



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE**

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**“ANALISI DEL MOVIMENTO DELL'ARTE SUPERIORE E
ARTETERAPIA NEL MORBO DI PARKINSON”**

Relatore: Prof. ZIMI SAWACHA

Laureanda: ANITA FETAJ

Correlatore: Dott. ELENA PEGOLO

ANNO ACCADEMICO 2021 – 2022

Data di laurea 07-03-2022

ABBREVIAZIONI

UPDRS: *Unified Parkinson Disease Rating Scale*

BBT: *Box and Blocks Test*

H&Y: *Hoehn and Yahr*

EPDA: *European Parkinson's Disease Association*

FTT: *Finger Tapping Test*

PD: *Parkinson's Disease*

GRF: *Ground Reaction Force*

IMU: *Inertial Measurement Unit*

EMG: *Electromyography*

IR-UWB: *Impulse-Radio Ultra-Wide Band*

PDSS: *Parkinson's Disease Sleep Scale*

SF-36: *Short-Form 36*

SIP: *Sickness Impact Profile*

MMSE: *Mini Mental State Examination*

MoCA: *Montreal Cognitive Assessment*

CSI: *Caregiver Strain Index*

IR: *Infrared*

DBS: *Deep Brain Stimulation*

HS: *Healthy Subjects*

NJ: *Normalized Jerk*

fMRI: *functional Magnetic Resonance Imaging*

INDICE

1 Introduzione	4
1.1 Obiettivo e outline della tesi	4
1.2 Analisi del movimento	5
1.3 Strumenti per l'analisi del movimento	9
1.3.1 Stereofotogrammetria	9
1.3.2 IMU	10
1.4 Il Morbo di Parkinson	11
1.4.1 Sintomi motori e non motori	12
1.4.2 Diagnosi	13
1.4.3 Terapia	14
1.4.4 Scale di valutazione	14
2 Ricerca bibliografica	17
3 Arteterapia e Parkinson	19
4 Analisi del movimento negli arti superiore e inferiore in pazienti con il Morbo di Parkinson	22
5 Analisi del jerk nel Morbo di Parkinson	23
5.1 Analisi del jerk tramite sensori inerziali	24
5.2 Analisi del jerk tramite stereofotogrammetria	30
6 Conclusioni	32
7 Bibliografia	33

CAPITOLO 1 – INTRODUZIONE

1.1 OBIETTIVO E OUTLINE DELLA TESI

La malattia di Parkinson rappresenta una sfida costante per la comunità scientifica che ha come obiettivo lo studio delle cause della malattia stessa, siano esse di natura genetica o ambientale. A ciò si aggiunge l'importanza della scelta delle terapie di tipo farmacologico e non-farmacologico che sono in costante studio ed evoluzione. Ad oggi si può fare una stima della prevalenza di tale malattia. Nel 2015 *Global Burden of Disease Study* ha stimato la prevalenza della malattia di Parkinson approssimativamente a 6.2 milioni di persone in tutto il mondo. In realtà, questo numero potrebbe essere molto più elevato dal momento che molti casi non vengono diagnosticati. Poiché l'incidenza di Parkinson incrementa con l'età e la longevità è in continuo aumento, si prevede, per la fine del 2040, un incremento che coinvolgerà fino a 13 milioni di persone affette con Parkinson. Infine, molto importante nella malattia di Parkinson è la figura del *caregiver*, ovvero 'colui che si prende cura' e si riferisce a familiari che si prendono cura e che aiutano nei bisogni fisici ed emotivi di un loro congiunto ammalato e/o disabile.

Non esiste una cura specifica per il Parkinson, ma vi sono diversi approcci che riguardano la riabilitazione dei sintomi e lo stato emotivo del paziente in grado di migliorare il corso della malattia e di conseguenza, la qualità della vita.

Il presente lavoro ha come obiettivo il confronto di diversi studi riguardanti l'arteterapia e il Parkinson e la corrispondente analisi del movimento dell'arto superiore, in particolare l'analisi della fluidità dei movimenti, che quantitativamente è rappresentata dal *jerk*.

Nel corso di questo elaborato verranno messi a confronto le diverse valutazioni del *jerk* ottenuti in gruppi composti da persone sane e persone affette da Parkinson.

Gli articoli scientifici selezionati per questo progetto includono due *macro-tasks*, l'arteterapia nel Parkinson ed i *tasks* che coinvolgono gli arti superiore e inferiore dall'altra: analisi del cammino, *Box*

and Blocks Test (BBT), *tasks* che coinvolgono capacità cognitive, prono-supinazione delle mani, *Finger-Tapping Test* e *tasks* che prevedono l'utilizzo di un *digital device* (ex. tablet).

La tesi in oggetto è organizzata come segue:

- Il capitolo 1 fornisce una panoramica riguardante l'obiettivo di questo elaborato, l'analisi del movimento e degli strumenti utilizzati: stereofotogrammetria e sistemi di unità inerziali (IMU), il morbo di Parkinson, la diagnosi, la terapia, i sintomi e le scale di valutazione.
- Nel capitolo 2 vengono mostrati i metodi e il materiale utilizzati per la ricerca bibliografica e una tabella riassuntiva con gli articoli selezionati.
- Nel capitolo 3 viene illustrata l'arteterapia e vengono riportati alcuni studi che utilizzano *task* consistenti in creazioni artistiche.
- Nel capitolo 4 viene fornito un quadro generale sull'analisi del movimento nelle persone con Parkinson e sull'importanza degli strumenti utilizzati.
- Nel capitolo 5 viene analizzato il *jerk* nelle persone con Parkinson. In particolare, l'analisi del *jerk* normalizzato e adimensionale tramite stereofotogrammetria e IMU.
- Nel capitolo 6 viene valutata l'importanza dei primi sintomi del morbo di Parkinson, dell'arteterapia e del *jerk* come possibile nuovo biomarcatore nell'analisi del movimento dell'arto superiore.
- Nel capitolo 7 è riportata la bibliografia.

1.2 Analisi del movimento

L'analisi del movimento umano ha come scopo la raccolta di informazioni quantitative che riguardano la meccanica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di un *task* motorio. Nello specifico, l'informazione viene raccolta considerando il movimento del centro di massa del corpo umano, il moto relativo tra ossa adiacenti, o tra articolazioni, le forze scambiate con l'ambiente circostante, i carichi trasmessi tra sezioni o interi segmenti corporei, o carichi trasmessi da singoli tessuti come i muscoli, i tendini, i legamenti e le ossa. Ulteriori valutazioni interessano la variazione dell'energia dei segmenti corporei e l'attività muscolare [Cappozzo et al., 2005].

Uno dei movimenti più studiati è il cammino umano che è rappresentato da una sequenza di movimenti involontari, ripetuti ciclicamente ed indotti da movimenti volontari.

Per poter analizzare e misurare il ciclo del passo in maniera oggettiva vanno considerate diverse variabili: spazio-temporali, cinematiche e cinetiche.

Il ciclo del passo (*gait cycle*) è definito come il tempo che intercorre tra due contatti iniziali dello stesso piede. Ciascun ciclo del passo è composto da una fase di appoggio (*stance phase*) e una fase di oscillazione (*swing phase*). Nel corso del ciclo del passo, a seconda che sia un piede o entrambi i piedi appoggiati su una superficie, si possono individuare due fasi. Rispettivamente:

- appoggio singolo (*single limb support*)
- doppio appoggio (*double limb support*).

La fase di appoggio rappresenta il periodo di tempo in cui il piede è a contatto con una superficie di supporto. In questa fase l'urto viene attutito e viene immagazzinata l'energia necessaria per la fase successiva.

La fase di appoggio è suddivisa in tre sottofasi:

1. Fase di contatto: occupa circa il 10% del ciclo del passo e comprende una fase di doppio appoggio in cui il contatto iniziale è il margine posteriore del calcagno al suolo e la tibia verso l'interno, mentre l'arto opposto è appoggiato per terra con l'avampiede; quindi, non si è ancora staccato da terra e permetterà la propulsione in avanti.
2. Fase intermedia: rappresenta il 30% dell'intero ciclo del passo, ha inizio quando la pianta del piede è interamente a contatto con il suolo mentre il piede dell'arto opposto si trova in volo e quindi si troverà a iniziare la fase di oscillazione. In questa fase, la tibia ruota gradualmente verso l'esterno in modo che il piede venga preparato per la fase successiva.
3. Fase propulsiva: occupa il 50% del ciclo del passo, ha inizio quando il tallone si solleva da terra fino a che il calcagno lascia il suolo mentre la tibia subisce una extra-rotazione. La fase di propulsione termina con un doppio appoggio, chiamata anche fase di *pre-swing*, in cui il piede opposto si trova con il tallone appoggiato al suolo avendo terminato la fase di oscillazione mentre l'arto opposto si trova con l'avampiede al suolo, pronto a staccarsi da terra per entrare nella fase di oscillazione o *swing*.

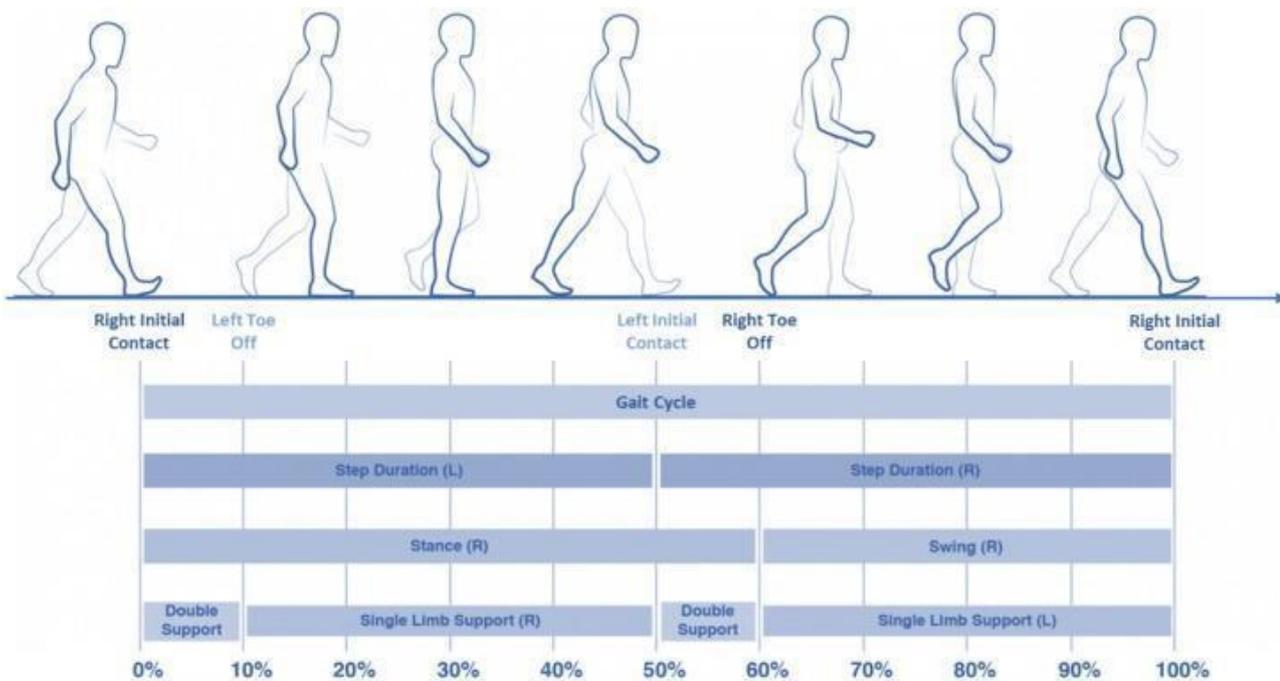


Figura 1 - Ciclo del passo umano [Di Biase et al., 2020 MDPI]

Mentre, durante la fase di oscillazione il piede è in volo. La fase di oscillazione si divide, a sua volta, in tre sottofasi:

1. Fase iniziale: occupa il 60% dell'intero ciclo del passo e inizia non appena il piede oscillante si stacca da terra e comincia la sua fase di *swing* e termina quando il ginocchio ha raggiunto la massima flessione che in genere è di 60 gradi di ampiezza. Questa fase si svolge in accelerazione poiché si ha una spinta in avanti.
2. Fase intermedia: occupa l'80% e comincia quando il ginocchio è nella fase di massima flessione e termina quando il piede oscillando in avanti raggiunge una fase perpendicolare al suolo. A differenza della fase iniziale, la fase intermedia si svolge in decelerazione.
3. Fase terminale: occupa il 90% dell'intero ciclo del passo, inizia con il piede perpendicolare al suolo, il cui tallone si solleva da terra fino a raggiungere la posizione dell'avampiede dello stesso piede che tocca il suolo e termina con il calcagno, del piede opposto, oscillante che appoggia a terra.

