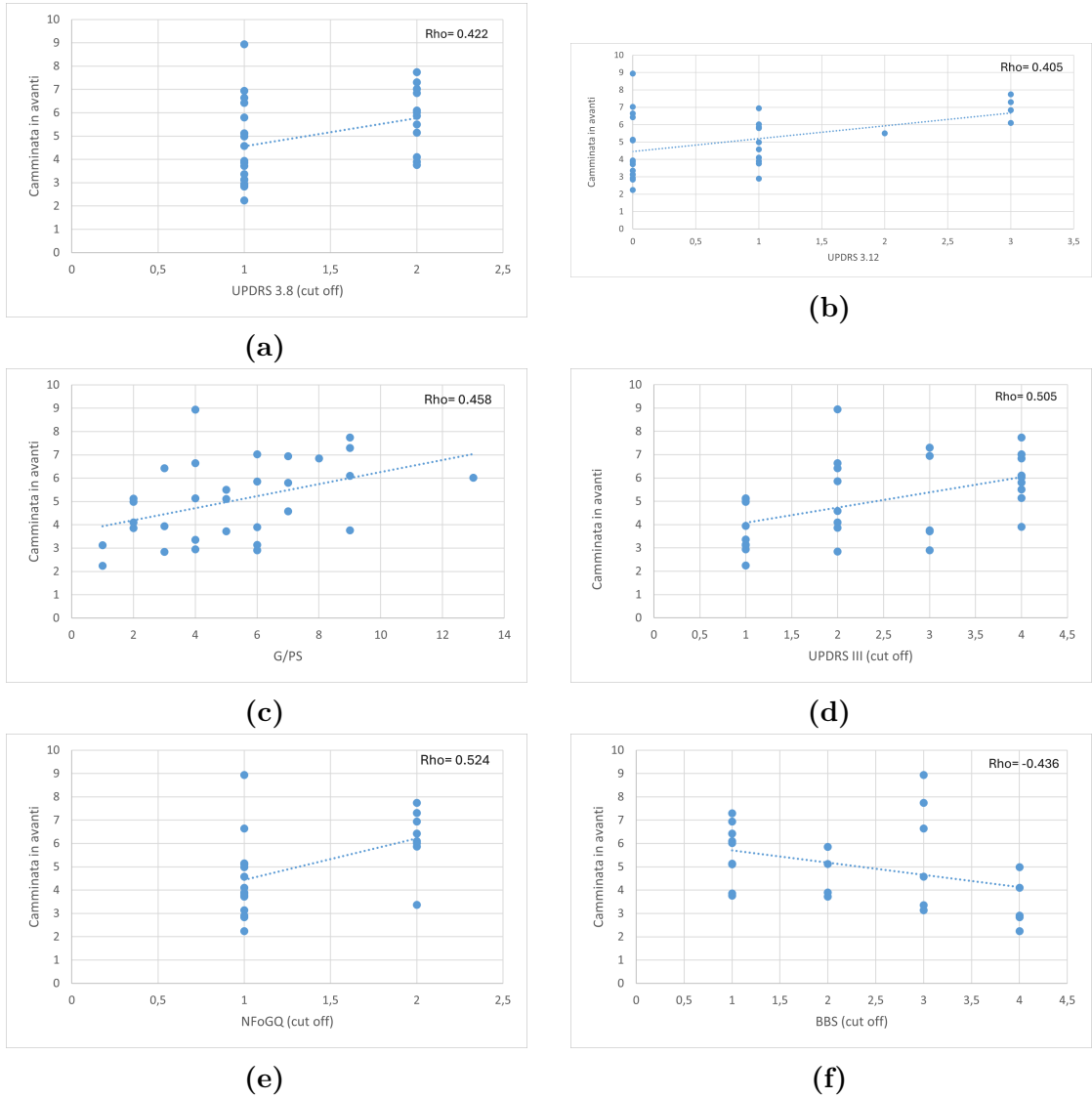


Figura 5.2: Correlazioni della durata della fase *camminata in avanti* con le scale cliniche

Il tempo di *camminata in avanti* mostra una chiara correlazione con diversi punteggi clinici [Fig. 5.2], in particolare con l'item 3.8 della scala MDS-UPDRS [Fig. 5.2a], evidenziando come la ridotta capacità di eseguire movimenti rapidi con le gambe si rifletta in una camminata più lenta. È presente inoltre una correlazione con l'item 3.12 [Fig. 5.2b], relativo alla stabilità della postura, indicando che un assetto posturale compromesso si traduce in una difficoltà nel mantenere una deambulazione fluida. Sebbene nessun paziente abbia riportato episodi di freezing durante la prova, la correlazione osservata con NFOGQ potrebbe riflettere la percezione soggettiva

di difficoltà nella deambulazione [Fig. 5.2e]. Infine, la correlazione con la BBS evidenzia il ruolo delle difficoltà di equilibrio [Fig. 5.2f]. Per confermare le differenze tra i due gruppi di pazienti, sui punteggi relativi a MDS-UPDRS 3.8 e NFOGQ -gli unici punteggi suddivisi in due gruppi- è stato effettuato il test t di Student per campioni indipendenti, ottenendo rispettivamente $p=0,05$ e $p=0,014$, a indicare differenze statisticamente significative.

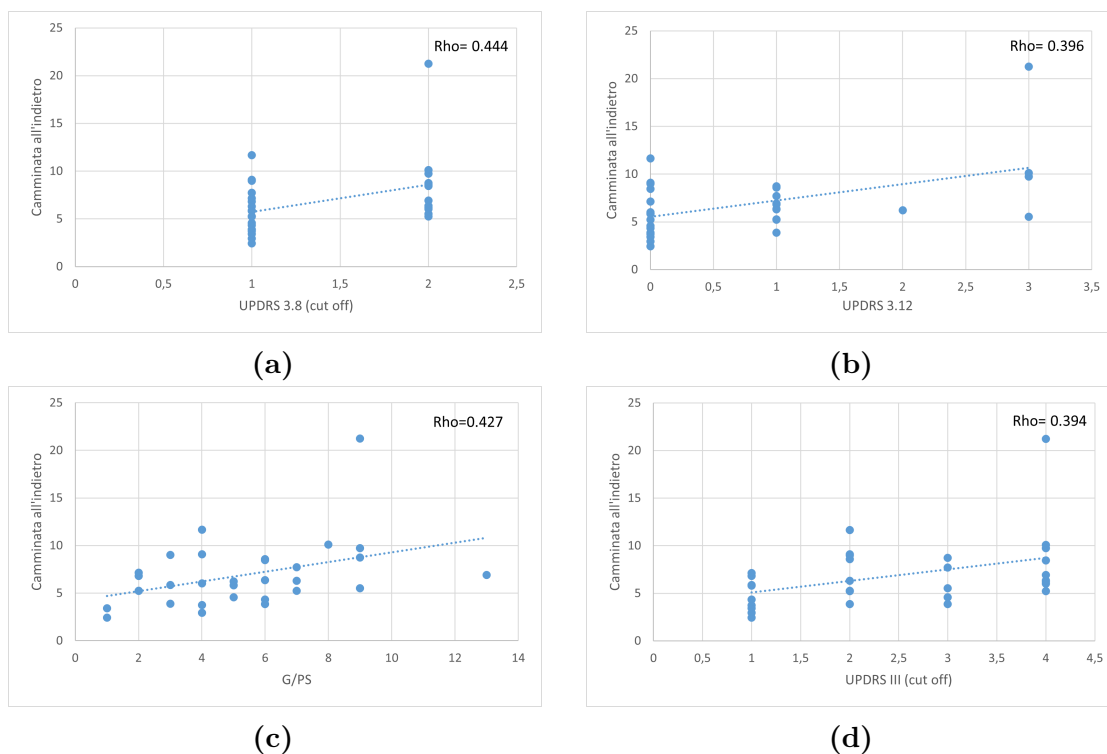


Figura 5.3: Correlazioni della durata della fase *camminata indietro* con le scale cliniche

Considerazioni analoghe valgono per la durata della fase *camminata all'indietro* che mostra correlazioni con gli item 3.8 e 3.12 della scala MDS-UPDRS, G/PS e MDS-UPDRS III [Fig. 5.3]. È stato eseguito il test t di Student tra i gruppi definiti dai punteggi dell'item 3.8 della scala MDS-UPDRS, ottenendo $p=0,024$ a sostegno della differenza statisticamente significativa tra i gruppi.

