

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
CAMPUS DI CESENA
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA
CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

***MONITORAGGIO DEL CAMMINO NEI SOGGETTI CON MALATTIA
DI PARKINSON TRAMITE L'UTILIZZO DI SENSORI INERZIALI:
DISEGNO E SVILUPPO DI ALGORITMI PER LA STIMA DELLA
CLEARANCE DEI PIEDI E DELL'INCLINAZIONE DEL TRONCO***

Tesi in

ELABORAZIONE DEI DATI E SEGNALI BIOMEDICI LM

Relatore

Prof. Lorenzo Chiari

Presentata da

Rudi Pirani

Correlatore

Ing. Alberto Ferrari

Dott. Pieter Ginis

III° Sessione

Anno Accademico 2013/2014

Sommario

ABSTRACT	1
INTRODUZIONE.....	3
1.1 MALATTIA DI PARKINSON	3
1.2 PROGETTO CUPiD.....	7
1.3 CLEARANCE	8
1.4 POSTURA DEL TRONCO	10
1.5 CENNI STORICI SULLE TECNICHE DI ANALISI DEL MOVIMENTO UMANO	11
1.6 STEREOFOTOGRAMMETRIA	13
1.7 SENSORI INERZIALI	15
MATERIALI E METODI	22
2.1 SOGGETTI.....	22
2.2 VALUTAZIONE CLINICA.....	22
2.3 VALUTAZIONE SPERIMENTALE	25
2.4 PROTOCOLLO DI ACQUISIZIONE DATI.....	27
2.5 PREPARAZIONE DEI DATI	28
ANALISI DEI DATI	30
3.1 RILEVAZIONE FASI DEL PASSO	30
3.2 CALCOLO DEI PARAMETRI TEMPORALI.....	33
3.3 CALCOLO DEI PARAMETRI SPAZIALI.....	34
3.4 RILEVAZIONE DELLA CLEARANCE DEL PIEDE.....	36
3.5 RILEVAZIONE DELL'INCLINAZIONE DEL TRONCO	41
RISULTATI	46
4.1 PARAMETRI SPAZIO-TEMPORALI.....	46
4.2 INCLINAZIONE DEL PIEDE NELLA FASE DI INITIAL CONTACT:.....	46
4.3 CLEARANCE	51
4.4 INCLINAZIONE DEL TRONCO	55
4.5 ANALISI DELLA VARIABILITÀ.....	59
4.5.1 DEVIAZIONE STANDARD	59
4.5.2 JERK	61
4.6 CORRELAZIONE TRA PARAMETRI	62
ANALISI DELLA CORRELAZIONE RISPETTO AL TEMPO	65
DISCUSSIONI.....	68
5.1 INCLINAZIONE DEL PIEDE NELLA FASE DI INITIAL CONTACT	68
5.2 CLEARANCE	70
5.3 INCLINAZIONE DEL TRONCO	71
5.4 ANALISI DELLA VARIABILITÀ.....	74
5.4.1 DEVIAZIONE STANDARD.....	74
5.4.2 JERK	75
5.5 CORRELAZIONE TRA PARAMETRI	75
ANALISI DELLA CORRELAZIONE RISPETTO AL TEMPO	76
CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI	78

Indice delle figure

1: Circuito dei gangli basali in condizioni normali.....	5
2: Soggetto in 'stooped posture'	7
3: Traiettorie verticali di tallone e punta del piede	10
4: Uomo che sale le scale	12
5: Sistemi di analisi del movimento	13
6: Analisi del movimento attraverso sistemi opto-elettronici.....	13
7: IMU - Inertial Measurement Unit	15
8: Accelerometro: principio base di funzionamento.....	16
9: Giroscopio tuning fork	18
10: Giroscopio MEMS	19
11: Sensore EXLs3	20
12: Università Cattolica di Lovanio	22
13: Soggetto vestito di IMU e marker	25
14: Protocollo di posizionamento dei marker	26
15: Sincronizzazione tra il sistema inerziale e stereofotogrammetrico.....	29
16: Velocità angolare del piede rispetto all'asse medio-laterale	31
17: Stima dell'inclinazione del piede rispetto ai marker posti su calcagno, I metatarso e V metatarso.....	31
18: Inclinazione del piede rispetto all'asse medio-laterale, in una camminata normale.	32
19: Confronto dei segnali ottenuti dal sistema inerziale e stereofotogrammetrico nelle diverse fasi della pipeline dell'algorithmo di ricostruzione della traiettoria verticale del piede	40
20: Schema a blocchi dell'algorithmo di ricostruzione della traiettoria verticale del piede	41
21: Confronto dei segnali ottenuti dal sistema inerziale e stereofotogrammetrico nelle diverse fasi della pipeline dell'algorithmo di ricostruzione dell'orientamento del tronco	44
22: Schema a blocchi dell'algorithmo esteso alla situazione di statica	45
23: Bland Altman – confronto tra il sistema inerziale e stereofotogrammetrico per il parametro di inclinazione del piede PitchIC	47
24: PitchIC – Confronto tra i due arti inferiori	48
25: PitchIC - confronto tra i 4 trial.....	49
26: PitchIC – confronto tra il gruppo dei soggetti malati di Parkinson e il gruppo dei soggetti sani	50