Le variabili cinematiche descrivono l'analisi del movimento senza tenere conto delle cause che lo hanno generato. Esse possono essere estrapolate dall'analisi delle fasi di appoggio e oscillazione e permettono di analizzare il ciclo del passo basandosi sui piani sagittale, orizzontale e frontale di

diverse parti anatomiche e articolazioni dell'anca, del ginocchio, della pelvi e della caviglia [Dicharry et al., 2010; Webster et al., 2019].

Inoltre, l'analisi cinematica permette di calcolare non solo lo spostamento, la velocità, l'accelerazione delle varie parti del corpo, ma anche le rotazioni angolari delle articolazioni attorno agli assi.

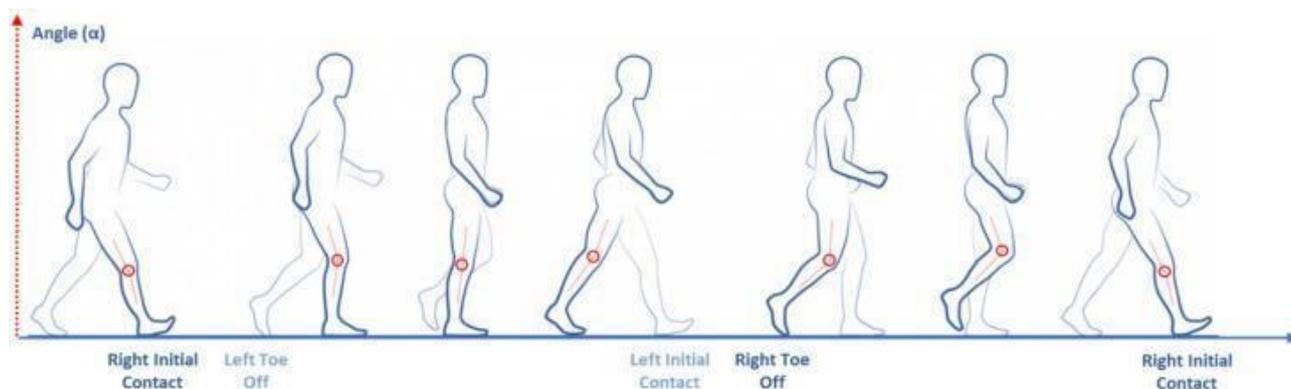


Figura 2 - Variabili cinematiche del cammino [Di Biase et al., 2020 MDPI]

A differenza delle variabili cinematiche, quelle cinetiche hanno come oggetto le cause che generano il movimento, le forze. Generalmente, le forze sono rappresentate dalla *Ground Reaction Force* (GRF), la risultante delle forze dell'anca, del ginocchio e della caviglia calcolata nel piano sagittale. Poiché la GRF rappresenta la risultante della forza di gravità che agisce su una parte del corpo in contatto al suolo, essa può essere calcolata soltanto quando i piedi sono a terra.

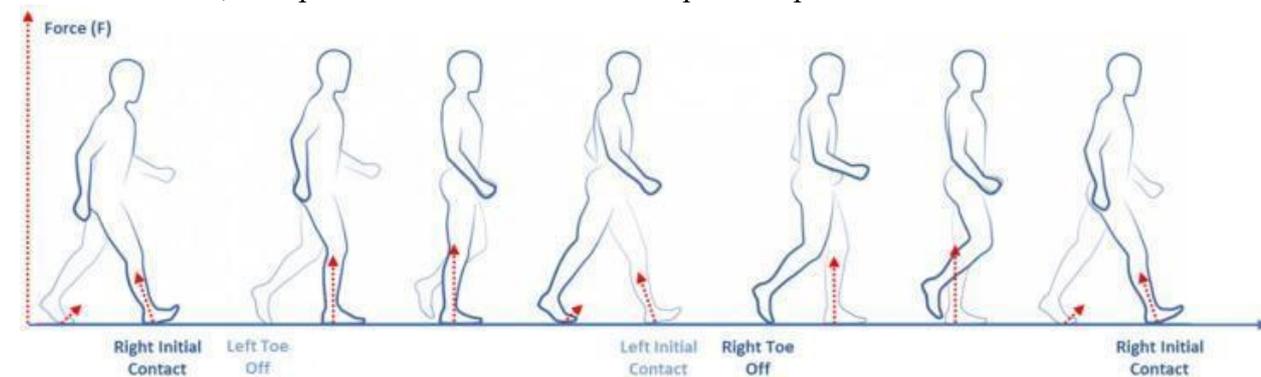


Figura 3 - Variabili cinetiche (dinamiche) del cammino [Di Biase et al., 2020 MDPI]

1.3 STRUMENTI PER L'ANALISI DEL MOVIMENTO

Per misurare il cammino in modo quantitativo possono essere utilizzate diverse tecnologie. Queste ultime possono essere suddivise in due parti: indossabili e non indossabili [Alvaro Muro-de-la-Herran et al., 2014]. I sensori indossabili utilizzati nell'analisi del cammino sono principalmente: sensori inerziali [Tao et al., 2012], goniometri [Dominiguez et al., 2013], sensori di pressione e di forze [Bae et al., 2013], elettromiografia (EMG) [Davis et al., 1988], *Impulse Radio-Ultra-Wide Band*-Frequenze Radio di Banda Ultra Larga (IR-UWB) [Qi et al., 2013] e ultrasuoni [Wahab et al., 2011]. Tra i sensori non-indossabili, i più utilizzati sono i sensori posti nel pavimento [Leusmann et al., 2011; Ver-Rodriguez et al., 2013], tecnologie basate sull'elaborazione dell'immagine (singola o telecamere multiple) [Washita et al., 2013; Pratheepan et al., 2009; Cloyer et al., 2018], telecamere a tempo di volo [Kolb et al., 2010; Samsom et al., 2012; Derawi et al., 2014], sensori per visione stereoscopica [Narayan et al., 2004; Liu et al., 2010], sensori a luce strutturata [Clark et al., 2013] e, termografia a luce infrarossa (IR-thermography) [Xue et al., 2010]. Le tecnologie moderne garantiscono un sistema che sia non invasivo, accurato, rapido, remoto, *low-cost*, che non richieda la presenza di un operatore, oggettivo e che sia un sistema basato su una scala quantitativa [Di Biase et al., 2018].

Il campo degli strumenti utilizzati nell'analisi del movimento degli arti superiori in ambito clinico è ampio ma variegato sia per quanto riguarda l'analisi che per la tipologia del task analizzato. Gli strumenti più utilizzati nell'analisi cinematica degli arti superiori sono la stereofotogrammetria e i sistemi costituiti da Unità di Misurazione Inerziale (*Inertial Measurement Units* - IMU) [Romano et al., 2021].

1.3.1 STEREOFOTOGRAMMETRIA

La capacità di percepire la natura tridimensionale degli oggetti che ci circondano è definita visione stereoscopica ed è dovuta al lavoro combinato di entrambi gli occhi nell'essere umano. Quindi il cervello riceve da entrambi gli occhi un'immagine dello stesso oggetto ed è in grado di unirli in un'unica immagine tridimensionale, differente da quella originale. Su questo principio si basa anche la stereofotogrammetria, la quale, per ogni punto nello spazio dell'ambiente dove si svolge il lavoro,

solitamente in laboratorio, ha come obiettivo quello di ricostruire la posizione di tale punto nel tempo osservato, ovvero ricostruire le coordinate x , y , z in ciascun istante di tempo appartenente all'intervallo di osservazione, rispetto al sistema di riferimento del laboratorio. La stereofotogrammetria si basa su marcatori retro-riflessivi o sensori optoelettronici, utilizzati in diversi protocolli nell'analisi dell'arto superiore [Valevicius et al., 2018] includendo anche versioni modificate di *Box and Blocks Test* (BBT) [Herbet et al., 2012; Kontson et al., 2017].

1.3.2 IMU – INERTIAL MEASUREMENT UNIT

I dispositivi di unità di misura inerziale (IMU) sono composti da accelerometri, giroscopi e magnetometri. L'IMU rappresenta una delle tipologie di sensori più utilizzate nell'analisi del cammino e arto superiore, soprattutto in persone affette da Parkinson [Muro-de-la-Herran et al, 2014; Salarian et al., 2004]. L'unità di misura inerziale (IMU) può misurare la velocità, l'accelerazione, l'orientazione e le forze gravitazionali e può essere utilizzata per inizializzare il cammino [Bonora et al., 2017], valutare l'equilibrio da seduti [Ghislieri et al., 2019] e quantificare la bradicinesia [Memar et al., 2018].

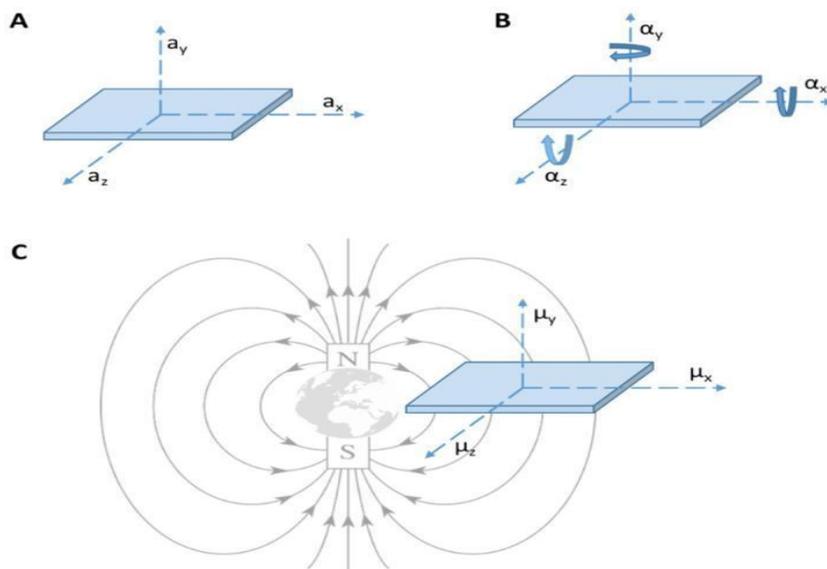


Figura 4 - Esempio delle componenti acquisite da un sensore inerziale composto da accelerometro (A), giroscopio (B) e magnetometro (C). Legenda: (A) a_x , a_y and a_z = accelerazione lineare nei tre assi: x , y e z ; (B) α_x , α_y e α_z = le accelerazioni angolari nei tre assi: x , y e z . (C) μ_x , μ_y e μ_z = momenti magnetici nei tre assi x , y e z [Di Biase et al., 2020 MDPI].

Gli accelerometri misurano elettricamente l'accelerazione utilizzando i cambiamenti fisici nello spostamento di una prova di massa rispetto al frame di riferimento [Tao et al., 2012]. Gli accelerometri possono essere attaccati ai piedi, alle gambe oppure al busto [Muro-de-la-Herran et al., 2014].

I giroscopi si basano sulla proprietà secondo la quale, ciascun corpo che ruota attorno ad un asse sviluppa inerzia rotazionale dovuta al momento di inerzia del corpo. [Muro-de-la-Herran et al., 2014]. Il giroscopio è un sensore che misura la velocità angolare [Di Biase et al., 2020].

I magnetometri si basano su un effetto resistivo magnetico e possono stimare cambiamenti nell'orientamento di un segmento corporeo in relazione al polo nord magnetico. [Di Biase et al., 2020]. Provvede a dare informazioni che un accelerometro e un giroscopio non sono in grado di dare [Tao et al., 2012].

1.4 IL MORBO DI PARKINSON

Il Morbo di Parkinson è una malattia neurodegenerativa dovuta alla perdita di cellule dopaminergiche nella *substantia nigra*. La riduzione della dopamina comporta una diminuzione delle funzioni dei circuiti talamo-corticali dei gangli della base. Tale riduzione si riflette come perdita delle abilità motorie, socio-cognitive e delle attività della vita quotidiana in generale. Alterazioni tali da rendere difficili le attività di vita quotidiana come scrivere, mangiare, lavarsi o vestirsi [Mazzoni et al., 2012; Proud et al., 2013]. La malattia di Parkinson rappresenta la seconda malattia neurodegenerativa più diffusa [Sherer TB et al., 2012]. È stata riconosciuta come malattia sin dai primi anni dell'800 quando venne descritta per la prima volta dal medico inglese il cui nome porta la malattia stessa [Beitz M., 2014]. Molto spesso il morbo di Parkinson viene chiamato '*paralysis agitans*' e si manifesta raramente in persone giovani, soprattutto in quelle sotto i 40 anni [Chou K., 2013]. Si stima che nel mondo, dai 7 ai 10 milioni di persone ne soffrano di Parkinson e in particolare gli uomini siano predisposti [Beitz M., 2014], con un fattore di 1.5 volte maggiore rispetto alle donne [Parkinson's Disease Foundation, 2013].