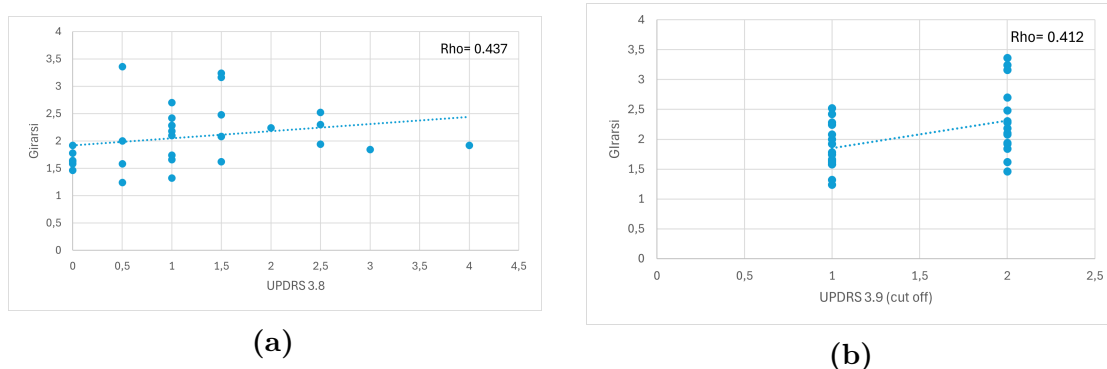


Figura 5.4: Correlazioni della durata della fase *girarsi* con le scale cliniche

Il tempo impiegato dai pazienti per effettuare la rotazione e tornare indietro mostra un'associazione con gli item 3.8 e 3.9 della scala MDS-UPDRS [Fig 5.4]. La correlazione con l'item 3.8 (agilità delle gambe) è plausibile, poiché il cambiamento di direzione richiede un adeguato controllo degli arti inferiori e una buona capacità di coordinazione. Più complessa da interpretare risulta invece l'associazione con l'item 3.9 (alzarsi dalla sedia). Una possibile spiegazione è che entrambe le attività – alzarsi e girare – condividano la necessità di agilità e forza degli arti inferiori, suggerendo quindi un legame indiretto tra i due movimenti. Anche per i gruppi individuati dall'item 3.9 della scala MDS-UPDRS è stato effettuato il test t di Student che ha confermato la differenza statisticamente significativa con $p=0,013$.

Il tempo impiegato a portare a completare il TUG è risultato, tra tutte le durate calcolate, quello con il maggior numero di correlazioni significative, mostrando associazioni con gli item 3.8, 3.10 e 3.12 della scala MDS-UPDRS, con la sottoscala G/PS e il punteggio totale della MDS-UPDRS III, con la NFOGQ e con la BBS [Fig. 5.5]. Questo risultato suggerisce che il tempo totale impiegato per completare il test rifletta diverse componenti motorie: dalla forza e dall'agilità degli arti inferiori, alla qualità della marcia, fino all'equilibrio e al controllo posturale.

Per confermare le differenze tra i due gruppi di pazienti, sui punteggi relativi a MDS-UPDRS 3.8 e NFOGQ -gli unici punteggi suddivisi in due gruppi- è stato effettuato il test t di Student per campioni indipendenti, ottenendo rispettivamente $p=0,017$ e $p=0,018$, a indicare differenze statisticamente significative.

La durata della fase *sedersi* non presenta alcuna correlazione con le scale cliniche.

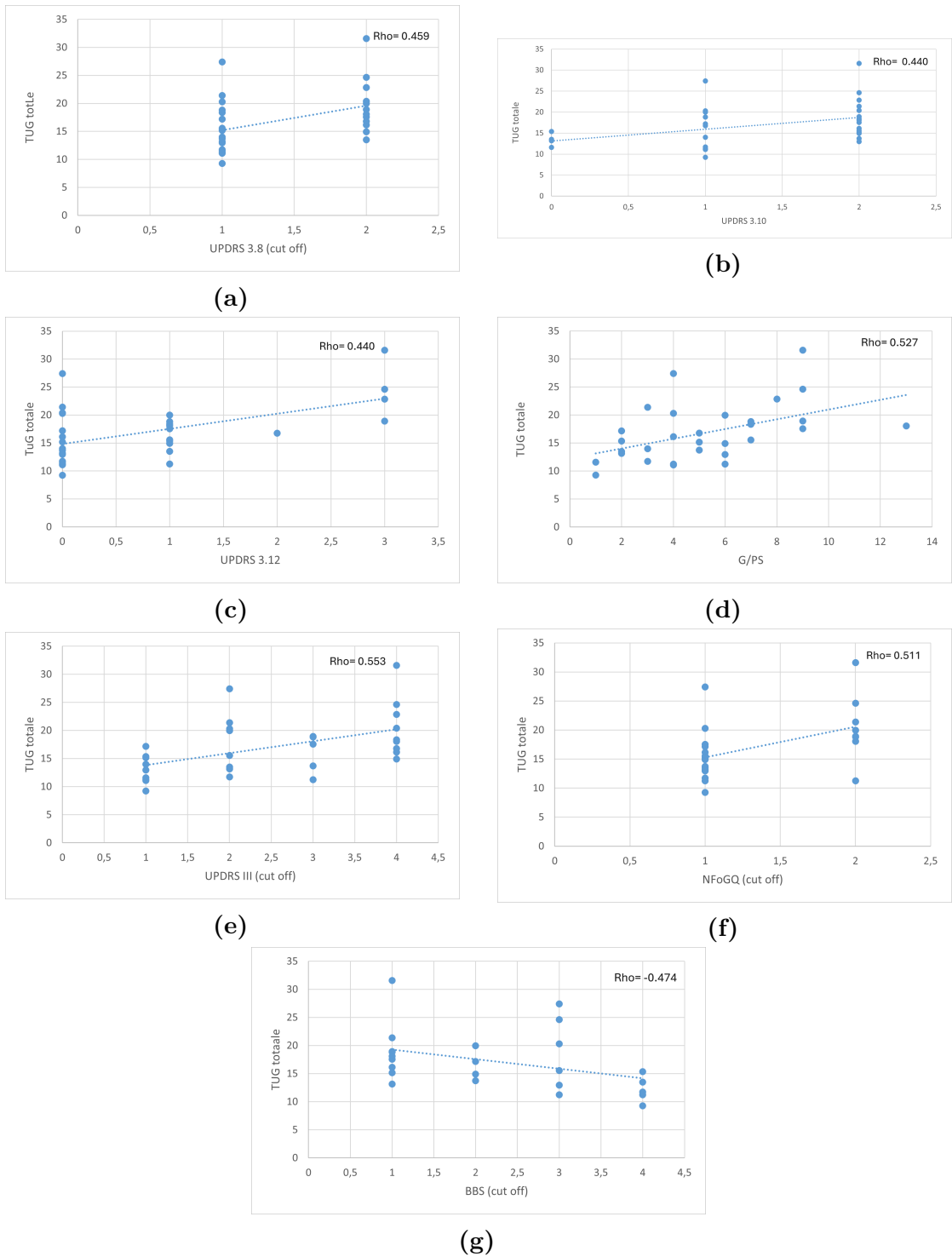


Figura 5.5: Correlazioni della durata totale del TUG test con le scale cliniche

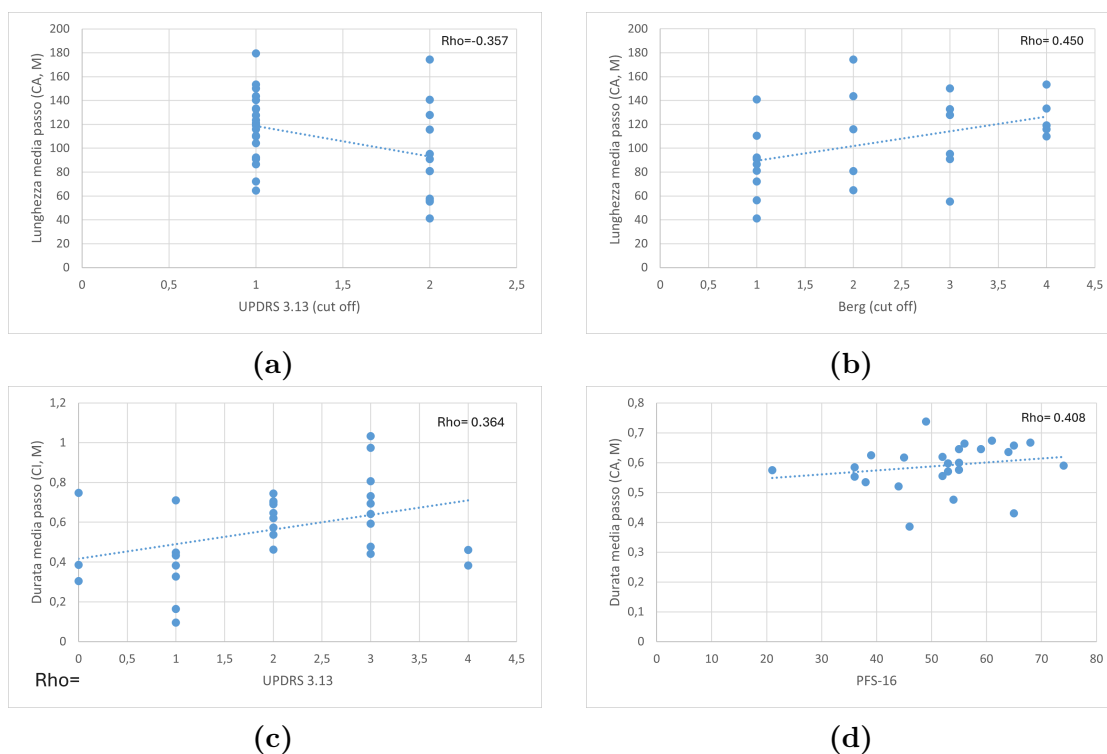


Figura 5.6: Correlazioni della lunghezza media e della durata media del passo con le scale cliniche (CA=camminata in avanti; CI= camminata all'indietro; m= vista master; s=vista slave)