27: PitchIC – confronto dei valori di ‘Audio stroop’ normalizzati sui valori di ‘Focus sui piedi’ tra parkinsoniani e soggetti sani	50
28: PitchIC – confronto fra il trial ‘Focus sui piedi’ dei parkinsoniani con il trial ‘Camminata normale’ dei soggetti sani’	51
29: Bland Altman - confronto tra il sistema inerziale e stereofotogrammetrico per il parametro di clearance del piede MinTC	52
30: MinTC – confronto tra i due arti inferiori.....	53
31: MinTC – confronto tra i 4 trial.....	53
32: MinTC - confronto tra il gruppo dei soggetti malati di Parkinson e il gruppo dei soggetti sani.....	54
33: MinTC - confronto dei valori di ‘Audio stroop’ normalizzati sui valori di ‘Focus sui piedi’ tra parkinsoniani e soggetti sani	54
34: MinTC - confronto fra il trial ‘Focus sui piedi’ dei parkinsoniani con il trial ‘Camminata normale’ dei soggetti sani’	55
35: Bland Altman – caso migliore, in cui l’inclinazione del soggetto viene stimata con l’errore minimo	56
36: Bland Altman – caso peggiore, in cui l’inclinazione del soggetto viene stimata con l’errore massimo	57
37: Inclinazione del tronco, zona L5 per la parte bassa, zona T10 per la parte alta– confronto fra trial	58
38: Inclinazione del tronco – confronto tra il gruppo dei soggetti malati di Parkinson ed il gruppo dei soggetti sani	58
39: Inclinazione del tronco, zona T5/C7 – confronto fra trial.....	59
40: Variabilità PitchIC – confronto fra i 4 trial.....	59
41: Variabilità PitchIC – confronto tra il gruppo dei parkinsoniani ed il gruppo dei controlli	60
42: Variabilità MinTC – confronto fra i 4 trial.....	60
43: Variabilità MinTC – confronto tra il gruppo dei parkinsoniani ed il gruppo dei controlli	61
44: Jerk nella prima parte di swing. Confronto tra soggetti malati di Parkinson e soggetti sani.....	62
45: Jerk nella seconda parte di swing. Confronto tra soggetti malati di Parkinson e soggetti sani.....	62
46: Matrice di correlazione - legenda.....	63
47: Matrice di correlazione – gruppo dei soggetti malati di Parkinson.....	64
48: Matrice di correlazione - gruppo dei soggetti sani	65
49: Matrice di correlazione dei tempi – gruppo dei soggetti malati di Parkinson ..	66
50: Matrice di correlazione dei tempi – gruppo dei soggetti sani	67

Abstract

La malattia di Parkinson è un disturbo neurodegenerativo con eziologia sconosciuta che colpisce in particolare le aree del cervello che sono coinvolte nel controllo del movimento. Tale disturbo neurologico causa anomalie sull'andatura del soggetto portandolo ad esempio a strisciare i piedi e flettere il busto più del necessario; anomalie che causano una camminata insicura che può sfociare in inciampi e cadute.

Lo scopo di questo studio è disegnare e sviluppare algoritmi in grado di stimare la clearance dei piedi e l'inclinazione del tronco, al fine di essere inseriti nel progetto CuPiD, il quale fornisce un feedback vocale ogni volta in cui il soggetto parkinsoniano presenta valori dei parametri monitorati al di fuori di un range fisiologico.

Sono stati reclutati 20 soggetti, 10 a cui è stata diagnosticata la malattia di Parkinson idiopatica e 10 asintomatici.