1.4.1 SINTOMI MOTORI E NON MOTORI

Il morbo di Parkinson è caratterizzato da quattro sintomi motori principali:

- Bradicinesia
- Rigidità
- Tremore a riposo
- Instabilità posturale

La bradicinesia è considerata il sintomo più caratteristico e che meglio rappresenta i sintomi motori. È definito come il rallentamento nell'esecuzione di un movimento volontario con riduzione progressiva in velocità e ampiezza di attività ripetitive [WRG et al., 1988]. La bradicinesia viene utilizzata anche nella spiegazione di altri due disturbi motori: l'acinesia e l'ipocinesia. L'acinesia è correlata a una povertà di movimenti volontari mentre l'ipocinesia descrive un decremento dei movimenti corporei [Jankovic et al., 2008]. Nonostante la fisiopatologia della bradicinesia non sia del tutto nota, è stato osservato che, nei pazienti con Parkinson, la bradicinesia rappresenta il sintomo che sia meglio correlato con la carenza di dopamina [Vingerhoets et al., 1997]. Pertanto, la bradicinesia è un sintomo che appare e scompare durante la giornata e la sua presenza e la severità variano, tra gli altri sintomi, con il tempo e la quantità dei farmaci assunti e la puntuale risposta del paziente ad essi [Samà et al., 2017].

Il sintomo più studiato, in termini di sensori, è il tremore. Infatti, negli ultimi anni vi sono diversi studi che hanno indagato le caratteristiche del tremore nelle persone affette da Parkinson [Deuschl et al., 1996; Sánchez-Ferro et al., 2016], in modo da differenziare la sua diagnosi dagli altri sintomi [Di Biase et al., 2017].

Infine, la rigidità risulta essere il sintomo motorio più difficile da misurare in modo oggettivo e solo pochi studi hanno esplorato l'accuratezza della valutazione strumentale con diversi dispositivi [Sánchez-Ferro et al., 2016].

Altrettanto importanti sono anche i sintomi non-motori che comprendono cambiamenti cognitivi, cambiamenti comportamentali/neuropsichiatrici, degenerazione del sistema nervoso autonomo, disturbi sensoriali e disturbi del sonno [Jain S., 2011]. I sintomi non-motori hanno un

impatto molto importante nella qualità della vita quotidiana dal momento che non rispondono alla terapia con dopamina così come i sintomi motori [Lim et al., 2010]. È noto che quasi il 90% dei pazienti affetti da Parkinson presentano questo sintomo durante il corso della malattia stessa [Lohle M., 2009]. Le disfunzioni cognitive e la demenza sono caratteristiche comuni in persone affette da Parkinson, che però compaiono nel tempo. Quasi il 60% dei pazienti presenta demenza entro 12 anni dalla diagnosi [Gazewood et al., 2013] ed è presente soprattutto in persone con un contesto familiare più incline ad essa [Beitz M., 2014]. Inoltre, i pazienti con Parkinson presentano anche difficoltà nel prendere decisioni, *multi-tasking*, minore capacità nel reperire le informazioni, difficoltà nella percezione visuo-spaziale [Beitz M., 2014].

1.4.2 DIAGNOSI

Sia la diagnosi che il monitoraggio dei sintomi sopracitati consistono in una valutazione clinica che comprende per la maggior parte criteri soggettivi (scale cliniche somministrate da personale sanitario). Questo risulta essere un limite, infatti basandosi sui criteri diagnostici attuali il tasso di errore nella diagnosi, anche per uno specialista dei disturbi motori, ammonta a circa il 20% [Di Biase et al., 2020]. In aggiunta, la mancanza di biomarcatori oggettivi e quantitativi per la diagnosi ed il monitoraggio dei sintomi comporta costi sanitari, diretti ed indiretti, significativi [Di Biase et al., 2020]. Tuttavia, se il paziente presenta una storia di graduale progressione dei sintomi e risponde bene alla terapia con levodopa allora la malattia di Parkinson rappresenta la diagnosi corretta [Gazewood et al., 2013; Chou K., 2013]. L'età rappresenta il rischio maggiore per la malattia di Parkinson, con un'età di insorgenza media di 50-60 anni [Sherer TB et al., 2012; MacPhee et al., 2001]. Altri fattori considerati importanti nella diagnosi sono: il fattore genetico e l'esposizione a pesticidi [Beitz M., 2014].

1.4.3 TERAPIA

Nelle fasi precoci della malattia, il trattamento più efficiente per alleviare i sintomi motori è l'assunzione di levodopa (L-DOPA) per via orale [Fahn et al., 1999]. Tuttavia, durante le fasi più avanzate e quelle più severe oltre ai sintomi motori sopracitati, possono comparirne anche altri, come la discinesia e fluttuazioni motorie [Di Biase et al., 2020]. In aggiunta, la terapia con L-DOPA ha degli effetti indesiderati e a lungo termine può causare oppure incrementare sintomi non-motori come psicosi, ipotensione ortostatica e attacchi durante il sonno [Lim et al., 2010]. Gli approcci terapeutici dipendono dall'età del paziente, dalla fase della malattia, dai sintomi e dalla relazione beneficio/rischio che il trattamento può dare [Ferreira et al., 2013]. In alternativa alla farmacoterapia, esiste un approccio non-farmacologico che consiste nell'esercizio fisico, l'educazione e i gruppi di terapia di supporto per la nutrizione e l'eloquio [Beitz M., 2014]. Anche se questi approcci non sono in grado di rallentare il corso della malattia, essi possono migliorare certi aspetti della malattia e/o avere un impatto nella fisiopatologia della stessa. Sia gli esercizi fisici eseguiti in modo regolare che la fisioterapia possono avere degli effetti importanti soprattutto nella rigidità delle articolazioni e nella postura fissa [Beitz M., 2014]. Scegliendo esercizi che hanno come *target* queste componenti, si possono migliorare la flessibilità, la forza e l'equilibrio. In questo modo il paziente può percepire un senso di controllo su alcuni componenti della malattia [Beitz M., 2014]. I gruppi di supporto sono risultati efficaci e pertanto vengono utilizzati per diverse malattie croniche, e anche per Parkinson. Questi gruppi permettono ai pazienti e ai loro assistenti o familiari di esprimere le emozioni e altre problematiche psicologiche correlate alla malattia stessa [Beitz M., 2014].

1.4.4 SCALE DI VALUTAZIONE

Attualmente, la valutazione clinica più oggettiva disponibile è un sistema che si basa su una scala di valutazione in cui, a ciascun segno clinico riscontrato viene attribuito un punteggio numerico. Questa metodica è nota come *Unified Parkinson Disease Rating Scale* (UPDRS). La scala UPDRS rappresenta un questionario che include quattro parti diverse:

1. Aspetti non motori

2. Aspetti motori
3. Valutazione clinica delle capacità motorie
4. Valutazione clinica delle complicazioni motorie

Ciascuna di queste parti comprende altre componenti alle quali viene assegnato un punteggio da 0 a 4. Come spiegato prima, la bradicinesia è un sintomo che varia durante il giorno e che dipende dal dosaggio del farmaco assunto. Inoltre, la severità della bradicinesia dipende dallo stato emotivo e dall'ambiente in cui il paziente si trova [Jankovic J., 2008]. Per cui, la scala UPDRS, solitamente non mostra la reale severità del sintomo. In aggiunta a questo fatto la scala UPDRS richiede tempi molto lunghi e quindi può diventare frustrante, sia per chi monitora il lavoro sia per i pazienti, i quali devono ripetere movimenti specifici più volte in modo da ri-valutare la loro condizione. Ecco che, gli elementi della scala UPDRS rappresentano una via senza successo e in alcuni casi possono dare informazioni non attendibili, che non rappresentano il vero scopo del sintomo. Per questo motivo, in questi anni sono emersi nuovi metodi di elaborazione di segnali e nuovi dispositivi indossabili che permettono di valutare alcuni elementi della scala UPDRS in modo automatico e che consentono la valutazione anche nelle abitazioni dei pazienti stessi [Heldman et al., 2011; Patel et al., 2009]. Tuttavia, il loro uso si limita a poche volte al giorno dal momento che richiedono esercizi specifici. Di conseguenza, sistemi in grado di monitorare le attività della vita quotidiana che non richiedano esercizi complicati aiuterebbero il monitoraggio in ambiente clinico.

Un'altra scala di valutazione è rappresentata dalla *Hoehn and Yahr (H&Y scale)* e ha lo scopo di quantificare lo stadio della malattia piuttosto che la severità dei sintomi. Tale scala all'origine prevedeva cinque stadi:

1. Stadio 1: prevede solo disturbi unilaterali, che solitamente sono minimi o del tutto assenti.
2. Stadio 2: coinvolge disturbi bilaterali che non prevedono disturbi nel mantenere l'equilibrio.
3. Stadio 3: i primi sintomi che compaiono in questo stadio sono disturbi legati ai riflessi di raddrizzamento e compaiono quando il paziente viene spinto dalla posizione di equilibrio in piedi alla posizione con gli occhi chiusi e come risposta si ha instabilità posturale. In questa fase il paziente è limitato nelle sue attività in relazione al tipo di lavoro che si svolge. Tuttavia, i pazienti sono indipendenti e la loro disabilità è lieve/moderata.

4. Stadio 4: la malattia raggiunge lo stadio più avanzato e rappresenta la fase in cui è severamente disabilitante per il paziente. Ciononostante, il paziente è in grado di camminare e stare in piedi senza bisogno di assistenza ma è limitato in tante altre attività.
5. Stadio 5: rappresenta lo stadio finale della malattia in cui il paziente è destinato a stare a letto oppure alla sedia a rotelle se non viene assistito.

Attualmente, esiste una scala Hoehn e Yahr modificata che comprende tre macro-fasi:

1. Fase iniziale
2. Fase intermedia
3. Fase finale

Ciascuna di esse include al suo interno gli stadi sopracitati generalizzati.

Oltre a queste due scale, che sono le più utilizzate, ve ne sono anche altre come:

- *King's PD Pain Scale*: permette di quantificare la frequenza e la severità dei vari tipi di dolore.
- *Parkinson's Disease Sleep Scale (PDSS-2)*: valuta la natura e la frequenza dei disturbi del sonno nel morbo di Parkinson.
- *Lindop Parkinson's Assessment Scale*: misura la mobilità nelle persone affette dal Parkinson, se utilizzato a intervalli permette al fisioterapista di determinare la progressione della malattia.
- *Short-Form 36 (SF-36)*: un breve questionario in grado di valutare la condizione della malattia.
- *Sickness Impact Profile (SIP)*: una scala che valuta la qualità della vita e che si basa su dodici fattori diversi tra cui: il cammino, il movimento e la mobilità, la cura per il corpo, la comunicazione e l'interazione sociale.
- *Mini Mental State Examination (MMSE)*: un breve questionario di 30 punti che permette la valutazione delle funzioni cognitive.
- *Montreal Cognitive Assesment scale (MoCa)*: un breve tool cognitivo di screening per Disturbi Cognitivi Lievi.
- *Caregiver Strain Index (CSI)*: un questionario di 13 punti per gli assistenti o familiari dei pazienti che prevedono aspetti diversi della cura dei pazienti e che identificano aree che più preoccupano.

CAPITOLO 2 - RICERCA BIBLIOGRAFICA

La ricerca dei paper per questo elaborato è stata estratta dai seguenti siti scientifici: *PubMed* e *Google Scholar*. Le seguenti combinazioni di parole chiavi sono state usate per la ricerca:

1. *Parkinson Disease AND Upper Limb AND Motion Analysis*
2. *Jerk AND Motion Analysis*
3. *Parkinson Disease AND Jerk Upper Limb*
4. *Parkinson Disease AND Art Therapy*
5. *Parkinson Disease AND Art Therapy AND Motion Analysis*

Dopo aver selezionato i paper di interesse, è stata compilata una tabella con i punti più importanti che includono il codice DOI, il titolo del paper e gli autori, la data di pubblicazione, il numero di soggetti coinvolti, i task utilizzati, le variabili scelte, lo scopo del lavoro e gli strumenti utilizzati. Nella tabella sottostante sono rappresentati gli studi utilizzati per questo elaborato.

Sono stati trovati in totale più di 20 articoli, dopo una prima selezione, sono stati letti, studiati e scelti i più inerenti agli argomenti di questo elaborato, ottenendo 16 articoli.

Il capitolo 3 illustra i risultati della ricerca ottenuta con le parole chiavi del punto quattro.

La ricerca degli studi utilizzando le parole chiavi del quinto punto non ha dato alcun risultato.

Tabella 1 – Raccolta dei lavori studiati, codice DOI, autori, anno di pubblicazione e soggetti coinvolti.