I grafici in figura 5.6a e 5.6c evidenziano una chiara associazione tra la compromissione della stabilità posturale e le alterazioni delle caratteristiche spazio-temporali dell'andatura. In particolare, una minore lunghezza del passo, tipica della malattia [24], si associa a punteggi più alti dell'item 3.13 della scala MDS-UPDRS. Parallelamente, si osserva un aumento della durata del passo, indice di una ridotta velocità di deambulazione, anch'essa riportata in letteratura come una delle manifestazioni motorie più caratteristiche della malattia. Il grafico in figura 5.6b conferma questa evidenza mostrando come una ridotta lunghezza del passo sia correlata a punteggi inferiori della scala BBS, indicativi di un equilibrio più compromesso. Ciò suggerisce che il passo più corto non rappresenti solo una strategia compensatoria tipica del Parkinson, ma anche un marcatore della stabilità posturale. Analogamente, il grafico in figura 5.6d mostra come una maggiore durata del passo sia associata a punteggi più elevati della scala PFS-16, riflettendo la percezione di una maggiore fatica.

È stato effettuato il test t di Student per campioni indipendenti tra i gruppi di pazienti individuati dalla suddivisione sulla scala MDS-UPDRS 3.13 ottenendo $p=0,044$ a conferma della differenza statisticamente significativa tra i gruppi.

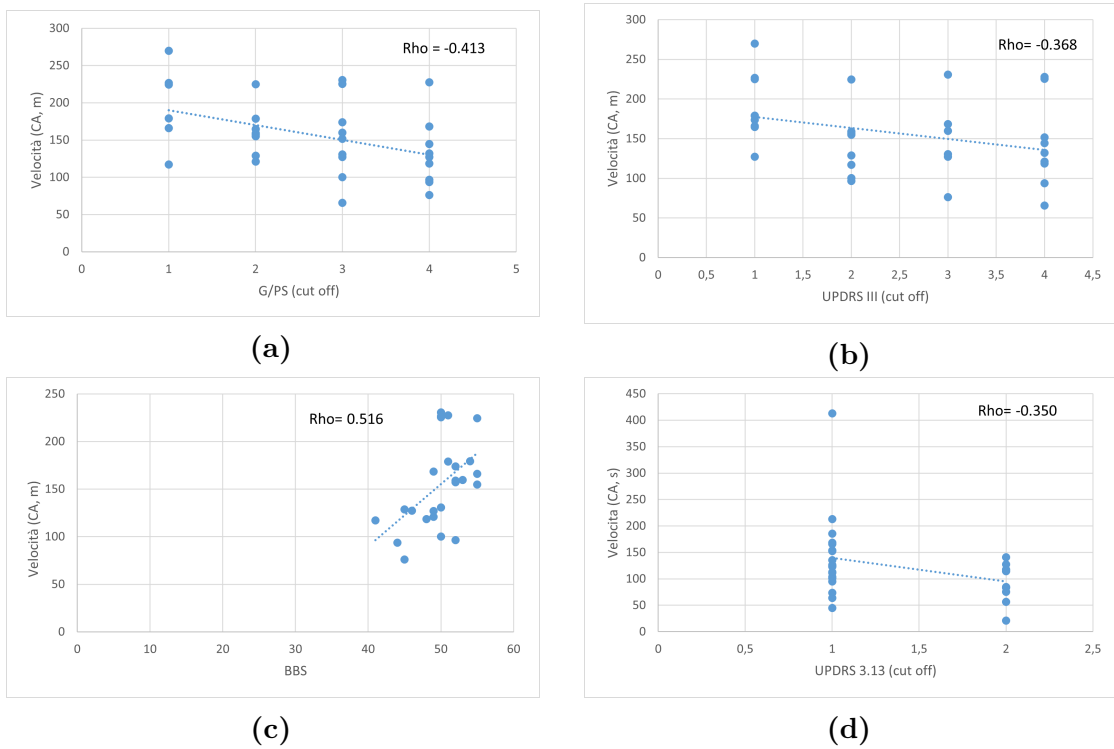
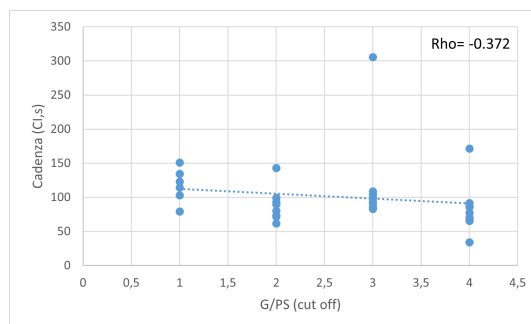


Figura 5.7: Correlazioni della velocità con le scale cliniche (CA=camminata in avanti; CI= camminata all'indietro; m= vista master; s=vista slave)

Dai grafici emerge una significativa correlazione tra la velocità e le scale G/PS [Fig. 5.7a] e MDS-UPDRS III [Fig. 5.7b]: all'aumentare del punteggio G/PS e MDS-UPDRS III, che riflette un peggioramento dei sintomi motori, decresce la velocità. Invece, la correlazione con la scala BBS è diretta [Fig. 5.7c]: punteggi più elevati, indice di miglior equilibrio e controllo posturale, corrispondono a velocità più elevate. Ciò suggerisce che la velocità possa essere interpretata come indice della capacità del paziente di mantenere la stabilità durante il cammino, risentendo meno delle difficoltà di equilibrio. Infine, l'ultimo grafico mostra una correlazione tra la velocità e l'item 3.13 della scala MDS-UPDRS [Fig. 5.7d] : i pazienti con punteggi peggiori (indicativi di una postura compromessa) tendono a camminare più lentamente. Questo rafforza l'ipotesi che la postura rappresenti un fattore determinante nella riduzione della velocità. Tuttavia, il test t di Student per campioni indipendenti sui due gruppi ha restituito $p=0,064$, indicando che la differenza tra i gruppi non raggiunge il livello convenzionale di significatività.

Sebbene la velocità non rappresenti un parametro assoluto affidabile, il suo confronto tra pazienti può comunque fornire indicazioni utili in ambito clinico. In particolare, l'analisi effettuata tramite software consente di rilevare sia miglioramenti che peggioramenti nelle condizioni motorie dei pazienti. Inoltre, è emerso che la fase di andata registrata dalla vista *master* risulta più attendibile per la stima dei parametri, in linea con quanto evidenziato nelle analisi precedenti.



(a)

Figura 5.8: Correlazioni della cadenza con le scale cliniche

Al contrario, la cadenza, pur essendo un parametro più preciso e affidabile in termini assoluti, non sembra avere una reale utilità clinica. Dall'analisi è emersa soltanto una debole correlazione con la scala G/PS [Fig. 5.8]: all'aumentare del punteggio, indicativo di un peggioramento motorio, la cadenza tende a diminuire. Questo trova conferma nella maggior parte degli studi presenti in letteratura, in cui la cadenza nei pazienti con Parkinson risulta ridotta rispetto ai controlli sani [4][38].