Nella valutazione sperimentale si è acquisita la camminata dei soggetti coinvolti nell'esperimento, utilizzando un sistema inerziale ed un sistema stereofotogrammetrico come gold standard.

Ogni soggetto ha eseguito 4 camminate, ciascuna della durata di 2 minuti, nelle seguenti diverse condizioni: camminata normale, focus sui piedi, focus sul tronco, audio stroop.

Inoltre si è valutata l'entità delle differenze cliniche dei due parametri stimati, tra il gruppo dei soggetti malati di Parkinson ed il gruppo dei soggetti sani.

Dallo studio effettuato si propone un algoritmo per la stima della clearance che presenta un errore relativamente alto ($RMSE = 17,3 [mm]$), in linea con algoritmi simili, già presenti in letteratura.

L'algoritmo per la stima dell'inclinazione del tronco invece non è presente in letteratura e comprende un errore discretamente basso ($RMSE = 1,5 [^\circ]$).

English Abstract

Parkinson's disease is a neurodegenerative disorder with unknown etiology that affects particular areas of the brain, that are involved in movement control. This neurological disorder causes abnormal gait of the person bringing him to crawl the feet and bend the upper body more than necessary; abnormalities that cause an unsafe walk that can lead to trips and falls.

The purpose of this study is to design and develop algorithms to estimate the clearance of the feet and the inclination of the trunk, in order to be included in the project CuPiD, which provides voice feedback each time the parkinsonian subject present values of monitored parameters outside of a physiological range.

It were recruited 20 subjects, 10 who was diagnosed the idiopathic Parkinson's disease and 10 asymptomatic.

In the experimental evaluation it has acquired the walk of the subjects involved in the experiment, using an inertial system and a stereophotogrammetric system, the latter as gold standard.

Each subject performed four walks, each lasting two minutes, in the following different conditions: normal walking, focus on feet, focus on trunk, audio stroop.

It was also evaluated the extent of the clinical differences of the two estimated parameters, among the group of parkinsonian subjects and the group of healthy subjects.

From the research carried it is proposed an algorithm for the estimation of the clearance that has a relatively high error ($RMSE = 17.3 [mm]$), consistent with similar algorithms, already present in the literature.

The algorithm for the estimation of the inclination of the trunk instead is not present in literature and includes a rather low error ($RMSE = 1.5 [^\circ]$).

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Malattia di Parkinson

La malattia di Parkinson (MP) è comune in persone anziane e colpisce più di 1 persona su 100 con età superiore ai 75 anni e 1 su 1000 con età superiore ai 65 anni ^[1]. Secondo una stima mondiale, si pensa che approssimativamente più di 10 milioni di persone anziane hanno il Parkinson ^[2]. Con l'aumento dell'età media della popolazione, si calcola che nel 2020 più di 40 milioni di persone nel mondo avranno questa patologia ^[1].

La malattia è caratterizzata principalmente dai seguenti disturbi motori ^[1]:

- *Bradicinesia*: è la più comune, colpisce circa l'80% delle persone affette da Parkinson ed è caratterizzata da lentezza nei movimenti. Questa lentezza nei casi più marcati, sfocia in una limitazione dei movimenti, nota come *Ipocinesia*. Le persone con ipocinesia tipicamente hanno una riduzione delle espressioni facciali ed un cammino con ridotta rotazione del tronco, passi corti e minore oscillazione delle braccia, con un lato più colpito dell'altro.
- *Tremore*: secondo per incidenza, anche se spesso è il primo sintomo riscontrato, colpisce circa il 70% dei malati di Parkinson. È caratterizzato da un movimento oscillatorio di muscoli agonisti ed antagonisti, ha una frequenza di 3-6 Hz e potrebbe essere causato dall'alterazione del *firing rate* dei neuroni talamici, sebbene il motivo esatto non è tuttora noto. Anche in questo caso un lato risulta più colpito dal tremore, il quale peggiora in situazioni di stress emozionale, mentre è assente durante il sonno ^[3].
- *Rigidità muscolare*: può essere rilevata da un lento movimento passivo della parte del corpo colpita dalla malattia, causato da una contrazione eccessiva e continua dei muscoli agonisti ed antagonisti. La rigidità può essere associata a dolore articolare; tale dolore è una frequente

manifestazione iniziale della malattia. Nelle fasi iniziali, la rigidità è spesso asimmetrica e tende a influenzare i muscoli del collo e delle spalle, rispetto ai muscoli del viso e degli arti.