TITOLO	AUTORI	ANNO	SOGGETTI
<i>Kinematic evaluation of movement smoothness in golf: relationship between the normalized jerk cost of body joints and the clubhead</i>	Choi A. et al.	2014	39 sani
<i>A framework for the definition of standadized protocols for measuring upper-extremity kinematics</i>	Kontaxis A. et al.	2008	
<i>Quantitative assessment of upper limb functional impairments in people with Parkinson's disease</i>	Corona F. et al.	2018	25 con PD, 20 sani
<i>Quantification of upper body movements during gait in older adults and in those with Parkinson's disease: impact of acceleration realignment methodologies</i>	Buckley Ch. et al.	2016	60 con PD, 54 sani
<i>Upper body accelerations as a biomarker of gait impairment in the early stages of Parkinson's disease</i>	Buckley Ch. et al.	2018	70 con PD, 64 sani
<i>Altered kinematics of arm swing in Parkinson's disease patients indicates declines in gait under dual-task conditions</i>	Baron E. I. et al.	2017	24 con PD
<i>Quantitative Analysis of Bradykinesia and Rigidity in Parkinson's Disease</i>	Di Biase L. et al.	2018	14 con PD, 13 sani
<i>Clinical effects of robot-assisted gait training and treadmill training for Parkinson's Disease. A randomized controlled trial</i>	Capecchi M. et al.	2019	96 con PD
<i>Sensor Network for Analyzing Upper Body Strategies in Parkinson's Disease versus Normative Kinematic Patterns</i>	Romano P. et al.	2021	13 con PD, 11 sani
<i>Leap motion-controlled video game-based therapy for upper limb rehabilitation in patients with Parkinson's disease: a feasibility study</i>	Fernandez-Gonzalez P. et al.	2019	23 con PD
<i>Motion Biomarkers Showing Maximum Contrast Between Healthy Subjects and Parkinson's Disease Patients Treated With Deep Brain Stimulation of the Subthalamic Nucleus. A Pilot Study</i>	Kuhner A. et al.	2020	26 con PD, 25 sani
<i>Submovements during pointing movements in Parkinson's disease</i>	Dounsakia N. et al.	2008	13 con PD, 16 sani
<i>Estimating bradykinesia severity in Parkinson's disease by analysing gait through a waist-worn sensor</i>	Samà A. et al.	2017	12 con PD
<i>Falls in Parkinson's Disease: Kinematic Evidence for Impaired Head and Trunk Control</i>	Micheal H. et al.	2010	49 con PD, 34 sani
<i>Handwriting training in Parkinson's Disease: A trade-off between size, speed and fluency</i>	Nackaerts E. et al.	2017	38 con PD
<i>Gait Analysis in Parkinson's Disease: An Overview of the Most Accurate Markers for Diagnosis and Symptoms Monitoring</i>	Di Biase L. et al.	2020	

CAPITOLO 3 – ARTETERAPIA E PARKINSON

Lineamenti non-motori come cambiamenti di umore, deficit cognitivi, psicosi e anomalie comportamentali e percettive sono presenti in pazienti con il Parkinson e sono sintomi che possono comparire in qualsiasi fase della terapia a prescindere dalla terapia farmacologica. Per di più, le disfunzioni visuo-spaziali hanno suggerito un collegamento a sintomi come alterazioni nel cammino e le cadute. Le funzioni visuo-spaziali sono una serie di capacità neuro-cognitive molto complesse a cui fanno parte l'orientamento spaziale, la percezione motoria, il giudizio di percezione e la capacità di localizzare un target. L'origine esatta di queste alterazioni non è del tutto conosciuta ma evidenze elettrofisiologiche, neuropsicologiche, di imaging e studi comportamentali suggeriscono che i disturbi visivi potrebbero essere presenti a diversi livelli anatomici e fisiologici [Cucca et al., 2018]. Negli ultimi anni, si è sviluppato un modo originale di neuro-riabilitazione chiamata 'arteterapia', che si concentra sia sulle disfunzioni visuo-spaziali che altri sintomi legati al Parkinson; essa può essere considerata una terapia complementare alle classiche terapie riabilitative. L'arteterapia potrebbe rappresentare un ruolo importante nelle persone con disabilità e permettere a loro di capire le loro emozioni ed esprimerle attraverso creazioni artistiche.

Cucca et al. è uno studio pubblicato nel 2021 che ha lo scopo di studiare gli effetti dell'arteterapia e i suoi meccanismi nel morbo di Parkinson. L'esperimento consiste in 20 sessioni di durata di circa 90 minuti, svolto due volte a settimana per dieci settimane consecutive. I 32 partecipanti sono suddivisi in diversi gruppi da 8 o 10 persone ciascuno. Per ognuno dei pazienti è stato costruito un piano di studio su misura. I progetti artistici sono nove, ciascuno introdotto ogni due sessioni e consistono in lavorazioni semplici con argilla, nel dipingere su tela, collage, nel disegnare e anche nella creazione di forme d'arte più complesse come i murales. I risultati di questo lavoro mostrano un miglioramento dell'esplorazione visiva, delle disfunzioni visuo-spaziali e delle funzioni motorie, ottenuti grazie alle immagini di Risonanza Magnetica Funzionale (*fMRI-functional Magnetic Resonance Imaging*) e alle misure effettuate con dispositivi di tracciamento dell'occhio (*eye-tracking*).

Un altro studio con lo stesso scopo è stato realizzato in Corea del Sud nel 2018 da Bae et al., che include un totale di 54 persone con Parkinson diviso in due gruppi, uno sperimentale e un altro di controllo. Il gruppo sperimentale riceve ogni settimana due sessioni di terapia di 80 minuti ciascuna consistenti in lavorazioni con argilla mentre il gruppo di controllo mantiene le sessioni di riabilitazione di routine che prevedono attività fisica, giochi diversi, esercizi orali e motori e puzzle logico/aritmetici da risolvere. Le sessioni totali sono 16 con la durata dell'intero esperimento di 8 settimane. Ogni sessione ha un tema diverso descritto nella figura sottostante.

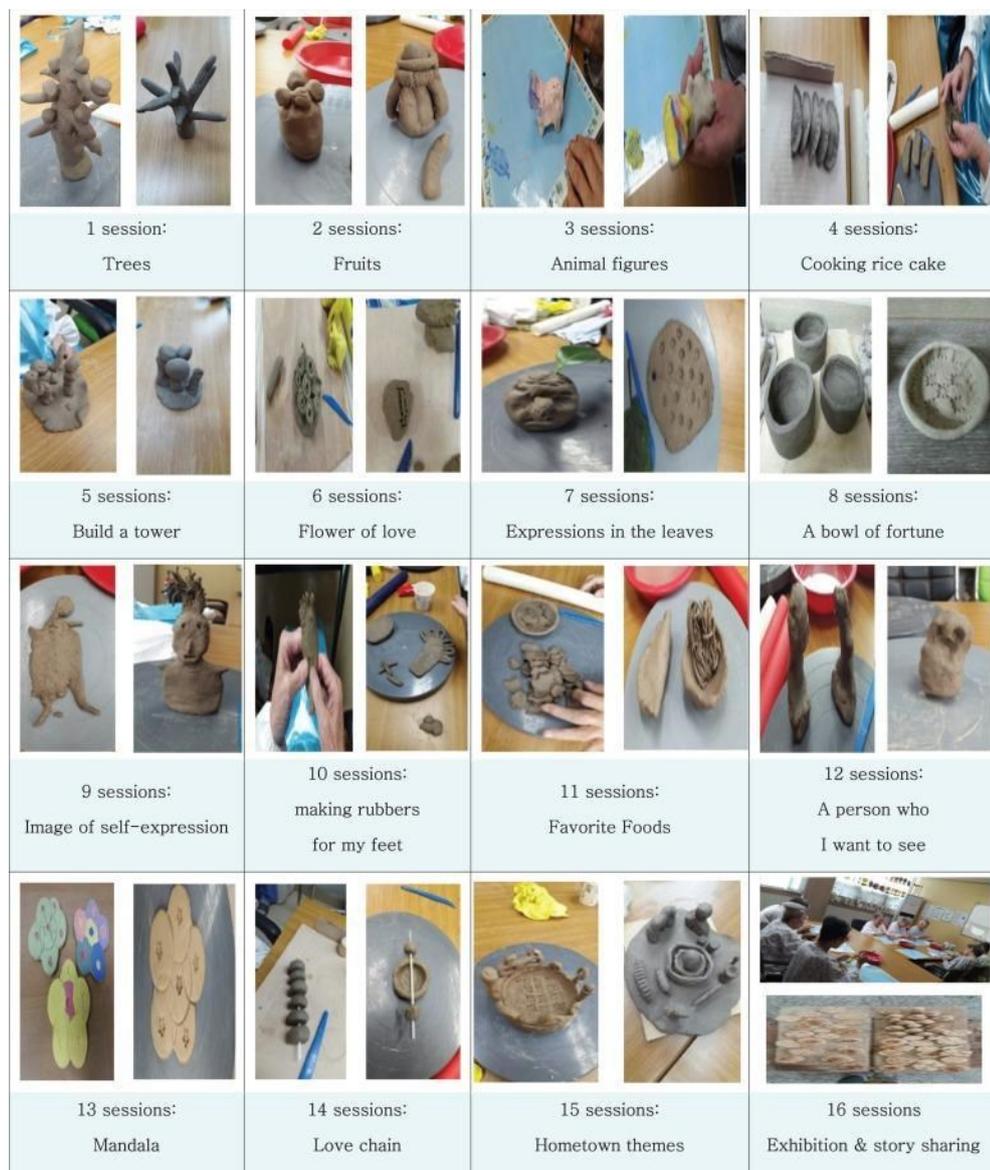


Figura 5 - Programma diviso in 8 settimane, due sessioni a settimana. Ciascuna delle sessioni consiste in lavorazioni con argilla di forme diverse: 1-Alberi, 2-Frutta, 3-Figure raffiguranti animali, 4-Torta a base di riso, 5-Costruzione di un palazzo, 6-Il Fiore dell'amore, 7-Espressioni nelle foglie, 8-Tazza di fortuna, 9-Espressioni di se-stesso, 10-Piedini di gomma, 11-Cibo preferito, 12-Una persona che vorrei vedere, 13-Mandala, 14-Collana dell'amore, 15-Temi sulla propria città, 16-Mostra e condivisione di storie [Bae et al., 2018].

I risultati di questo studio mostrano come l'arteterapia con argilla influenzi lo stato psicologico e fisico dei pazienti con Parkinson nei centri di cura a lunga degenza. Questi esperimenti rappresentano un'opportunità per i pazienti al fine di migliorare le relazioni interpersonali o sociali all'interno dello stesso gruppo. Infatti, l'interazione con gli altri può aumentare l'autostima, migliorare la stabilità emotiva e quindi la qualità di vita. Tale terapia può anche alleviare i sintomi come la rigidità, il tremore, la fatica, il linguaggio e i disturbi del sonno.

Entrambi questi studi accentuano l'importanza dell'arteterapia nel morbo di Parkinson e suggeriscono un futuro utilizzo in concomitanza con la terapia farmacologica. Tuttavia, per poter quantificare l'arteterapia da un punto di vista oggettivo è necessario che studi futuri si concentrino su questo tipo di riabilitazione tramite analisi che possano includere misure di movimento.

CAPITOLO 4 - ANALISI DEL MOVIMENTO DEGLI ARTI SUPERIORI E INFERIORI IN PAZIENTI CON IL MORBO DI PARKINSON

Le malattie neurodegenerative come il morbo di Parkinson compromettono le capacità di camminare efficientemente e in sicurezza [Has et al., 2012]. Per questo motivo, è stato proposto il cammino come biomarcatore per identificare i primi sintomi della patologia, per contribuire allo studio di algoritmi diagnostici e per quantificare la progressione della malattia e la risposta all'intervento [Lord et al., 2013]. Alla ricerca in laboratorio hanno contribuito gran parte di studi e analisi cliniche sul cammino delle persone affette da Parkinson, che si concentrano soprattutto nel movimento degli arti inferiori espresso da variabili spazio-temporali come la lunghezza del passo e la cadenza.

L'uso di sensori IMU ha permesso il calcolo di nuove variabili del cammino che descrivono la grandezza, la fluidità, l'attenuazione, la regolarità e la simmetria [Hubble et al., 2015]. Dal momento che queste variabili sono in grado di descrivere aspetti diversi del cammino essi possono catturare variabili cliniche che non sono ancora state descritte dalle misure spazio-temporali e che indicano disturbi di controllo [Moe-Nilssen et al., 2005; Kim et al., 2016]. L'utilizzo di sensori IMU, facili da indossare, facilita non solo il personale clinico ma ha anche un impatto positivo sull'ambiente [Morris et al., 2017; Weiss et al., 2014]. In particolare, ha permesso lo studio di caratteristiche che descrivono le variabili dell'arto superiore. Infatti, l'utilizzo di piccole e leggere unità di misura inerziale hanno facilitato le misure nell'analisi del movimento degli arti superiori contribuendo in particolare allo studio della rigidità assiale, dell'oscillazione asimmetrica del braccio e della rigidità posturale [Mesure et al., 1999; Cole et al., 2010].