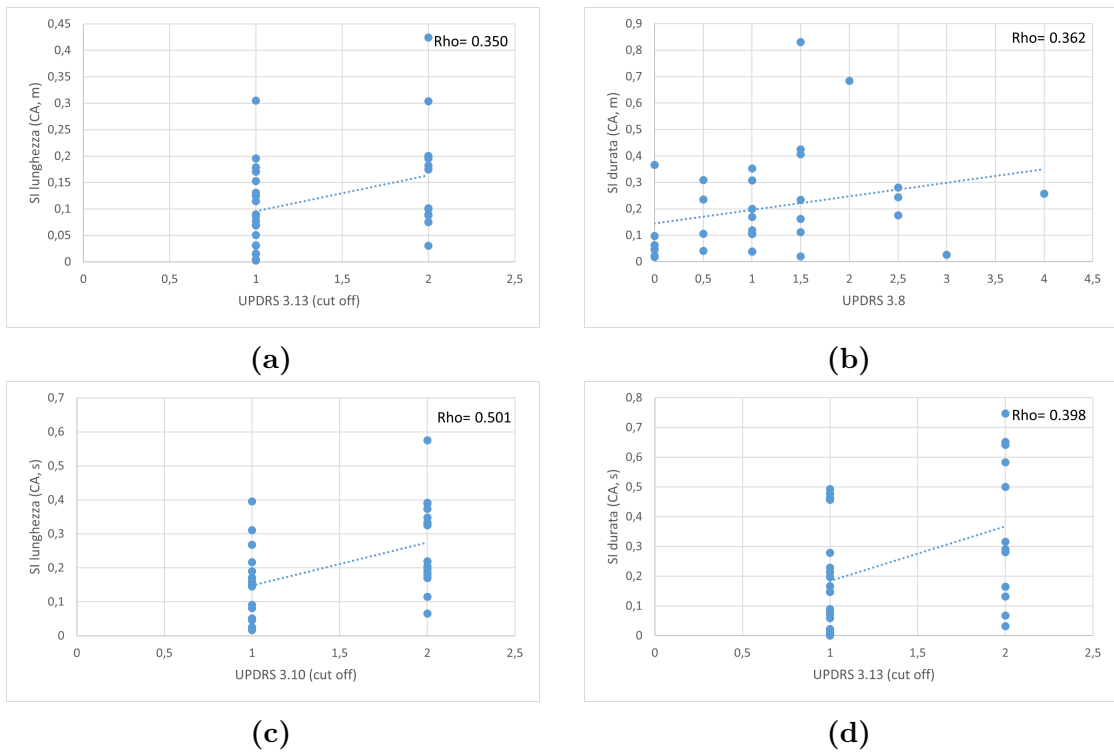


Figura 5.9: Correlazioni dell'indice di simmetria (SI) con le scale cliniche (CA=camminata in avanti; CI= camminata all'indietro; m= vista master; s=vista slave)

L'indice di simmetria calcolato sulla lunghezza dei passi mostra alcune correlazioni con diversi item della scala MDS-UPDRS, tra cui l'item 3.13 (compromissione posturale) [Fig. 5.9a] 3.10 (condizione della marcia) [Fig. 5.9c]. Dai grafici emerge che una marcata asimmetria dei passi può essere associata a una deambulazione instabile e ad una postura non ottimale, fattore che può compromettere la stabilità durante il cammino e indurre un adattamento del passo volto a favorire un migliore equilibrio.

L'indice di simmetria calcolato sulla durata dei passi mostra invece una correlazione con gli item 3.8 (agilità delle gambe) [Fig. 5.9b] e 3.13 [Fig. 5.9d], evidenziando come l'asimmetria dei passi sia strettamente collegata anche alla fluidità e coordinazione del movimento degli arti inferiori.

Il test t di Student applicato agli indici di simmetria delle lunghezze dei passi suddivisi in base ai gruppi definiti dagli item MDS-UPDRS 3.10 e 3.13 ha restituito valori di p pari rispettivamente a 0,05 e 0,005; il test t di Student applicato agli indici di simmetria sulle durate dei passi suddivisi in base ai gruppi definiti dall'item MDS-UPDRS 3.13 ha restituito p pari a 0,018. Tali risultati indicano che le differenze tra i gruppi sono statisticamente significative.

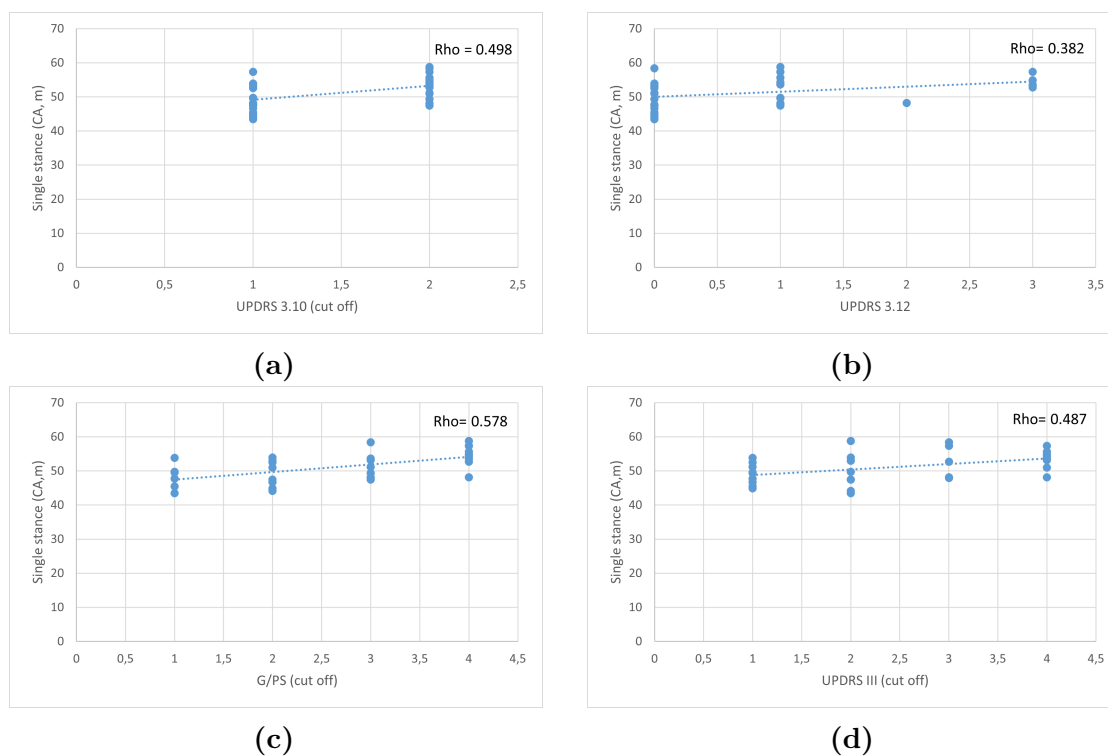


Figura 5.10: Correlazioni del tempo di *single stance* con le scale cliniche (CA=camminata in avanti; CI= camminata all'indietro; m= vista master; s=vista slave)

Dall'analisi dei tempi di singolo e doppio supporto, è emerso che solo il supporto singolo in fase di andata, registrato dalla telecamera *master*, ha mostrato correlazioni significative con le scale cliniche. In particolare con gli item 3.10 (marcia) e 3.12 (stabilità posturale) della MDS-UPDRS, e le scale G/PS e MDS-UPDRS III [Fig. 5.10]. L'aumento del tempo di supporto singolo risulta associato a un peggioramento della qualità della deambulazione: i pazienti tendono infatti a condurre una camminata "trascinata", caratterizzata dal contatto prolungato dei piedi con il suolo piuttosto che dal loro sollevamento. Anche la stabilità posturale sembra essere connessa, probabilmente in maniera indiretta, in quanto entrambi rappresentano indicatori dell'aggravarsi della malattia. Complessivamente, l'aumento dei punteggi delle scale G/PS e MDS-UPDRS III appare coerente con l'aumento del tempo di supporto singolo, che riflette la perdita di coordinazione e stabilità, tipica della progressione della malattia. È importante notare che le correlazioni significative sono emerse solo nella fase di andata della vista *master* indicando ancora una volta come tale condizione rappresenti la più sensibile e affidabile.

È stato applicato il test t di Student per verificare la differenza tra i gruppi suddivisi in base all'item MDS-UPDRS 3.10, ottenendo un valore di $p = 0.004$, a conferma di una differenza statisticamente significativa.

L'angolo di inclinazione massimo del busto sul piano frontale (inclinazione laterale) mostra una chiara correlazione con gli item 3.10 (marcia) [Fig. 5.11b], 3.13 (postura) [Fig. 5.11a,c], con la scala G/PS [Fig. 5.11d] e con la UPDRS III [Fig. 5.11e]. Ciò suggerisce una buona corrispondenza con i punteggi clinici relativi alla postura, suggerendo che la postura calcolata rifletta in maniera coerente la postura valutata clinicamente. Inoltre, evidenzia come la postura assunta influenzi la qualità della deambulazione.

L'angolo massimo calcolato sul piano sagittale (inclinazione antero-posteriore) risulta correlato all'item 3.12 (stabilità posturale) [Fig. 5.11f], confermando la coerenza clinica tra il parametro calcolato e la valutazione medica, oltre che con la scala G/PS [Fig. 5.11g]. Anche l'angolo medio calcolato sul piano frontale mostra una correlazione con il punteggio relativo alla postura [Fig. 5.11h] e con la scala G/PS [Fig. 5.11i]. A differenza di quanto osservato nelle analisi precedenti, nel calcolo degli angoli la fase di ritorno sembra fornire risultati più stabili e affidabili rispetto alla fase di andata.

È stato applicato il test t di Student ai gruppi relativi agli angoli di inclinazione massima in direzione laterale (suddivisi in base all'item MDS-UPDRS 3.10), agli angoli di inclinazione massima in direzione antero-posteriore (suddivisi in base all'item 3.12) e all'angolo medio laterale (suddiviso in base all'item 3.13). I valori di p ottenuti sono risultati pari a 0,004, 0,635 e 0,006, rispettivamente, indicando una differenza statistica significativa per gli angoli laterali, ma non per quelli in direzione antero-posteriore.