- *Instabilità posturale*: è tra i disturbi più disabilitanti della MP. È dovuta alla disfunzione dei riflessi posturali, i quali mantengono o variano il tono dei muscoli che si oppongono all'azione della forza di gravità. L'instabilità posturale si manifesta generalmente nelle fasi finali della malattia e nonostante sia caratterizzata da una flessione in avanti della schiena, rispetto ad una postura eretta, i soggetti affetti da Parkinson tendono a cadere all'indietro molto facilmente. L'instabilità posturale causa difficoltà nei trasferimenti, disturbi nel cammino e l'incapacità di vivere indipendentemente in un ambiente domestico. Fino al 40% dei parkinsoniani possono andare incontro a cadute, con il 13% dei casi che riportano di cadere almeno una volta la settimana ^[4].

La MP può inoltre causare disturbi neuropsichiatrici, da lievi a gravi, che includono disturbi del linguaggio, della cognizione, dell'umore, del comportamento e del pensiero.

I soggetti malati di Parkinson riportano che i disturbi sull'equilibrio sono la causa principale di una ridotta qualità di vita, a causa della grave difficoltà nel compiere importanti azioni quotidiane come camminare, girarsi e cambiare da una posizione seduta ad una posizione eretta.

I sintomi principali della MP sono il risultato di un'attività molto ridotta delle cellule secernenti dopamina, causata dalla morte cellulare nella regione pars compacta della substantia nigra, presente nei gangli della base.

I gangli basali sono costituiti da 5 principali nuclei subcorticali: putamen, nucleo caudato, globo pallido, nucleo subtalamico e substantia nigra ^[5]. Si pensa che i gangli basali giochino un ruolo nell'iniziare movimenti volontari, facilitandone alcuni e sopprimendone altri; inoltre confrontano i comandi motori provenienti dalla corteccia con i feedback del movimento in corso.

Nel cervello è presente una complessa rete di percorsi paralleli che integrano le regioni cerebro-corticali (associativa, oculomotoria, limbica e motoria), il talamo ed i gangli basali.

Si illustrano di seguito i due principali percorsi (diretto e indiretto) che comportano la facilitazione o inibizione dei movimenti volontari (Figura 1).