CAPITOLO 5 - ANALISI DEL JERK

NEL MORBO DI PARKINSON

Come citato nell'introduzione questo lavoro si concentra su una specifica variabile dello studio del movimento, il *jerk*. Il *jerk* è definito come la variazione dell'accelerazione nel tempo, nello specifico come derivata prima dell'accelerazione (e conseguentemente come derivata terza dello spostamento). Il *jerk* può essere spiegato anche in termini di forza, secondo il Principio di Newton vale la seguente relazione:

$$F = m \cdot a$$

Se la massa è costante, forza e accelerazione sono direttamente proporzionali tra di loro, per cui il *jerk* può essere definito anche come variazione delle forze applicate. Ad un movimento più scorrevole corrisponde un valore di *jerk* più basso. Un'estensione del *jerk* può essere espressa tramite la quantità '*jerk* normalizzato' così definita:

$$\text{Normalized Jerk (NJ)} = \sqrt{\frac{1}{2} \int \text{jerk}(t)^2 * \left(\frac{\text{duration}^5}{\text{length}^2}\right) dt},$$

dove *duration* e *length* sono, rispettivamente la durata e la lunghezza del movimento dato da un *task* specifico.

Il movimento umano può essere anche valutato tenendo in considerazione la fluidità del moto, che quantitativamente viene espressa dal *jerk* [Yan et al., 2000]. In particolare, nelle persone affette da Parkinson la fluidità dei movimenti tende a ridursi. Molti studi propongono di studiare e analizzare questa particolare feature durante l'esecuzione di *task* specifici.

La fluidità dei movimenti viene studiata non solo a livello clinico. Per esempio, uno studio di Choi et al., analizza la fluidità dei movimenti in giocatori professionisti e amatoriali nel golf. I risultati mostrano che i giocatori professionisti hanno un'oscillazione più fluida rispetto ai giocatori amatoriali durante il *down-swing* che rappresenta l'intervallo dal punto più in alto del *back-swing* al punto di impatto tra il bastone e la palla. In più, la traiettoria della testa del bastone dipende dalla fluidità degli arti inferiori piuttosto che da quelli superiori.

5.1 ANALISI DEL JERK TRAMITE SENSORI INERZIALI

L'idea di utilizzare sensori indossabili per monitorare disturbi motori risale agli anni '50 del secolo scorso [De CM Saunders et al., 1953] ma, solo negli anni '90 viene messa in pratica [Ghika et al., 1993]. Anche se il loro utilizzo clinico non è ancora diffuso ampiamente, essi vengono impiegati con lo scopo di misurare segnali motori e fisiologici.

Buckley et al. è uno studio pubblicato nel 2018 che interessa 134 persone, tra cui 70 affette da Parkinson e 64 soggetti sani. Lo studio si prefigge di studiare le differenze tra le variabili spazio-temporali degli arti inferiori definite come variabili classiche e le variabili degli arti superiori, tra cui il *jerk*, e di come queste siano in grado di discriminare tra persone affette da Parkinson e persone sane. Tale studio dimostra che non tutte le informazioni riguardanti i disturbi del cammino nel Parkinson possono essere estratte dalle variabili spazio-temporali. Inoltre, le variabili degli arti superiori possono garantire nuove informazioni. Lo studio suggerisce l'utilizzo, in contemporanea, delle variabili classiche e delle variabili degli arti superiori in modo da favorire risultati più accurati sia in un ambiente clinico che non. L'esperimento ha inizio dopo che i pazienti hanno assunto L-DOPA e il task consiste nel camminare in un circuito di 25 m contenente un tratto di pedana di pressione lunga 7 m mentre indossano 3 sensori IMU (128 Hz, Opal, APDM Inc, Portland, OR, USA) localizzati nella quinta vertebra lombare, settima vertebra cervicale e dietro la testa.

Nella tabella sottostante si possono vedere i diversi valori delle variabili degli arti inferiori (variabili spazio-temporali) e delle variabili degli arti superiori, tra cui la fluidità.

Tabella 2 - La media, la deviazione standard e i valori univariati di AUC (Area Under the Curve) di tutte le variabili spatio-temporali e le variabili delle accelerazioni degli arti superiori nelle persone con Parkinson (PD) e nel gruppo di controllo. a. AP = anteriore-posteriore. ML = medio-laterale. V = verticale. b. SD = deviazione standard [Buckley et al., 2018].

Variable type	Domains	Variable	Control Mean (SD)	PD Mean (SD)	AUC	
Spatiotemporal characteristics	Pace	Step velocity (ms ⁻¹)	1.28 ± 0.19	1.13 ± 0.22	0.687	
		Step Length (m)	0.68 ± 0.08	0.61 ± 0.11	0.674	
		Swing time SD (ms)	13.68 ± 3.86	18.08 ± 8.27	0.698	
	Variability	Step time SD (ms)	14.94 ± 5.54	19.23 ± 9.30	0.667	
		Stance time SD (ms)	23.03 ± 9.66	27.11 ± 12.60	0.59	
		Step velocity SD (ms ⁻¹)	0.05 ± 0.01	0.05 ± 0.01	0.556	
		Step length SD (m)	0.02 ± 0.00	0.02 ± 0.01	0.662	
	Rhythm	Step time (ms)	0.53 ± 0.04	0.54 ± 0.04	0.566	
		Swing time (ms)	0.38 ± 0.03	0.38 ± 0.03	0.51	
		Stance time (ms)	0.68 ± 0.06	0.71 ± 0.06	0.595	
	Asymmetry	Step time asymmetry (ms)	12.6 ± 11.14	20.42 ± 16.76	0.64	
		Swing time asymmetry (ms)	8.19 ± 8.30	15.01 ± 11.74	0.673	
		Stance time asymmetry (ms)	8.62 ± 8.86	15.37 ± 11.94	0.688	
	Postural control	Step length asymmetry (m)	0.01 ± 0.01	0.02 ± 0.02	0.65	
		Step width (m)	0.09 ± 0.02	0.09 ± 0.03	0.514	
		Step width SD (m)	0.02 ± 0.00	0.02 ± 0.00	0.678	
	Magnitude	Head	RMS (AP) (ms ⁻²)	0.66 ± 0.16	0.69 ± 0.25	0.505
			RMS (ML) (ms ⁻²)	0.86 ± 0.24	0.82 ± 0.27	0.547
RMS (V) (ms ⁻²)			1.75 ± 0.55	1.40 ± 0.47	0.696	
Pelvis		RMS (AP) (ms ⁻²)	1.12 ± 0.31	0.92 ± 0.33	0.689	
		RMS (ML) (ms ⁻²)	1.03 ± 0.37	0.83 ± 0.30	0.655	
		RMS (V) (ms ⁻²)	1.82 ± 0.56	1.51 ± 0.52	0.671	
Smoothness	Head	Jerk (AP) (ms ⁻³)	17.27 ± 6.39	19.51 ± 7.26	0.592	
		Jerk (ML) (ms ⁻³)	16.07 ± 5.16	16.84 ± 6.02	0.532	
		Jerk (V) (ms ⁻³)	47.01 ± 18.95	39.66 ± 14.05	0.609	
		Jerk ratio (AP) (dB)	-3.12 ± 1.10	-2.18 ± 1.35	0.727	
	Pelvis	Jerk ratio (ML) (dB)	-3.26 ± 1.07	-2.57 ± 1.07	0.668	
		Jerk (AP) (ms ⁻³)	46.38 ± 20.81	39.23 ± 20.64	0.625	
		Jerk (ML) (ms ⁻³)	43.19 ± 17.54	36.60 ± 14.78	0.615	
		Jerk (V) (ms ⁻³)	62.48 ± 29.00	52.76 ± 23.38	0.604	
Upper body accelerations	Regularity	Jerk ratio (AP) (dB)	-0.92 ± 0.77	-0.97 ± 0.66	0.53	
		Jerk ratio (ML) (dB)	-1.13 ± 0.76	-1.06 ± 1.05	0.515	
		Head	Step (AP)	0.33 ± 0.20	0.28 ± 0.15	0.61
			Step (ML)	-0.55 ± 0.10	-0.43 ± 0.12	0.757
			Step (V)	0.60 ± 0.12	0.46 ± 0.14	0.763
		Pelvis	Stride (AP)	0.47 ± 0.12	0.39 ± 0.14	0.659
			Stride (ML)	0.58 ± 0.10	0.47 ± 0.13	0.729
	Stride (V)		0.60 ± 0.12	0.48 ± 0.15	0.732	
	Step (AP)		0.51 ± 0.12	0.38 ± 0.13	0.76	
	Symmetry	Head	Step (ML)	-0.42 ± 0.13	-0.26 ± 0.11	0.81
			Step (V)	0.57 ± 0.12	0.44 ± 0.14	0.747
			Stride (AP)	0.57 ± 0.12	0.45 ± 0.14	0.741
		Pelvis	Stride (ML)	0.49 ± 0.13	0.36 ± 0.14	0.739
			Stride (V)	0.59 ± 0.12	0.47 ± 0.14	0.724
Auto symmetry (AP)			0.46 ± 0.27	0.40 ± 0.18	0.629	
Auto symmetry (ML)			-0.64 ± 0.11	-0.54 ± 0.15	0.748	
Attenuation	Head & Pelvis	Auto symmetry (V)	0.67 ± 0.11	0.55 ± 0.13	0.776	
		HR (AP)	1.19 ± 0.33	1.18 ± 0.33	0.513	
		HR (ML)	2.17 ± 0.60	1.93 ± 0.56	0.621	
	Head & Pelvis	HR (V)	2.49 ± 0.63	1.96 ± 0.51	0.739	
		Auto symmetry (AP)	0.61 ± 0.12	0.49 ± 0.13	0.749	
		Auto symmetry (ML)	-0.59 ± 0.14	-0.44 ± 0.15	0.77	
Attenuation	Head & Pelvis	Auto symmetry (V)	0.66 ± 0.11	0.54 ± 0.13	0.749	
		HR (AP)	1.96 ± 0.54	1.54 ± 0.37	0.724	
		HR (ML)	1.63 ± 0.50	1.27 ± 0.40	0.729	
Attenuation	Head & Pelvis	HR (V)	2.36 ± 0.63	1.89 ± 0.50	0.72	
		CoA (AP) (%)	26.82 ± 15.76	12.43 ± 23.65	0.702	
		CoA (ML) (%)	5.86 ± 22.86	-5.35 ± 27.10	0.62	
Attenuation	Head & Pelvis	CoA (V) (%)	2.82 ± 6.13	4.37 ± 8.25	0.531	

Un altro lavoro che sostiene questa teoria e non solo, propone il *jerk* del piede come una delle variabili in grado di discriminare tra persone con PD e soggetti sani, è Kuhner et al., del 2020. Infatti, i risultati del *jerk* mostrano un'accuratezza migliore rispetto a quelli della velocità, dell'accelerazione e delle misure legate allo spostamento. Quindi, il *jerk* potrebbe rappresentare un possibile biomarcatore per il PD. Questo progetto coinvolge 26 persone affette da Parkinson e 25 persone sane. I risultati sono stati ottenuti grazie all'utilizzo della tuta *Xsens-MVN* di sistema *motion-capture* inerziale consistente in sensori che possono essere posizionati in diverse parti del corpo.

Altri lavori come quello di Di Biase et al. del 2018 si concentrano su dove localizzare i sensori di unità inerziale. Questo studio coinvolge 14 persone affette da Parkinson e 13 persone sane. I 5 sensori magneto-inerziali vengono attaccati nell'indice, nel pollice opponibile, nel metacarpo, nell'avambraccio e nel braccio come mostra la figura sottostante.