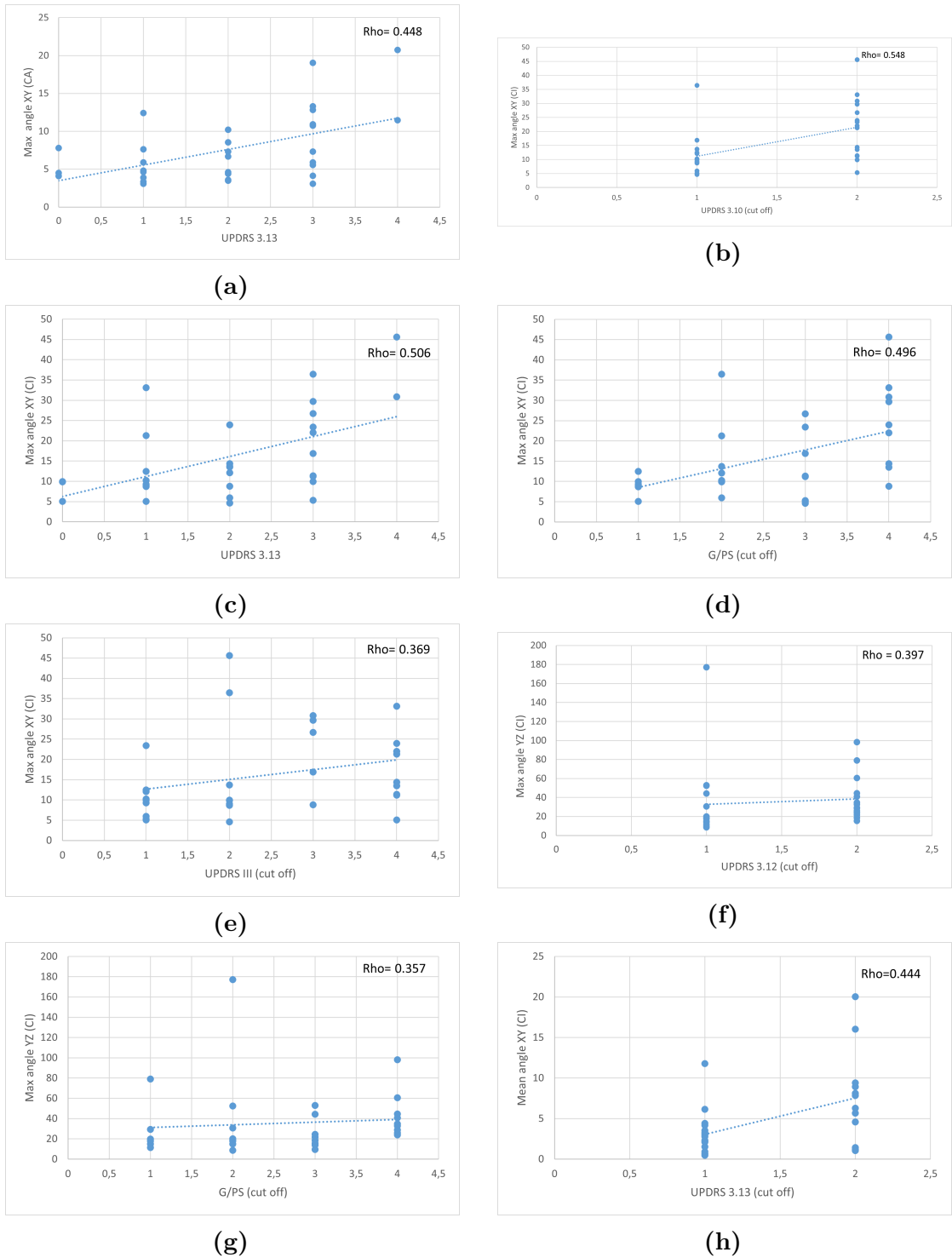
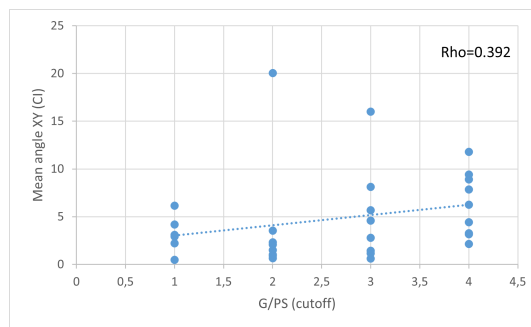


Figura 5.11: Correlazioni dell'angolo di inclinazione del busto con le scale cliniche (CA=camminata in avanti; CI= camminata all'indietro)



(i)

Figura 5.11: (segue)

Capitolo 6

Discussione

Questo studio si propone di applicare tecniche di stima della posa umana all'analisi dell'andatura, con l'obiettivo di sviluppare un algoritmo capace di analizzare e caratterizzare i movimenti di soggetti affetti dalla malattia di Parkinson. Le metriche dell'andatura — tra cui velocità, lunghezza e durata del passo, cadenza, simmetria e postura — rappresentano misure cliniche di grande rilevanza, utilizzate sia nella fase diagnostica sia nella pianificazione e nel monitoraggio dei trattamenti.

I dati calcolati nel presente lavoro offrono un quadro quantitativo delle alterazioni dell'andatura dei soggetti analizzati.

Le misure spaziali assolute, come la lunghezza del passo, risultano poco affidabili, poiché i valori stimati sono irrealisticamente ridotti (dell'ordine dei decimetri anziché dei metri attesi). Questa discrepanza può essere attribuita al fatto che Mediapipe non fornisce una stima accurata della coordinata z , che rappresenta la profondità dell'immagine. Infatti, la coordinata z viene calcolata in maniera approssimativa, senza un vero supporto di dati di profondità [28]. Inoltre, la mancata calibrazione delle telecamere può contribuire ulteriormente agli errori nelle misure spaziali, in quanto l'assenza dei parametri intrinseci ed estrinseci impedisce di ricondurre le coordinate 3D a un sistema metrico affidabile. Ne consegue che le misure metriche assolute nello spazio potrebbero risultare distorte, mentre i parametri relativi e temporali tendono ad essere più consistenti e quindi maggiormente utilizzabili per analisi quantitative. In particolare, le stime delle durate del passo mostrano una buona coerenza con quanto riportato in letteratura [39][4]. I valori medi si attestano attorno a 0.6 s, in entrambe le viste e in entrambi i sensi di marcia, senza differenze significative (nonostante le condizioni meno variabili siano vista master e camminata in avanti). Questo suggerisce che la durata del passo rappresenti un parametro robusto e affidabile, meno influenzato dalle limitazioni della ricostruzione tridimensionale. Anche se la posizione nello spazio può risultare approssimativa, la variazione temporale degli eventi resta ben riconoscibile.

Di conseguenza anche i parametri basati sulle misure spaziali, come la velocità (calcolata a partire dalla somma delle lunghezze dei passi e dalla durata delle fasi) risultano poco realistici, con valori dell'ordine di decimetri al secondo, nettamente inferiori a quelli riportati in letteratura per soggetti sani e patologici. Al contrario, la cadenza, calcolata contando il numero di passi nell'unità di tempo, è molto più consistente e coerente con la letteratura. In particolare due studi [4][40] hanno evidenziato come nei pazienti con malattia di Parkinson la cadenza risulti inferiore rispetto ai gruppi di controllo, con valori medi di 102.4, 108.5 passi/minuto nei pazienti, contro 113.8 e 183.5 dei pazienti sani. In questo studio la cadenza media osservata è pari a 104.9 passi/minuto, quindi comparabile ai precedenti lavori, a supporto della validità di questo indicatore come parametro clinico.

Anche la stima delle fasi di *single stance* e *double stance* risulta piuttosto accurata, trattandosi di misure relative rispetto all'intero ciclo del passo. La durata media del *single stance*, espressa in percentuale del gait cycle (GC), è risultata in linea con quanto riportato in letteratura [4][41][5][38]. In particolare, i valori medi ottenuti per il supporto singolo sono pari al 52% del GC nella fase di 'camminata in avanti' e 59.3% nella fase di 'camminata indietro', mentre per il doppio supporto sono pari al 17,4% nella fase di camminata in avanti e 32,56% nella camminata indietro. Numerosi studi hanno evidenziato come nei pazienti con malattia di Parkinson la fase di appoggio risulti significativamente più lunga rispetto ai controlli sani, mentre il tempo di doppio supporto risulta anch'esso aumentato, attestandosi intorno al 17,9% del GC [41]. L'aumento del *double support* rappresenta un indice di instabilità posturale. Questo fenomeno può essere interpretato come conseguenza di uno spostamento incompleto del centro di massa, legato a una ridotta forza muscolare, a una traslazione in avanti più lenta e a un ritardo nello scarico dell'arto oscillante [38]. I valori riportati dalla letteratura sono perfettamente in linea con i risultati ottenuti nella fase di camminata in avanti. Questa differenza tra fasi è un'ulteriore dimostrazione del fatto che la fase 'camminata in avanti' fornisce una stima più affidabile e rappresentativa dei parametri del cammino rispetto alla 'camminata all'indietro', dove le misurazioni sembrano alterate.