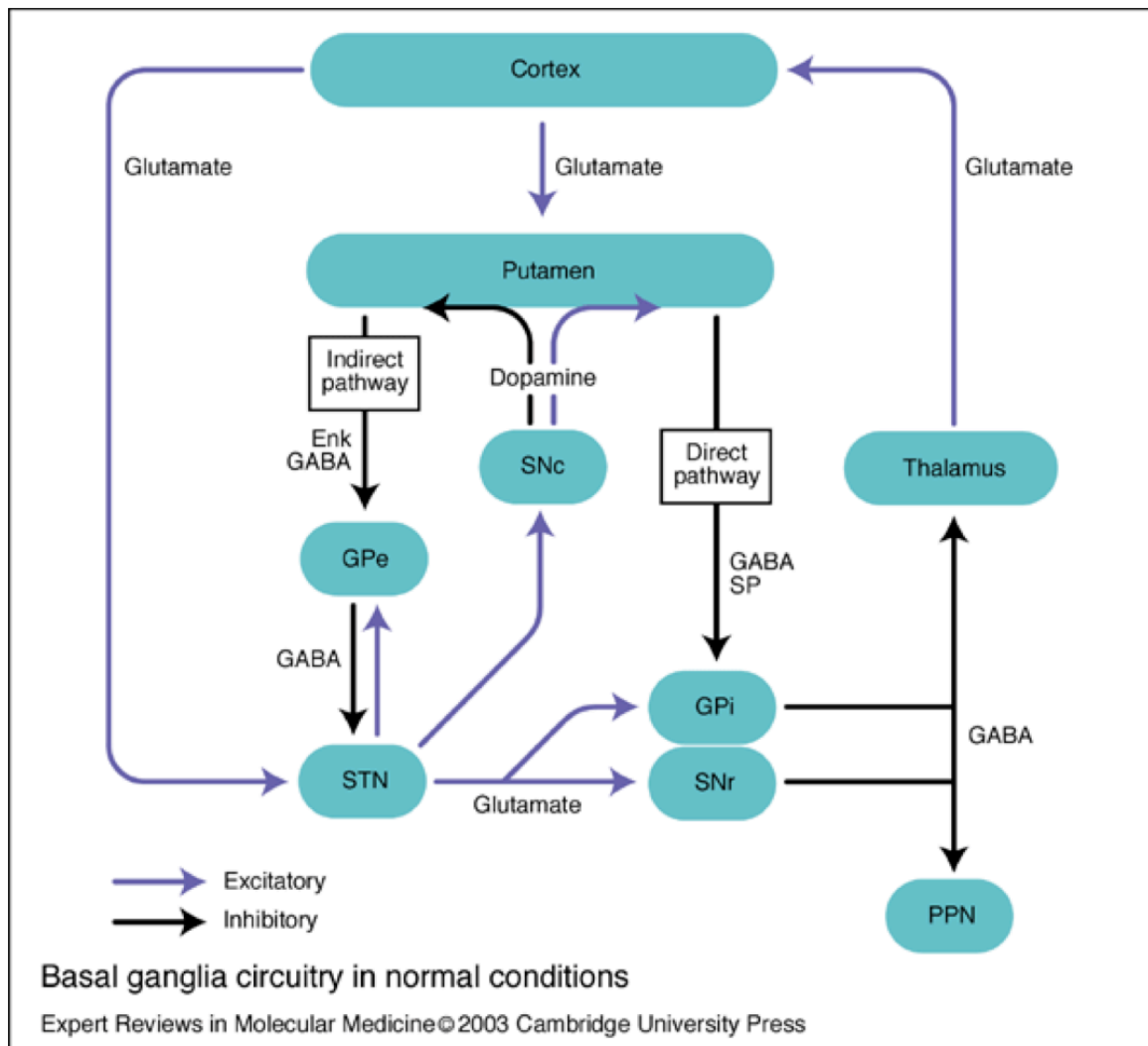


Figura 1: Circuito dei gangli basali in condizioni normali

Partendo dalla corteccia, le aree corticali motorie proiettano verso il corpo striato, in particolare nel putamen; da qui i neuroni del percorso diretto proiettano verso il Globo Pallido interno (GPi) e la Substantia Nigra reticolata (SNr), che sono i nuclei di output dei gangli basali. I neuroni in questo percorso portano il neurotrasmettitore GABA, creando un effetto inibitorio sui neuroni GPi e SNr, riducendo quindi l'effetto inibitorio che questi hanno sul talamo. Si ottiene pertanto da una doppia inibizione, un'eccitazione del talamo che produce più glutammato, il quale eccita maggiormente la corteccia, facilitando i movimenti da compiere.

Il percorso indiretto è così definito poiché dal putamen si raggiungono i gangli basali passando prima dal Globo Pallido esterno (GPe) e dal Nucleo Subtalamico

(STN); quest'ultimo eccita i neuroni di GPi e SNr attraverso il neurotrasmettitore glutammato, ottenendo quindi l'effetto opposto del percorso diretto, inibendo i movimenti da compiere.

Il ruolo fondamentale lo gioca la produzione di dopamina, la quale favorisce l'attività del percorso diretto rispetto a quello indiretto.

In una situazione normale i gangli della base effettuano un'inibizione su molti sistemi motori, impedendo loro di attivarsi nei momenti inopportuni. Quando si vuole effettuare una determinata azione, l'inibizione si riduce. Livelli elevati di dopamina tendono a promuovere l'attività motoria mentre bassi livelli, come nella MP, richiedono maggiore sforzo per compiere un movimento.

Così l'effetto reale della mancanza di dopamina è il verificarsi della *bradicinesia* e dell'*ipocinesia*, ovvero il rallentamento e riduzione dei movimenti spontanei del corpo.

I gangli della base, se compromessi, provocano un disturbo nell'esecuzione dei movimenti, quali:

- *Freezing*: d'improvviso i pazienti diventano incapaci di staccare i piedi dal pavimento e di compiere un passo. Essi sono coscienti di non riuscire ad avanzare, ma nonostante ciò non riescono a muovere le gambe. Questo blocco repentino può durare solo pochi istanti oppure protrarsi anche per decine di secondi e può verificarsi diverse volte al giorno. A partire dal quinto anno dopo la diagnosi definitiva di Parkinson, circa la metà dei malati lamenta problemi legati al freezing.
- *Festinazione*: è un progressivo aumento della velocità di marcia associato a una riduzione dell'ampiezza dei passi. Può sfociare nella caduta del soggetto.
- *Shuffling*: è una camminata caratterizzata da brevi passi con piedi strisciati al suolo.