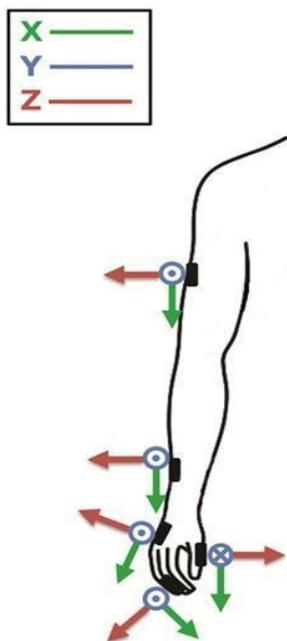


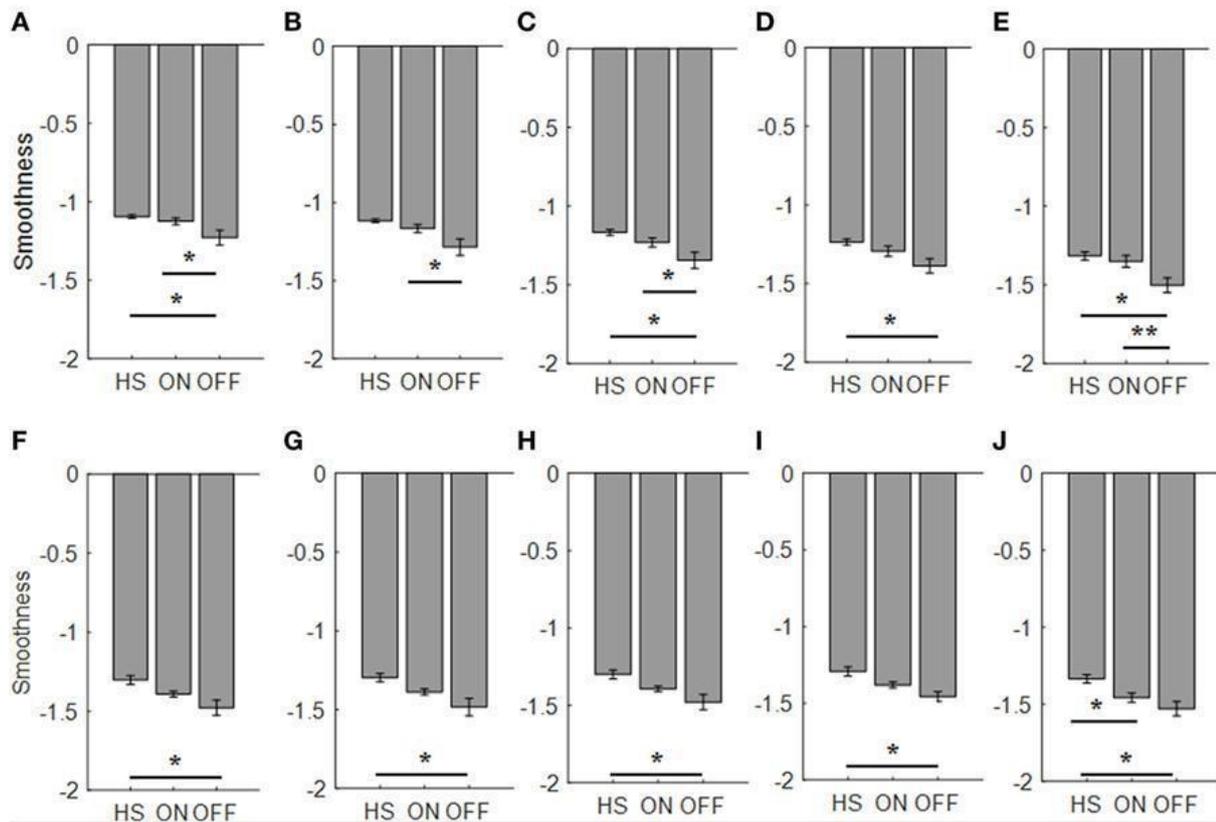
Figura 6 - La figura mostra dove devono essere posizionati i sensori; nella seconda falange dell'indice, nel pollice opponibile, nel metacarpo, nell'avambraccio e nel braccio; e le loro orientazioni attorno ai tre assi (x, y, z) [Di Biase et al., 2018].

I *task* valutati sono: la rigidità (*task* numero 22 nella scala UPDRS), il *finger-tapping test* (*task* numero 23 nella scala UPDRS) che consiste nel toccare l'indice con il dito opponibile più volte possibile e i movimenti di prono-supinazione delle mani (*task* numero 25 nella scala UPDRS) che prevedono l'estensione delle braccia con il palmo delle mani prima verso su e poi verso terra,

replicando più volte questo movimento. Le variabili cinematiche estratte da questo studio sono quattro, tra cui l'indice della fluidità capace di descrivere le caratteristiche della bradicinesia e della rigidità. La fluidità e i movimenti ben coordinati rappresentano un comportamento motorio ben sviluppato. Questi movimenti nei pazienti con Parkinson si ottengono dopo la terapia farmacologica.

Per quanto riguarda la bradicinesia, l'indice di fluidità durante il *task* di prono-supinazione è in grado di discriminare tra pazienti valutati senza terapia farmacologica (condizione *OFF*) e pazienti sani tramite i sensori localizzati nell'indice, nel pollice opponibile, nel metacarpo, nell'avambraccio e nel braccio, e tra i pazienti che hanno concluso la terapia con levodopa (condizione *ON*) e il gruppo di controllo tramite il sensore posto nel braccio. Durante il *task* di *finger-tapping* (FTT) l'indice di fluidità permette di distinguere tra pazienti con Parkinson nella condizione *ON* ed *OFF* attraverso il sensore del braccio e tra pazienti con Parkinson in condizione *OFF* e il gruppo di controllo con qualsiasi sensore tranne quello localizzato nel pollice opponibile.

Tabella 3 - Indice di fluidità. Ciascun grafico mostra i valori medi per ciascun gruppo OFF, ON e soggetti sani (HS) per l'indice del dito: [(A): finger-tapping; (F): prono-supinazione del braccio], il pollice opponibile: [(B): finger-tapping; (G): prono-supinazione del braccio], il metacarpo: [(C): finger-tapping; (H): prono-supinazione del braccio], l'avambraccio: [(D): finger-tapping; (I): prono-supinazione del braccio], il braccio: [(E): finger-tapping; (J): prono-supinazione del braccio]. *Correzione di Bonferroni * $p < 0.01$; ** $p < 0.001$ [Di Biase et al., 2018].



Romano et al. invece propongono un sistema integrato di sensori inerziali per l'analisi delle variabili degli arti superiori durante l'esecuzione del *Box and Blocks Test* (BBT) che consiste nello spostare in un minuto, uno ad uno, il numero massimo dei blocchetti da un comparto all'altro di una scatola. Il BBT viene spesso utilizzato negli esperimenti clinici perché è un test veloce, semplice e non costoso [Mathiowets et al., 1985]. I sensori dell'unità di misura inerziale dall'altra parte, sono semplici da indossare, possono essere utilizzati anche al di fuori di un laboratorio e sono *low-cost*. I sensori IMU utilizzati sono sette e sono stati applicati nella fronte, nella quinta vertebra cervicale, nella quinta vertebra lombare, a metà del braccio e nella decima vertebra toracica.

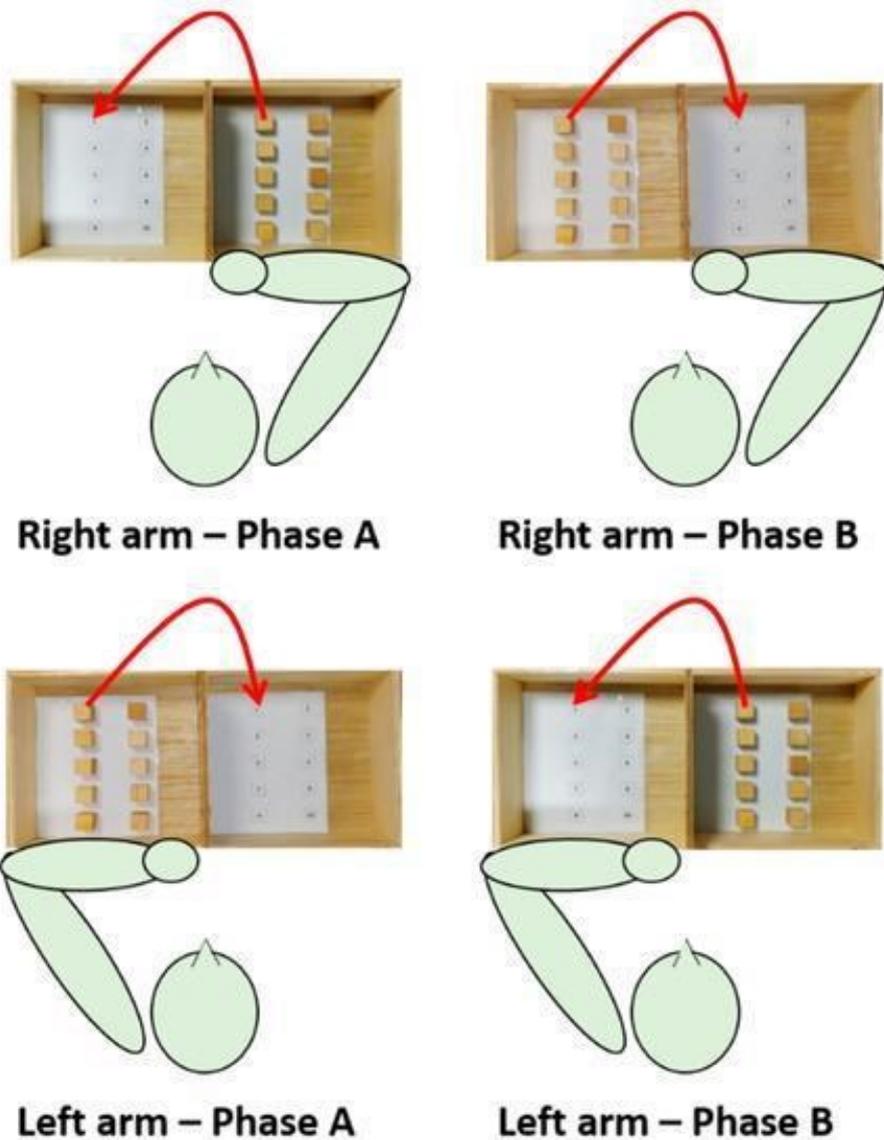


Figura 7 - La figura mostra l'esperimento del BBT integrato con Unità di Misura Inerziale [Romano et al., 2021].

Tra i parametri calcolati è l'indice del *jerk* adimensionale (*DLJ-DimensionLess Jerk*) con lo scopo di stimare la forma della traiettoria, considerata come misura della fluidità più utilizzata e più efficace [Balasubramanian et al., 2015].

L'indice DLJ è definito come segue:

$$DLJ = -\frac{(t_2 - t_1)^5}{v_{peak}^2} \int_{t_1}^{t_2} \left| \frac{d^2 v(t)}{dt^2} \right|^2 dt,$$

t_1 e t_2 rappresentano, rispettivamente, l'inizio e la fine del gesto o del *task*, $v(t)$ è la velocità, mentre v_{peak} è la velocità massima nell'intervallo $[t_1, t_2]$. Valori di DLJ vicino allo zero corrispondono a movimenti più fluidi.

5.2 ANALISI DEL JERK TRAMITE STEREOFOTOGRAMMETRIA

Baron et al., è uno studio del 2018 che presenta 23 pazienti con Parkinson coinvolti in due *task*, cognitivo e motorio, mentre camminano su un tapis-roulant a una velocità a piacere. I *task* cognitivi sono stati analizzati singolarmente (*single task*) e in contemporanea con quello motorio (*dual task*). Lo strumento utilizzato è un sistema di *motion capture* chiamato *Computer Assisted Rehabilitation Environment (CAREN)* consistente in dieci telecamere *Vicon* (Vicon Inc., Oxford, UK), un tapis roulant (Bertec Corp., Columbus, Ohio), uno schermo a forma cilindrica proiettato a 180 gradi e un software *D-flow* (MotekforceLink, Amsterdam, Netherlands). È stato applicato un set di 25 marcatori basandosi sul modello *Human Body Model (HBM)* [Van Den Bogert et al., 2013]. Altri 6 marcatori sono stati posizionati sull'articolazione acromion-clavicolare della spalla, sul processo ulnare del gomito e sulla parte dorsale dell'avambraccio, come nella figura sottostante.