Infine, anche i parametri angolari relativi all'inclinazione del busto sono risultati accurati e coerenti con quanto riportato in letteratura [42][43]. Considerando la fase di camminata in avanti, le medie calcolate sono pari a 7.61° per la flessione laterale (piano frontale) e 3.88° per la flessione in avanti (piano sagittale). Questi valori supportano numerosi studi che evidenziano come i pazienti affetti da MP presentino una postura caratterizzata da una marcata curvatura e inclinazione del tronco, con conseguenze sulla stabilità e sul controllo posturale.

6.1 Obiettivo tecnico

Un primo obiettivo del lavoro è stato quello di confrontare le due viste *master* e *slave*, al fine di individuare quale telecamera garantisse un tracciamento più stabile e quindi più adatta all'analisi quantitativa del movimento. Con questo fine sono state analizzate le variabilità dei diversi segmenti corporei e dei parametri spazio-temporali ottenuti. Nell'analisi non sono state considerate le fasi di transizione, poiché troppo brevi, e in particolare la fase di *turn*, poco favorevole per la telecamera laterale che spesso perdeva il tracciamento del paziente. Nella fase in cui il paziente è seduto, la telecamera *slave* risulta la più affidabile. Ciò potrebbe essere dovuto al fatto che, nella maggior parte dei video, nella vista *master* MediaPipe impiega più tempo a stabilizzare lo scheletro, che inizialmente risulta dunque più variabile. Questa maggiore variabilità incide sulla deviazione standard delle lunghezze corporee nella fase seduta, penalizzando la vista *master*. Tuttavia, questa fase è di scarso interesse per l'analisi del movimento, poiché il soggetto è fermo e non tutti i punti del corpo risultano ben visibili. Nelle fasi di maggior interesse per lo studio del cammino, quali 'camminata in avanti' e 'camminata all'indietro', la telecamera con il tracciamento più stabile risulta essere la telecamera *master* che presenta deviazioni standard minori delle lunghezze corporee rispetto alla *slave*. Questo risultato è confermato anche dal confronto delle deviazioni standard dei parametri spaziotemporali del cammino, quali lunghezza e durata del passo che risultano più coerenti nella vista *master*. In sintesi, sebbene la telecamera *slave* mostri più accuratezza nella fase seduta, questa risulta poco rilevante ai fini dell'analisi del movimento. Al contrario, nelle fasi più significative dello studio del cammino, la telecamera *master* garantisce un tracciamento più stabile e parametri spazio-temporali più consistenti. Pertanto, la vista ***master*** può essere considerata la più **affidabile** e rappresenta la scelta da preferire per le analisi.

6.2 Obiettivo clinico

Dopo aver identificato i parametri spazio-temporali e cinematici del cammino, è stata verificata la loro rilevanza clinica. Per questo motivo, tali parametri sono stati correlati con le scale di valutazione motoria disponibili, al fine di indagare se le misure ottenute siano fedeli al quadro clinico del paziente e possano offrire un supporto oggettivo alla valutazione tradizionale. L'analisi delle correlazioni tra i tempi delle diverse fasi del TUG e le scale cliniche consente di evidenziare quali parametri temporali abbiano un significato clinico. Tra tutti, il tempo totale impiegato per completare il test si conferma come il più rappresentativo, mostrando il maggior numero di associazioni con i punteggi delle scale. Questo risultato è coerente con l'uso consolidato del TUG nella pratica clinica come

indicatore complessivo della funzionalità motoria dei soggetti. Analizzando le singole fasi, emergono elementi di interesse. L'atto di alzarsi dalla sedia riflette agilità, stabilità ed equilibrio, e il tempo impiegato per alzarsi risulta concorde con i punteggi relativi a tali aspetti. Le durate della camminata in avanti e quella all'indietro mostrano correlazioni significative con gli item relativi alla postura e all'agilità, confermando che una compromissione posturale incide negativamente sulla deambulazione. La fase di rotazione, notoriamente critica per i pazienti con MP, risulta associata all'agilità delle gambe e in maniera indiretta alla capacità di alzarsi dalla sedia, dato che entrambi i gesti richiedono forza e controllo degli arti inferiori. Diversamente, la fase di seduta non ha mostrato correlazioni significative con le scale cliniche, suggerendo che questo gesto sia meno sensibile nel discriminare differenze motorie, o che il sistema non sia sufficientemente accurato a catturarlo.

La riduzione della lunghezza del passo è una delle principali caratteristiche dell'andatura dei soggetti con MP. Tuttavia, studi precedenti hanno suggerito che la variabilità è più utile a descrivere i disturbi dell'andatura rispetto alla misurazione dei parametri spazio-temporali della camminata [41]. Infatti, nonostante la scarsa accuratezza dei valori assoluti, questo lavoro ha evidenziato la presenza di correlazioni tra la lunghezza del passo e le scale cliniche. In particolare, è emersa un'associazione con le scale relative alla stabilità e all'equilibrio, suggerendo che tale parametro possa comunque riflettere aspetti clinicamente rilevanti del controllo posturale. Anche la durata del passo risulta coerente con questi aspetti: un tempo più lungo riflette una compromissione posturale più marcata e una percezione soggettiva di maggiore fatica durante la deambulazione.

La velocità è emersa come uno dei parametri più informativi dal punto di vista clinico, nonostante, analogamente alla lunghezza del passo, risulti poco accurata in termini assoluti. In particolare, la sua associazione con la MDS-UPDRS III e la scala G/PS conferma che un peggioramento dei sintomi motori si riflette in una riduzione della velocità del cammino. Anche la correlazione con la scala BBS è significativa: punteggi più alti, indice di miglior equilibrio e controllo posturale, si associano a una maggiore velocità. Questi risultati suggeriscono che la velocità possa essere interpretata come indice della capacità del paziente di mantenere la stabilità durante la deambulazione, risentendo meno delle difficoltà legate all'equilibrio. Questa ipotesi trova ulteriore conferma nell'associazione della velocità con i punteggi dell'item 3.13 della scala MDS-UPDRS relativo alla postura: i pazienti con una postura compromessa tendono a camminare più lentamente. Sebbene la velocità non rappresenti una misura affidabile, il confronto tra pazienti ne evidenzia la potenziale utilità clinica. Il modello è in grado infatti di rilevare le differenze tra pazienti coerenti con il loro quadro motorio, suggerendo un possibile impiego di questo parametro come strumento di supporto alla valutazione tradizionale.

Diversa è la situazione per la cadenza, che pur essendo un parametro più affidabile in termini assoluti, non ha mostrato utilità clinica. L'unica debole correlazione con

la scala G/PS riduce la sua capacità discriminante nel contesto considerato.

L'analisi degli indici di simmetria ha messo in evidenza come l'asimmetria dei passi rappresenti un parametro clinicamente importante. La correlazione con gli item della MDS-UPDRS legati alla postura e alla qualità del cammino suggerisce che un'asimmetria marcata sia accompagnata da scarsa instabilità e da una deambulazione poco fluida. È plausibile che i soggetti con MP adattino l'andamento del passo al fine di migliorare l'equilibrio, come strategia compensatoria in presenza di deficit posturali.

Il tempo di supporto singolo è risultato associato alle scale relative alla marcia e alla stabilità posturale. L'aumento di tale parametro riflette una deambulazione meno efficiente, caratterizzata da un passo 'trascinato', causato da un ridotto sollevamento dei piedi. La relazione osservata con la stabilità posturale rafforza l'ipotesi che rappresenti un indicatore di un aggravamento motorio.

Infine gli angoli di inclinazione del busto hanno mostrato risultati particolarmente rilevanti. La correlazione con l'item 3.13 della MDS-UPDRS, oltre che con le scale globali di valutazione, conferma che la postura stimata rifletta quella valutata dai clinici. In particolare l'inclinazione laterale appare in linea con la qualità della marcia, sottolineando come un assetto posturale compromesso influenzi negativamente la fluidità del cammino. Da notare che per le misure angolari, a differenza di tutti gli altri parametri calcolati, la fase di ritorno è risultata più stabile di quella di andata.