Questi disturbi portano ad avere una camminata meno efficiente, caratterizzata da una bassa velocità, passi corti, aumento della cadenza, riduzione dell'oscillazione delle braccia e schiena flessa in avanti in una postura nota come '*stooped posture*' (Figura 2).



Figura 2: Soggetto in 'stooped posture'

La terapia più efficace per la cura dei sintomi del Parkinson consiste nella somministrazione del farmaco Levodopa, una molecola capace di superare la barriera ematoencefalica e sintetizzare dopamina al fine di ristabilirne un livello fisiologico. Dopo l'assunzione di levodopa il soggetto manifesta una riduzione dei disturbi tipici della malattia di Parkinson. Il soggetto si definisce in fase '*on*' dopo l'assunzione del farmaco; in fase '*off*' quando l'effetto della levodopa scompare. Una migliore comprensione dei disturbi sull'equilibrio dovuti alla MP, può non solo migliorare la loro terapia e la qualità della vita ma può anche aiutare nel comprendere meglio come il sistema nervoso centrale controlla l'equilibrio ed il movimento. Questa comprensione dovrebbe essere basata su accurate misure dei movimenti del soggetto, che tuttavia non vengono solitamente impiegate. I principali metodi per la valutazione dei disturbi motori e di equilibrio, associati al Parkinson, consistono in questionari e punteggi di scale cliniche che presentano errori soggettivi, bassa affidabilità e sensibilità. Sono pertanto necessarie nuove tecnologie e protocolli per la valutazione ed il trattamento di instabilità posturali in soggetti affetti da Parkinson.

1.2 Progetto CuPiD

Data la natura progressiva della malattia di Parkinson è importante un'appropriate riabilitazione al fine di contrastarne l'avanzamento. Il progetto CuPiD (Closed-loop system for personalized and at-home rehabilitation of people

with Parkinson's Disease) mira allo sviluppo di un innovativo sistema di riabilitazione basato sulle nuove tecnologie, che tenga conto delle effettive necessità della persona malata e dei principi dell'apprendimento motorio, per come possono essere coniugati nella malattia di Parkinson.

CuPiD promuove l'indipendenza del soggetto, fornendo un sistema di addestramento che può essere utilizzato sia all'interno dell'ambiente domestico, sia all'esterno. A tal fine CuPiD monitora e registra in remoto l'attività del paziente, in modo che i clinici possano supervisionare i progressi e cambiare il tipo di addestramento in corso a seconda delle specifiche necessità del soggetto, per ottenere un intervento personalizzato e dinamico.

Gli obiettivi del progetto CuPiD sono:

- Sviluppo di linee guida per un programma riabilitativo che utilizzi i sensori inerziali indossabili.
- Sviluppo di un sistema riabilitativo utilizzabile nell'ambiente domestico, che quindi processi in locale i segnali acquisiti dai sensori.
- Sviluppo di un servizio di telemedicina per la supervisione in remoto del programma di riabilitazione, da parte di un medico.
- Sviluppo di un sistema che utilizzi il metodo *closed-loop*, ovvero fornisca al soggetto dei feedback che rispondono alle informazioni sul movimento che esso sta compiendo, al fine di migliorare l'apprendimento motorio.

1.3 Clearance

Il ciclo del passo viene definito come l'insieme dei movimenti compresi tra due successivi istanti di contatto con il terreno dello stesso piede (di solito il contatto del tallone). Le principali fasi di un ciclo sono:

- *Fase di appoggio o Stance*: è il periodo di tempo in cui il piede è in contatto con il pavimento. Inizia col contatto iniziale del tallone col terreno, e finisce col distacco delle dita, quando inizia dunque la fase di oscillazione (swing). Nel cammino normale rappresenta il 60% del ciclo del passo.
- *Contatto iniziale o Heel Strike*: è il primo impatto con il terreno che indica l'inizio della fase di appoggio.