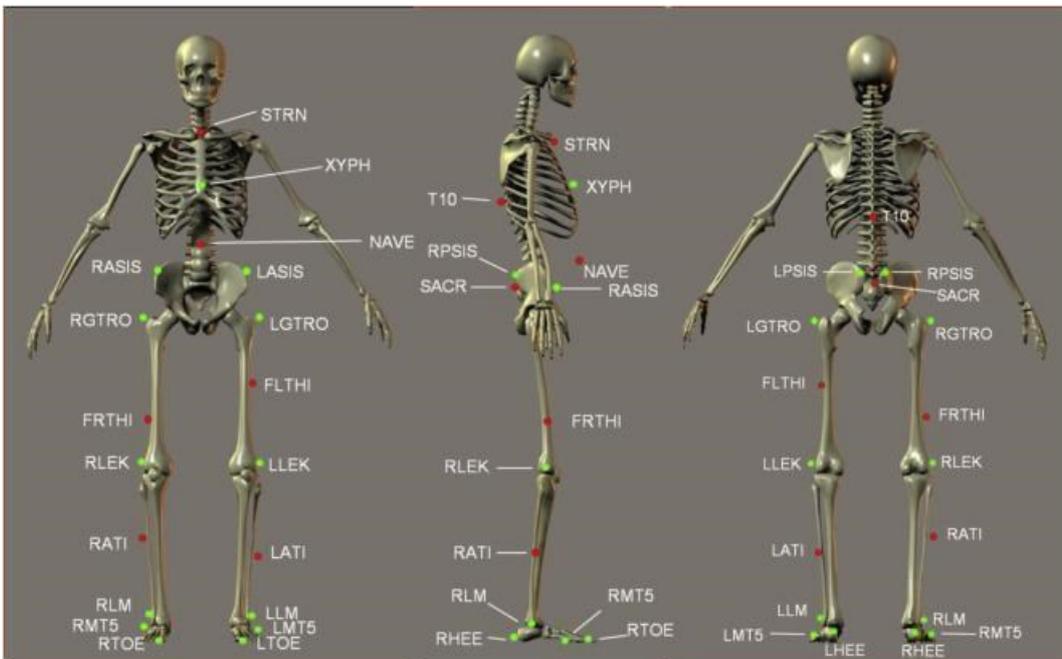


Figura 8 - Localizzazione anatomica dei marcatori nel sistema motion-capture. T10 = decima vertebra toracica, SACR = osso sacro, NAVÉ = ombelico, XYPH = xifoideo, STRN = incisura giugolare dello sterno, LASIS = spina iliaca antero-superiore sinistra, RASIS = spina iliaca antero-posteriore destra, LPSIS = spina iliaca posteriore- superiore sinistra, RPSIS = spina iliaca posteriore superiore destra,

LGTRO = il grande trocantere sinistro del femore, FLTHI = coscia sinistra, LLEK = epicondilo laterale sinistro del ginocchio, LATI = parte sinistra anteriore della tibia, LLM = malleolo laterale sinistro della caviglia, LHEE = tallone sinistro, LTOE = l'alluce sinistro, LMT5 = Quinto metatarso sinistro, RGTRO = il gran trocantere destro del femore, FRTHI = coscia destra, RLEK = epicondilo destro del ginocchio, RATI = parte anteriore destra della tibia, RLM = malleolo laterale destro della caviglia, RHEE = tallone destro, RTOE = l'alluce destro, RMT5 = quinto metatarso destro [Baron et al., 2018].

Le misure stereofotogrammetriche mostrano un incremento nel *jerk* normalizzato (NJ), e quindi un peggioramento nella fluidità durante la fase dell'oscillazione del braccio soprattutto quando si passa da un singolo *task* (cognitivo) a quello duale (cognitivo e motorio). Questo suggerisce che il controllo della fluidità dei movimenti nelle persone con Parkinson impiega funzioni importanti e peggiora quando sono necessarie anche le funzioni cognitive.

CONCLUSIONI

Il morbo di Parkinson rappresenta uno dei disturbi motori più diffusi. A rendere difficile la diagnosi iniziale è, non solo la mancanza generale di sintomi specifici e strumenti diagnostici ma anche, lo stigma che esiste attorno a questa malattia. Per questi motivi è molto importante riconoscere i sintomi ancora nelle fasi iniziali e intervenire prontamente con terapie di cui si è discusso nei capitoli precedenti, che potrebbero avere un impatto fondamentale sul corso della malattia e sulla vita del paziente. È stato dimostrato che l'esercizio fisico, se introdotto nelle fasi precoci della malattia, può rallentare la progressione della stessa.

L'introduzione di nuovi scenari di riabilitazione come le terapie complementari (arteterapia, musicoterapia, danzaterapia...) sta assumendo sempre più importanza nella riabilitazione di malattie neurodegenerative. Dal presente lavoro sono emersi in particolare alcuni studi riguardanti l'arteterapia nel morbo di Parkinson, anche se non è stata ancora quantificata la sua efficacia. Si prospetta quindi un suo possibile impiego in studi e ricerche futuri. L'utilizzo di tecniche oggettive come l'analisi del movimento in condizioni di pre e post trattamento con arteterapia potrebbe essere uno degli sviluppi futuri nello studio del Parkinson.

L'analisi del movimento nel Parkinson ha coinvolto fino ad ora principalmente variabili spazio-temporali ottenute da *task* specifici che riguardano gli arti inferiori e le variabili degli arti superiori. Come suggeriscono molti studi la combinazione delle due potrebbe portare a nuove informazioni per la malattia di Parkinson. In particolare, il *jerk* potrebbe costituire un nuovo biomarcatore che, sebbene non visibile a una prima valutazione, fornisce una descrizione migliore sia del cammino che del movimento degli arti superiori nei pazienti affetti da Parkinson.

CAPITOLO 7 – BIBLIOGRAFIA

- A. Choi, S.B. Joo, E. Oh, J. H. Mun, Kinematic evaluation of movement smoothness in golf: relationship between the normalized jerk cost of body joints and the clubhead, Cho I t al. Biomedical Engineering OnLine 2014.
- A. Hockey, G. Geffen, The concurrent validity and test-retest reliability of a visuospatial working memory task, *Intelligence* 32 (2004) 591e605.
- A. Kuhner, I. K. Wiesmeier, M. Cenciarini, T. L. Maier, S. Kammermeier, V. A. Coenen, W. Burgard, Ch. Maurer, Motion Biomarkers Showing Maximum Between Healthy Subjects and Parkinson's Disease Patients Treated With Deep Brain Stimulation of the Subthalamic Nucleus. A Pilot Study, 2020
- A. Mirelman, H. Bernad-Elazari, A. Thaler, E. Giladi-Yacobi, T. Gurevich, M. Gana-Weisz, R. Saunders-Pullman, D. Raymond, N. Doan, S. Bressman, K. Marder, R. Alcalay, A. Rao, D. Berg, K. Brockmann, J. Aasly, B. Waro, E. Tolosa, D. Vilas, C. Pont-Sunyer, A. Orr-Urtreger, J. Hausdorff, N. Giladi, Arm swing as a potential new prodromal marker of Parkinson's disease, *Mov. Disord.* 31 (10) (2016) 1527e1534.
- A. Mirelman, H. Bernad-Elazari, T. Nobel, A. Thaler, A. Peruzzi, M. Plotnik, N. Giladi, J. Hausdorff, Effects of aging on arm swing during gait: the role of gait speed and dual tasking, *PLoS One* 10 (8) (2015).
- A. Samà, C. Perez-Lopez, J. Romagosa, D. Rodriguez-Martin, A. Catala, J. Cabestany, et al., Dyskinesia and motor state detection in Parkinson's Disease patients with a single movement sensor, in: D. Haemmerich, D. Panescu, J. Pearce, P. Prakash, E. Sloane, P. Soda, et al. (Eds.), *Proceedings of the 34th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, San Diego, 2012, pp. 1194–1197.
- A. van den Bogert, T. Geijtenbeek, O. Even-Zohar, F. Steenbrink, A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function, *Med. Biol. Eng. Comput.* 51 (10) (2013) 1069e1077.
- A. Weiss, T. Herman, N. Giladi, J.M. Hausdorff, Objective assessment of fall risk in Parkinson's disease using a body-fixed sensor worn for 3 days, *PLoS One* 9 (2014).

- Alvaro Muro-de-la-Herran, B.G.-Z.; Mendez-Zorrilla, A. Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors* 2014, 14, 3362–3394. [CrossRef]
- Bae Y. S.; Kim D.H. The Applied Effectiveness of Clay Art Therapy for Patients With Parkinson’s Disease, 2018
- Bae, J.; Tomizuka, M. A tele-monitoring system for gait rehabilitation with an inertial measurement unit and a shoe-type ground reaction force sensor. *Mechatronics* 2013, 23, 646–651. [CrossRef]
- Balasubramanian, S.; Melendez-Calderon, A.; Roby-Brami, A.; Burdet, E. On the analysis of movement smoothness. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2015, 12, 112. [CrossRef] [PubMed]
- Bonora, G.; Mancini, M.; Carpinella, I.; Chiari, L.; Horak, F.B.; Ferrarin, M. Gait initiation is impaired in subjects with Parkinson’s disease in the OFF state: Evidence from the analysis of the anticipatory postural adjustments through wearable inertial sensors. *Gait Posture* 2017, 51, 218–221. [CrossRef]
- C.J. Hass, P. Malczak, J. Nocera, E.L. Stegemoller, A. Shukala, I. Malaty, C.E. Jacobson IV, M.S. Okun, N. McFarland, Quantitative normative gait data in a large cohort of ambulatory persons with parkinson’s disease, *PLoS One* 7 (2012) 1–5.
- Cappozzo A.; Della Croce U.; Leardini A.; Chiari L.; Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 1: theoretical background;Elsevier: Bologna, Italy 2005;
- Ch. Buckley, B. Galna, L. Rochester, C. Mazzà, Quantification of upper body movements during gait in older adults and in those with Parkinson’s disease: impact of acceleration realignment methodologies, *Gait & Posture* 52 (2017) 265-271.
- Ch. Buckley, B. Galna, L. Rochester, C. Mazzà, Upper body accelerations as a biomarker of gait impairment in the early stages of Parkinson’s disease, *Gait & Posture* 71 (2019) 289-295.
- Chou K: Clinical manifestations of Parkinson Disease. UpToDate. Retrieved on 7/22/2013 from www.uptodate.com. (2013)
- Chou K: Diagnosis of Parkinson Disease. UpToDate. Retrieved on 7/22/2013 from www.uptodate.com. (2013)
- Clark, R.A.; Pua, Y.H.; Bryant, A.L.; Hunt, M.A. Validity of the Microsoft Kinect for providing lateral trunk lean feedback during gait retraining. *Gait Posture* 2013, 38, 1064–1066. [CrossRef]

- Colyer, S.L.; Evans, M.; Cosker, D.P.; Salo, A.I.T. A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. *Sports Med.* -Open 2018, 4, 24. [CrossRef]
- Cucca A.; Di Rocco A.; Acosta I.; Beheshti M.; Berberian M.; Bertisch H.C.; Droby A.; Ettinger T.; Hudson T. E.; Inglese M.; Jung Y. J.; Mania D. F.; Quartarone A.; Rizzo J.R.; Sharma K.; Feigin A.; Biagioni M. C.; Ghilardi M. F. Art therapy for Parkinson's disease. *Parkinsonism and Related Disorders* 84 (2021) 148-154
- D.A. Heldman, T. Mera, A. Espay, M. Payne, J. Giuffrida, Quantitative home-based monitoring of Parkinson's disease motor symptoms, 2011.
- Davis, R.B. Clinical gait analysis. *IEEE Eng. Med. Biol.* 1988, 7, 35–40. [CrossRef] [PubMed]
- de CM Saunders J, Inman V, Eberhart H. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg* (1953) 35:543–58.
- Derawi, M.O.; Ali, H.; Cheikh, F.A. Gait Recognition Using Time-of-Flight Sensor. Available online: <http://subs.emis.de/LNI/Proceedings/Proceedings191/187.pdf> (accessed on 17 February 2014).
- Deuschl, G.; Krack, P.; Lauk, M.; Timmer, J. Clinical neurophysiology of tremor. *J. Clin. Neurophysiol.* 1996, 13, 110–121. [CrossRef]
- Di Biase L.; Di Santo A.; Caminiti M.L.; De Liso A.; Shah S.A.; Ricci L.; Di Lazzaro V. Gait Analysis in Parkinson Disease: An Overview of the Most Accurate Markers for Diagnosis and Symptoms Monitoring. *MDPI*
- Di Biase, L.; Brittain, J.S.; Shah, S.A.; Pedrosa, D.J.; Cagnan, H.; Mathy, A.; Chen, C.C.; Martin-Rodriguez, J.F.; Mir, P.; Timmerman, L.; et al. Tremor stability index: A new tool for differential diagnosis in tremor syndromes. *Brain A J. Neurol.* 2017, 140, 1977–1986. [CrossRef] [PubMed]
- Dicharry, J. Kinematics and kinetics of gait: From lab to clinic. *Clin. Sports Med.* 2010, 29, 347–364. [CrossRef]
- Dominguez, G.; Cardiel, E.; Arias, S.; Rogeli, P. A Digital Goniometer Based on Encoders for Measuring Knee-Joint Position in an Orthosis. In *Proceedings of the 2013 World Congress on Nature and Biologically Inspired Computing (NaBIC)*, Fargo, ND, USA, 12–14 August 2013; pp. 1–4.