6.3 Criticità e limitazioni

Durante lo studio e l'analisi svolta in questo lavoro, sono emerse diverse criticità del modello. In primo luogo, i parametri spaziali e quelli da essi derivati si sono dimostrati poco accurati in valore assoluto, principalmente a causa della difficoltà di MediaPipe nello stimare la coordinata di profondità. In secondo luogo, non tutte le fasi del TUG sono state riprese da entrambe le telecamere: nella configurazione adottata, infatti, il paziente talvolta usciva dal campo di ripresa della telecamera *slave*, con conseguente perdita del tracciamento. Mentre la fase di ritorno si è dimostrata meno stabile e accurata rispetto a quella di andata. Un ulteriore problema è stato il tracciamento poco accurato dei piedi che ha reso complessa e poco affidabile l'analisi dei parametri legati al passo.

A queste criticità si aggiungono diverse limitazioni metodologiche, come la non completa automaticità dell'algoritmo implementato su MATLAB: talvolta l'operatore deve selezionare manualmente i picchi giusti per identificare le transizioni, a causa della presenza di rumore nel segnale. Il tracking risente di fattori esterni, quali occlusioni, condizioni di illuminazione e caratteristiche del vestiario. Il campione analizzato conta solo 31 pazienti, un numero ridotto che potrebbe introdurre bias

e limitare la generalizzabilità dei risultati. Inoltre le telecamere non sono state calibrate rispetto all'ambiente di acquisizione: l'assenza di un sistema di riferimento spaziale ha amplificato l'errore sui parametri spaziali. Un'ulteriore limitazione è l'assenza del confronto diretto con strumenti gold standard che avrebbe permesso di validare in modo oggettivo le misure ottenute dal modello.

Capitolo 7

Conclusioni

Questa tesi ha mostrato come l'impiego di MediaPipe Pose possa rappresentare un approccio innovativo e accessibile per l'analisi del movimento dei soggetti con malattia di Parkinson, fornendo risultati in linea con i dati clinici. Le metriche dell'andatura sono state calcolate a partire da video registrati da due videocamere, una frontale e una laterale inclinata di circa 25°. L'analisi ha evidenziato la maggiore affidabilità di quella frontale.

L'analisi delle correlazioni con le principali scale cliniche ha messo in luce relazioni significative tra i parametri calcolati e le valutazioni cliniche. In particolare, la durata totale del Timed Up and Go (TUG) e quella della camminata in avanti hanno mostrato numerose associazioni. Anche parametri come la lunghezza e la durata del passo, la velocità, l'indice di simmetria, il tempo di supporto singolo e l'angolo di inclinazione del busto hanno mostrato associazioni con le scale fornite, confermando la loro rilevanza clinica per il monitoraggio dei pazienti con MP.

Tuttavia, i parametri spaziali non si sono dimostrati affidabili in valore assoluto, suggerendo che le misure ottenute vanno interpretate ed analizzate con cautela.

Per i lavori futuri sarà fondamentale lavorare sull'accuratezza dei parametri spaziali, ad esempio attraverso procedure di calibrazione delle telecamere. Inoltre l'estensione della validazione a un campione più ampio e diversificato, comprendente pazienti in diversi stadi della malattia, aiuterebbe a consolidare l'affidabilità del metodo, così come il confronto con un gruppo di controllo. Un ulteriore sviluppo potrà riguardare l'analisi di parametri aggiuntivi come gli angoli articolari di ginocchio, anca e caviglia, l'oscillazione delle braccia, la velocità di rotazione.

In conclusione, MediaPipe è uno strumento in forte sviluppo che, con opportuni miglioramenti, potrà essere impiegato come metodo non invasivo e a basso costo per l'analisi del movimento di oggetti con Parkinson. Pur non sostituendo completamente i metodi tradizionali di analisi, questo approccio può fornire un valido supporto clinico e di ricerca, soprattutto in contesti in cui le risorse risultano

limitate, utile sia per il monitoraggio domiciliare sia per il supporto alla diagnosi e alla valutazione funzionale dei pazienti.

Bibliografia

- [1] Silvia Del Din et al. «Gait analysis with wearables predicts conversion to Parkinson disease». In: *Annals of Neurology* 86.3 (2019), pp. 357–367. DOI: 10.1002/ana.25548 (cit. a p. 1).
- [2] Janice M Beitz. «Parkinson’s Disease: A Review». In: *Frontiers in Bioscience - Scholar* 6 S (2014), pp. 65–74. DOI: 10.2741/S415 (cit. alle pp. 1, 3, 4, 6, 7, 13).
- [3] Jeongsik Kim, Ryul Kim, Kyeongho Byun, Nyeonju Kang e Kiwon Park. «Assessment of temporospatial and kinematic gait parameters using human pose estimation in patients with Parkinson’s disease: A comparison between near-frontal and lateral views». In: *PLoS ONE* 20.1 (2025), e0317933. DOI: 10.1371/journal.pone.0317933 (cit. alle pp. 1, 21, 26).
- [4] Michele Pistacchi, Manuela Gioulis, Flavio Sanson, Ennio De Giovannini, Giuseppe Filippi, Francesca Rossetto e Sandro Zambito Marsala. «Gait analysis and clinical correlations in early Parkinson’s disease». In: *Functional Neurology* 32.1 (2017), pp. 28–34. DOI: 10.11138/FNeur/2017.32.1.028 (cit. alle pp. 1, 63, 69, 70).
- [5] A. J. Nelson, D. Zwick, S. Brody et al. «The validity of the GaitRite and the Functional Ambulation Performance scoring system in the analysis of Parkinson gait». In: *NeuroRehabilitation* 17.3 (2002), pp. 255–262. DOI: 10.3233/NRE-2002-17312 (cit. alle pp. 1, 70).
- [6] Afshin Samii, John G. Nutt e Bruce R. Ransom. «Parkinson’s disease». In: *The Lancet* 363.9423 (2004), pp. 1783–1793. DOI: 10.1016/S0140-6736(04)16305-8 (cit. alle pp. 1, 4).
- [7] C. J. Shanahan et al. «Technologies for Advanced Gait and Balance Assessments in People with Multiple Sclerosis». In: *Frontiers in Neurology* 8 (2018), p. 708. DOI: 10.3389/fneur.2017.00708 (cit. alle pp. 1, 14, 17–20).
- [8] Anthony E Lang Lorraine V Kalia. «Parkinson’s Disease». In: *The Lancet* 386 (ago. 2015), pp. 896–912. DOI: 10.1016/S0140-6736(14)61393-3 (cit. alle pp. 3–6, 13).

- [9] Thomas B. Stoker e J. C. Greenland, cur. *Parkinson's Disease: Pathogenesis and Clinical Aspects*. Brisbane (AU): Codon Publications, dic. 2018. DOI: 10.15586/codonpublications.parkinsonsdisease (cit. alle pp. 3, 4).
- [10] Christine Klein Bastiaan RBloem. «Parkinson's Disease». In: *The Lancet* 397 (giu. 2021), pp. 2284–2303. DOI: 10.1016/S0140-6736(21)00218-X (cit. alle pp. 4–6).
- [11] Houman Homayoun. «Parkinson Disease». In: *Annals of Internal Medicine* 169.5 (set. 2018), ITC33–ITC48. DOI: 10.7326/AITC201809040 (cit. alle pp. 4, 5, 7, 13).
- [12] Antonina Kouli, Kathrine M. Torsney e William-Li Kuan. «Parkinson's disease: Etiology, neuropathology, and pathogenesis». In: *Parkinson's Disease: Pathogenesis and Clinical Aspects*. Codon Publications, 2018. Cap. 1. DOI: 10.15586/codonpublications.parkinsonsdisease.2018.ch1 (cit. alle pp. 6–11).
- [13] Roberta Balestrino e Anthony H. V. Schapira. «Parkinson's disease». In: *European Journal of Neurology* 27.1 (ott. 2020), pp. 27–42. DOI: 10.1111/ene.14108 (cit. alle pp. 7, 8).
- [14] Ole-Bjørn Tysnes e Anders Storstein. «Epidemiology of Parkinson's disease». In: *Journal of Neural Transmission (Vienna)* 124.8 (ago. 2017), pp. 901–905. DOI: 10.1007/s00702-017-1686-y (cit. a p. 7).
- [15] Werner Poewe, Klaus Seppi, Caroline Tanner e et al. «Parkinson's disease». In: *Nature Reviews Disease Primers* 3 (2017), p. 17013. DOI: 10.1038/nrdp.2017.13 (cit. a p. 8).
- [16] Shumaila Zafar e S. S. Yaddanapudi. «Parkinson Disease». In: *StatPearls [Internet]*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2025 (cit. a p. 10).
- [17] Robert E. Burke, William T. Dauer e Jean Paul G. Vonsattel. «A critical evaluation of the Braak staging scheme for Parkinson's disease». In: *Annals of Neurology* 64.5 (2008), pp. 485–491. DOI: 10.1002/ana.21596 (cit. a p. 10).
- [18] Meg E. Morris, Frances Huxham, Jennifer McGinley, Karen Dodd e Robert Iansek. «The biomechanics and motor control of gait in Parkinson's disease». In: *Clinical Biomechanics* 16.6 (2001), pp. 459–470. DOI: 10.1016/S0268-0033(01)00035-3 (cit. a p. 10).
- [19] Jacek Opara, Andrzej Małeck, Ewa Małeczka e Tomasz Socha. «Motor assessment in Parkinson's disease». In: *Annals of Agricultural and Environmental Medicine* 24.3 (set. 2017), pp. 411–415. DOI: 10.5604/12321966.1232774 (cit. alle pp. 11, 12).