- *Distacco finale o Foot Off*: è l'ultimo contatto con il terreno del piede che indica l'inizio dell'oscillazione.
- *Oscillazione o Swing*: è il periodo di tempo in cui il piede non è in contatto con il pavimento. Nel cammino normale rappresenta circa il 40% del ciclo del passo.
- *Mid Swing*: fase di swing in cui l'arto oscillante è opposto all'arto che appoggia terra.

È stato stimato che una persona su 3, sopra i 65 anni, cade ogni anno ^[6]. Le cadute negli anziani possono avere gravi conseguenze, come una riduzione delle attività, difficoltà nel riprendere a camminare e una diminuzione della qualità di vita. La clearance, definita come altezza del piede durante la fase di swing, sembra essere un importante parametro correlato al rischio di caduta. Durante la camminata, un'insufficienza o fluttuazione della clearance del piede, può portare direttamente ad inciampi e nel peggiore dei casi a cadute.

Tuttavia, benché la clearance sia un importante parametro nella prevenzione delle cadute, solo pochi studi hanno investigato a fondo le caratteristiche delle traiettorie associate alla clearance del piede, e solo in un gruppo selezionato di persone. Qualche studio ha valutato alcuni parametri specifici della clearance, durante la camminata, principalmente il parametro di maggior interesse è la clearance minima della punta (MinTC), definita come la distanza verticale minima tra la punta ed il suolo durante la fase di swing ^[7] (Figura 3).

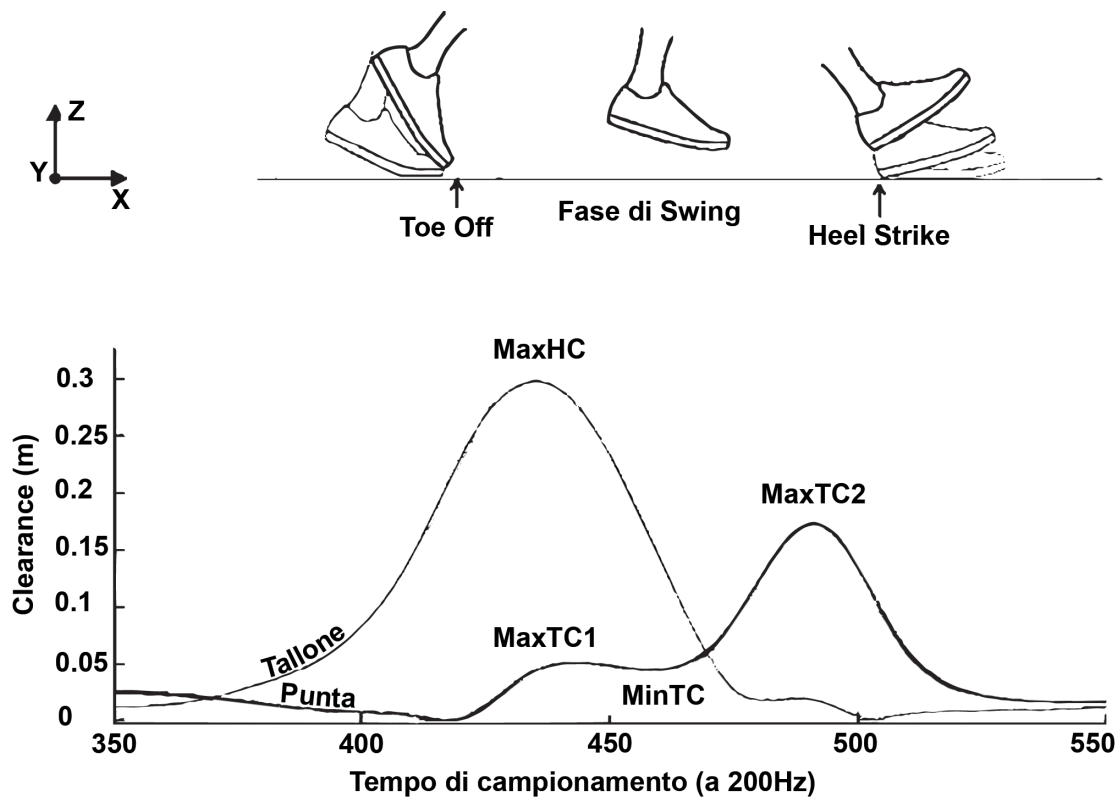


Figura 3: Traiettorie verticali di tallone e punta del piede

Uno studio del 2010 ^[8] ha analizzato la relazione tra il numero di cadute ed il MinTC tra un gruppo di anziani che sono caduti almeno una volta nei precedenti 10 mesi ed un gruppo di controllo composto da anziani mai caduti. Si è concluso che è presente un aumento della variabilità del MinTC negli anziani che sono caduti rispetto a quelli mai caduti, ad indicare che nel primo gruppo esiste una maggiore fluttuazione della clearance che può sfociare in un inciampo e di conseguenza in una eventuale caduta.