- E. I. Baron, M. M. Koop, M. C. Streicher, A. B. Rosenfeldt, Altered kinematics of arm swing in Parkinson's disease patients indicates declines in gait under dual task conditions, *Parkinsonism and Related Disorders* 48 (2018) 61-67.
- F. Horak, M. Mancini, Objective biomarkers of balance and gait for Parkinson's disease using body-worn sensors, *Mov. Disord.* 28 (2013) 1544–1551.
- F.J.G. Vingerhoets, M. Schulzer, D.B. Calne, B.J. Snow, Which clinical sign of Parkinson's disease best reflects the nigrostriatal lesion?, *Ann. Neurol.* 41 (1997) 58–64.
- Ferreira J, R Katzenschlager, B Bloem, U Bonuccelli, D Burn, G Deuschl, E Dietrichs, G Fabbrini, A Friedman, P Kanovsky, V Kostic, A Nieuwboer, P Odin, W Poewe, O Rascol, C Sampaio, M Schupach, E Tolosa, C Trenkwalder, A Schapira, A Berardelli, W Oertel: Summary of the recommendations of the EFNS/MDS-ES review on therapeutic management of Parkinson's Disease. *European Journal of Neurology* 20, 5-15 (2013).
- Gazewood J, D Richards, K Clebak: Parkinson Disease: An update. *American Family Physician* 87(4), 267-273 (2013)
- Ghika J, Wiegner AW, Fang JJ, Davies L, Young RR, Growdon JH. Portable system for quantifying motor abnormalities in Parkinson's disease. *IEEE Trans Biomed Eng* (1993).
- Ghislieri, M.; Gastaldi, L.; Pastorelli, S.; Tadano, S.; Agostini, V. Wearable Inertial Sensors to Assess Standing Balance: A Systematic Review. *Sensors* 2019, 19, 4075. [CrossRef] [PubMed]
- Gibb, W.R.G.; Lees, A.J. The relevance of the Lewy body to the pathogenesis of idiopathic Parkinson's disease. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 1988, 51, 745–752. [CrossRef] [PubMed]
- Hebert, J.S.; Lewicke, J.; Williams, T.R.; Vette, A.H. Normative data for modified Box and Blocks test measuring upper-limb function via motion capture. *J. Rehabil. Res. Dev.* 2014, 51, 919–931. [CrossRef]
- Hoehn M.; Yahr M. Parkinsonism: onset, progression and mortality.
- J. Jankovic, Parkinson's disease: clinical features and diagnosis, *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 79 (2008) 368–376.
- J. Kim, Y. Kwon, J. Heo, G. Eom, M. Kwon, G. Tack, S. Koh, Acceleration pattern of the upper body during level walking in patients with Parkinson's disease, *J. Mech. Med. Biol.* 16 (2016) 1640025.

- Janice M. Beitz. Parkinson's disease: a review. Camden, NJ (2014)
- Kolb, A.; Barth, E.; Koch, R.; Larsen, R. Time-of-Flight Cameras in Computer Graphics. *Comput. Graph. Forum* 2010, 29, 141–159. [CrossRef]
- Kontson, K.; Marcus, I.; Myklebust, B.; Civillico, E. Targeted box and blocks test: Normative data and comparison to standard tests. *PLoS ONE* 2017, 12, e0177965. [CrossRef]
- L. di Biase, S. Summa, J. Tosi, F. Taffoni, M. Marano, A. C. Rizzo, F. Vecchio, D. Formica, V. Di Lazzaro, G. Di Pino, M. Tombini, Quantitative Analysis of Bradykinesia and Rigidity in Parkinson's Disease, 2018.
- L. Ota, H. Uchitomi, K. Ogawa, S. Orimo, Y. Miyake, Relationship between neural rhythm generation disorders and physical disabilities in Parkinson's Disease patients' walking, *PLoS One* 9 (11) (2014) e112952.
- Leusmann, P.; Mollering, C.; Klack, L.; Kasugai, K.; Ziefle, M.; Rumpe, B. Your Floor Knows Where You Are: Sensing and Acquisition of Movement Data. 2011 IEEE 12th Int. Conf. Mob. Data Manag. 2011, 2, 61–66.
- Lim S, A Lang: The nonmotor symptoms of Parkinson's Disease-An overview. *Movement Disorders* 25(Suppl 1), S123-S130 (2010)
- Liu, H.; Cao, Y.; Wang, Z. Automatic Gait Recognition from a Distance. In *Proceedings of the Control and Decision Conference (CCDC)*, Xuzhou, China, 26–28 May 2010; pp. 2777–2782.
- M. Brodie, H. Menz, S. Lord, Age-associated changes in head jerk while walking reveal altered dynamic stability in older people, *Exp. Brain Res.* 232 (2014) 51–60.
- M. Cole, P. Silburn, J. Wood, C. Worringham, G. Kerr, Falls in Parkinson's disease: kinematic evidence for impaired head and trunk control, *Mov. Disord.* 25 (2010) 2369–2378.
- M. Mancini, A. Salarian, P. Carlson-Kuhta, C. Zampieri, L. King, L. Chiari, F. Horak, ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control, *J. NeuroEng. Rehabil.* 9 (1) (2012).
- M. Mancini, L. King, A. Salarian, L. Holmstrom, J. Mcnames, F.B. Horak, Mobility Lab to assess balance and gait with synchronized body-worn sensors, *Bioeng. Biomed. Sci. (Suppl. 1)* (2012) S1–007.
- MacPhee G, D Stewart: Parkinson's Disease. *Reviews in Clinical Gerontology* 11, 33-49 (2001)

- Mathiowetz, V.; Volland, G.; Kashman, N.; Weber, K. Adult norms for the Box and Block Test. of manual dexterity. *Am. J. Occup. Ther.* 1985, 39, 386–391. [CrossRef] [PubMed]
- Mazzoni, P., Shabbott, B., Cortés, J.C., 2012. Motor control abnormalities in Parkinson's disease. *Cold Spring Harb. Perspect. Med.* 2 (6), a009282.
- Memar, S.; Delrobaei, M.; Pieterman, M.; McIsaac, K.; Jog, M. Quantification of whole-body bradykinesia in Parkinson's disease participants using multiple inertial sensors. *J. Neurol. Sci.* 2018, 387, 157–165. [CrossRef]
- Narayan, A.; Gomatam, M.; Sasi, S. Multimodal gait recognition based on stereo vision and 3D template matching. In *Proceedings of the International Conference on Imaging Science, Systems and Technology, CISST'04, Las Vegas, NV, USA, 21–24 June 2004*; pp. 405–410.
- P. Fazio, G. Granieri, I. Casetta, E. Cesnik, S. Mazzacane, P. Caliandro, F. Pedrielli, E. Granieri, Gait measures with a triaxial accelerometer among patients with neurological impairment, *Neurol. Sci.* 34 (2013) 435–440.
- P. Romano, S. Pournajaf, M. Ottaviani, A. Gison, F. Infarinato, C. Mantoni, M. F. de Pandis, M. Franceschini, M. Goffredo, Sensor Network for Analyzing Upper Body Strategies in Parkinson's Disease versus Normative Kinematic Patterns, 2021.
- P.B. Shull, W. Jirattigalachote, M.A. Hunt, M.R. Cutkosky, S.L. Delp, Quantified self and human movement: a review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention, *Gait Posture* 40 (2014) 11–19.
- Parkinson's Disease Foundation: Statistics on Parkinson's. Retrieved from http://www.pdf.org/en/parkinson_statistics. (2013)
- Pratheepan, Y.; Condell, J.V.; Prasad, G. The Use of Dynamic and Static Characteristics of Gait for Individual Identification. In *Proceedings of the 13th International Machine Vision and Image Processing Conference, Dublin, Ireland, 2–4 September 2009*; pp. 111–116.
- Proud, E.L., Miller, K.J., Bilney, B., Balachandran, S., McGinley, J.L., Morris, M.E., 2015. Evaluation of measures of upper limb functioning and disability in people with Parkinson disease: a systematic review. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 96, 540–551.
- Qi, Y.; Soh, C.B.; Gunawan, E.; Low, K.S.; Maskooki, A. Using Wearable UWB Radios to Measure Foot Clearance During Walking. In *Proceedings of the 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Osaka, Japan, 3–7 July 2013*; pp. 5199–5202.

- R. Moe-Nilssen, J. Helbostad, Interstride trunk acceleration variability but not step width variability can differentiate between fit and frail older adults, *Gait Posture* 21 (2005) 164–170.
- R. Morris, A. Hickey, S. Del Din, A. Godfrey, S. Lord, L. Rochester, A model of freelifing gait: a factor analysis in Parkinson’s disease, *Gait Posture* 52 (2017) 68–71.
- R.P. Hubble, G. Naughton, P. Silburn, M.H. Cole, Wearable sensor use for assessing standing balance and walking stability in people with Parkinson’s disease: a systematic review, *PLoS One* 10 (2015) e0123705.
- Rainoldi, A.; Melchiorri, G.; Caruso, I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J. Neurosci. Methods* 2004, 134, 37–43. [CrossRef] [PubMed]
- Rizzo, G.; Copetti, M.; Arcuti, S.; Martino, D.; Fontana, A.; Logroscino, G. Accuracy of clinical diagnosis of Parkinson disease A systematic review and meta-analysis. *Neurology* 2016, 86, 566–576. [CrossRef] [PubMed]
- Romano P.; Pournajaf S.; Ottaviani M.; Gison A.; Infarinato F.; Mantoni C.; De Pandis M.F.; Franceschini M.; Goffredo M. Sensor Network for Anlayzing Upper Boddy Strategies in Parkinson’s Disease versus Normative Kinematic Patterns. Roma, Italy [MDPI].
- S. Lord, B. Galna, L. Rochester, Moving forward on gait measurement: toward a more refined approach, *Mov. Disord.* 28 (2013) 1534–1543
- S. Mesure, J. Azulay, J. Pouget, B. Amblard, Strategies of segmental stabilization during gait in Parkinson’ s disease, *Exp. Brain Res.* 129 (1999) 573–581 <http://link.springer.com/article/10.1007/s002210050927>.
- S. Patel, K. Lorincz, R. Hughes, N. Huggins, J. Growdon, D. Standaert, et al., Monitoring motor fluctuations in patients With Parkinson’ s disease using Wearable sensors, *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 13 (2009) 864–873.
- Salarian, A.; Russmann, H.; Vingerhoets, F.J.G.; Dehollaini, C.; Blanc, Y.; Burkhard, P.R.; Aminian, K. Gait assessment in Parkinson’s disease: Toward an ambulatory system for long-term monitoring. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2004, 51, 1434–1443. [CrossRef] [PubMed]
- Samson, W.; van Hamme, A.; Sanchez, S.; Chèze, L.; van Sint Jan, S.; Feipel, V. Dynamic footprint analysis by time-of-flight camera. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 2012, 15, 180–182. [CrossRef]

- Sánchez-Ferro, Á.; Elshehabi, M.; Godinho, C.; Salkovic, D.; Hobert, M.A.; Domingos, J.; Uem, J.M.; Ferreira, J.J.; Maetzler, W. New methods for the assessment of Parkinson's disease (2005 to 2015): A systematic review. *Mov. Disord.* 2016, 31, 1283–1292. [CrossRef]
- Sherer TB, S Chowdhury, K Peabody, D Brooks: Overcoming obstacles in Parkinson's Disease. *Movement Disorders* 27(13), 1606-1611 (2012)
- Sito di Associazione Europea per il Morbo di Parkinson (EPDA)
- Tao, W.; Liu, T.; Zheng, R.; Feng, H. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors* 2012, 12, 2255–2283. [CrossRef]
- Valevicius, A.M.; Jun, P.; Hebert, J.S.; Vette, A.H. Use of optical motion capture for the analysis of normative upper body kinematics during functional upper limb tasks: A systematic review. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2018, 40, 1–15. [CrossRef]
- Vera-Rodriguez, R.; Mason, J.S.; Fierrez, J.; Ortega-Garcia, J. Comparative analysis and fusion of spatiotemporal information for footstep recognition. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* 2013, 35, 823–834. [CrossRef] [PubMed]
- Wahab, Y.; Bakar, N.A. Gait Analysis Measurement for Sport Application Based on Ultrasonic System. In *Proceedings of the 2011 IEEE 15th International Symposium on Consumer Electronics (ISCE)*, Singapore, 14–17 June 2011; pp. 20–24.
- Washita, Y.; Kurazume, R.; Ogawara, K. Expanding Gait Identification Methods from Straight to Curved Trajectories. In *Proceedings of the 2013 IEEE Workshop on Applications of Computer Vision (WACV)*, Tampa, FL, USA, 15–17 January 2013; pp. 193–199.
- Webster, J.B.; Darter, B.J. Principles of Normal and Pathologic Gait. In *Atlas of Orthoses and Assistive Devices*; Elsevier: London, UK, 2019; pp. 49–62.
- Xue, Z.; Ming, D.; Song, W.; Wan, B.; Jin, S. Infrared gait recognition based on wavelet transform and support vector machine. *Pattern Recognit.* 2010, 43, 2904–2910. [CrossRef]