- [20] «The Unified Parkinson’s Disease Rating Scale (UPDRS): Status and Recommendations». In: *Movement Disorders* 18.7 (2003). Web, pp. 738–750 (cit. a p. 12).
- [21] Roisin C. Vance, Dan G. Healy, Rose Galvin e Helen P. French. «Dual Tasking With the Timed “Up & Go” Test Improves Detection of Risk of Falls in People With Parkinson’s Disease». In: *Physical Therapy* 95.1 (2015), pp. 95–102. DOI: 10.2522/PTJ.20130386 (cit. a p. 12).
- [22] Femke Hulzinga, Alice Nieuwboer, Bauke W. Dijkstra, Martina Mancini, Carolien Strouwen, Bastiaan R. Bloem e Pieter Ginis. «The New Freezing of Gait Questionnaire: Unsuitable as an Outcome in Clinical Trials?» In: *Movement Disorders Clinical Practice* 7.2 (2020), pp. 199–205. DOI: 10.1002/mdc3.12893 (cit. a p. 13).
- [23] Mahmoud El-Gohary, Sean Pearson, James McNames, Martina Mancini, Fay Horak, Sabato Mellone e Lorenzo Chiari. «Continuous Monitoring of Turning in Patients with Movement Disability». In: *Sensors (Basel)* 14.1 (2013), pp. 356–369. DOI: 10.3390/s140100356 (cit. alle pp. 14, 17, 19).
- [24] L. di Biase, A. Di Santo, M. L. Caminiti, A. De Liso, Sudafrica Shah, L. Ricci e V. Di Lazzaro. «Analisi dell’andatura nella malattia di Parkinson: una panoramica dei marcatori più accurati per la diagnosi e il monitoraggio dei sintomi». In: *Sensors* 20 (2020), p. 3529. DOI: 10.3390/s20123529 (cit. alle pp. 14–16, 18, 19, 61).
- [25] W. Tao, T. Liu, R. Zheng e H. Feng. «Gait Analysis Using Wearable Sensors». In: *Sensors* 12.2 (2012), pp. 2255–2283. DOI: 10.3390/s120202255 (cit. alle pp. 14, 16, 17).
- [26] J. V. Jacobs, F. B. Horak, V. K. Tran e J. G. Nutt. «Multiple balance tests improve the assessment of postural stability in subjects with Parkinson’s disease». In: *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 77.3 (2006), pp. 322–326. DOI: 10.1136/jnnp.2005.068742 (cit. alle pp. 17, 19, 54).
- [27] M. M. Ali, M. M. Hassan e M. Zaki. «Human Pose Estimation for Clinical Analysis of Gait Pathologies». In: *Bioinformatics and Biology Insights* (2024). DOI: 10.1177/11779322241231108 (cit. alle pp. 21, 24).
- [28] Dimitrios Menychtas et al. «Gait analysis comparison between manual marking, 2D pose estimation algorithms, and 3D marker-based system». In: *Frontiers in Rehabilitation Sciences* 4 (2023), p. 1238134. DOI: 10.3389/freesc.2023.1238134 (cit. alle pp. 21, 24, 25, 69).
- [29] C. S. T. Hii, K. B. Gan, N. Zainal, N. Mohamed Ibrahim, S. Azmin, S. H. Mat Desa, B. van de Warrenburg e H. W. You. «Automated Gait Analysis Based on a Marker-Free Pose Estimation Model». In: *Sensors* 23.14 (2023), p. 6489. DOI: 10.3390/s23146489 (cit. alle pp. 21, 24).

-
- [30] Google AI Edge. *MediaPipe Pose Landmarker*. Accessed: 2025-08-26. 2023. URL: https://ai.google.dev/edge/mediapipe/solutions/vision/pose_landmarker?hl=it%5C#pose_landmarker_model (cit. a p. 22).
- [31] Taha Anwar e Rizwan Naeem. *Real-Time 3D Pose Detection & Pose Classification with Mediapipe and Python*. Accessed: 2025-08-26. 2024. URL: <https://bleedaiacademy.com/introduction-to-pose-detection-and-basic-pose-classification/> (cit. a p. 22).
- [32] Ameer Latreche, Ridha Kelaiaia, Ahmed Chemori e Adlen Kerboua. «Reliability and validity analysis of MediaPipe-based measurement system for some human rehabilitation motions». In: *Measurement* 214 (2023), p. 112826. ISSN: 0263-2241. DOI: 10.1016/j.measurement.2023.112826 (cit. alle pp. 22, 25).
- [33] N. Aharony, A. Meshurer, M. Krakovski, Y. Parmet, I. Melzer e Y. Edan. «Comparative Analysis of Cameras and Software Tools for Skeleton Tracking». In: *IEEE Sensors Journal* 24.20 (ott. 2024), pp. 32302–32312. DOI: 10.1109/JSEN.2024.3450754 (cit. a p. 25).
- [34] H. Khalil, A. M. S. E. Saad e U. Khairuddin. «Diagnosis of Cerebellar Ataxia Based on Gait Analysis Using Human Pose Estimation: A Deep Learning Approach». In: *2022 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*. Kuala Lumpur, Malaysia: IEEE, 2022, pp. 201–206. DOI: 10.1109/IECBES54088.2022.10079396 (cit. a p. 25).
- [35] L. Ceriola, J. Taborri, M. Donati, S. Rossi, F. Patanè e I. Miletì. «Comparative Analysis of Markerless Motion Capture Systems for Measuring Human Kinematics». In: *IEEE Sensors Journal* 24.17 (set. 2024), pp. 28135–28144. DOI: 10.1109/JSEN.2024.3431873 (cit. a p. 25).
- [36] J. Yang e K. Park. «Improving Gait Analysis Techniques with Markerless Pose Estimation Based on Smartphone Location». In: *Bioengineering* 11.2 (2024), p. 141. DOI: 10.3390/bioengineering11020141 (cit. a p. 25).
- [37] Seira Taniguchi et al. «The validation of a Japanese version of the New Freezing of Gait Questionnaire (NFOG-Q)». In: *Neurological Sciences* 45 (2024), pp. 3147–3152. DOI: 10.1007/s10072-024-07405-y (cit. a p. 55).
- [38] A. Peppe, C. Chiavalon, P. Pasqualetti, D. Crovato e C. Caltagirone. «Does gait analysis quantify motor rehabilitation efficacy in Parkinson’s disease patients?» In: *Gait & Posture* 26.3 (2007), pp. 452–462. ISSN: 0966-6362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.11.207 (cit. alle pp. 63, 70).
- [39] Dawn Tan et al. «Automated analysis of gait and modified timed up and go using the Microsoft Kinect in people with Parkinson’s disease: associations with physical outcome measures». In: *Medical & Biological Engineering & Computing* 56.10 (2018), pp. 1783–1793. DOI: 10.1007/s11517-018-1868-2 (cit. a p. 69).

- [40] Olumide Sofuwa, Alice Nieuwboer, Kaat Desloovere, Anne-Marie Willems, Fabienne Chavret e Ilse Jonkers. «Quantitative Gait Analysis in Parkinson's Disease: Comparison With a Healthy Control Group». In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 86.5 (2005), pp. 930–936. DOI: 10.1016/j.apmr.2004.08.012 (cit. a p. 70).
- [41] Jeffrey M. Hausdorff, Merit E. Cudkowicz, Renée Firtion, Jeanne Y. Wei e Ary L. Goldberger. «Gait variability and basal ganglia disorders: Stride-to-stride variations of gait cycle timing in Parkinson's disease and Huntington's disease». In: *Movement Disorders* 13.3 (1998), pp. 428–437. DOI: 10.1002/mds.870130310 (cit. alle pp. 70, 72).
- [42] Wen-Chieh Yang, Wei-Li Hsu, Ruey-Meei Wu, Tung-Wu Lu e Kwan-Hwa Lin. «Motion analysis of axial rotation and gait stability during turning in people with Parkinson's disease». In: *Gait & Posture* 44 (2016), pp. 83–88. ISSN: 0966-6362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.10.023 (cit. a p. 70).
- [43] Roberta de Melo Roiz, Enio Walker Azevedo Cacho, Manoela Macedo Pazinato, Julia Guimarães Reis, Alberto Jr Cliquet e Elizabeth M. A. Barasnevicus-Quagliato. «Gait analysis comparing Parkinson's disease with healthy elderly subjects». In: *Arquivos de Neuro-Psiquiatria* 68.1 (2010), pp. 81–86. DOI: 10.1590/S0004-282X2010000100018 (cit. a p. 70).