1.4 Postura del tronco

Per comprendere a fondo le strategie motorie che governano il movimento dell'intero corpo durante la camminata, è necessario conoscere la cinematica della parte superiore del corpo. In particolare l'analisi dei movimenti di testa e tronco fornisce informazioni utili per la valutazione delle strategie motorie impiegate ^[9].

Disturbi nella mobilità del tronco possono causare problemi alla postura, all'equilibrio ed al cammino. Ad esempio nel cammino di un soggetto affetto da emiplegia, i movimenti del tronco sono visibilmente asimmetrici e i movimenti

lateralmente sono più ampi di quelli verticali, rispetto a quelli osservati in pazienti sani [10].

I pazienti colpiti da ictus presentano una minore abilità nel controllare i movimenti del tronco che può essere addirittura più disabilitante rispetto ad una perdita di forza muscolare agli arti inferiori.

Queste alterazioni nel controllo dei movimenti rendono il mantenimento del corpo in equilibrio una sfida, acquisendo alta priorità in fase di riabilitazione.

Nella malattia di Parkinson la rigidità dei muscoli della schiena causa l'alterazione di una corretta postura durante il cammino [11], accompagnata da una leggera flessione laterale del tronco [12]. Di conseguenza un'adeguata valutazione dei movimenti del tronco può essere di grande aiuto nella fase riabilitativa di soggetti malati di Parkinson.

Adkin et al. [13] hanno dimostrato l'importanza di rilevare la flessione frontale e laterale della parte inferiore del tronco mentre il soggetto è fermo, al fine di rilevare la presenza d'instabilità posturale causata dalla malattia di Parkinson. Infatti i soggetti malati presentavano un'inclinazione e velocità angolare del tronco, significativamente maggiore rispetto al gruppo di controllo composto da persone sane.

Una classica alterazione nella postura che assumono i parkinsoniani è la cosiddetta *camptocormia* (o *stooped posture*) ed è caratterizzata da una flessione di ginocchia e tronco, con i gomiti piegati e la testa leggermente inclinata in avanti (Figura 2). Fu descritta già da James Parkinson nel 1817 definendola 'una propensione a flettere in avanti il tronco' e 'il mento ormai quasi inamovibilmente chino sullo sterno' [14].

1.5 Cenni storici sulle tecniche di analisi del movimento umano

I pionieri dell'analisi scientifica del movimento furono Aristotele nel suo 'De Motu Animalium' e, più tardi, nel 1680, Giovanni Alfonso Borelli con uno scritto dal medesimo titolo. Nel 1890 l'anatomista tedesco Christian Wilhelm Braune e Otto Fischer pubblicarono una serie di ricerche di biomeccanica sul cammino umano [15].

Con lo sviluppo della fotografia e della cinematografia, è divenuto possibile catturare sequenze di immagini che rivelavano dettagli sulla locomozione animale

e umana, altrimenti impossibili da notare ad occhio nudo. Eadweard Muybridge e Étienne-Jules Marey furono i pionieri di questa innovazione nei primi anni del 1900 (Figura 4).

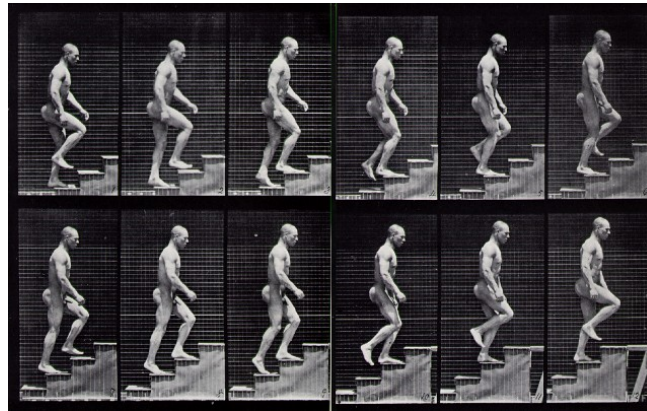


Figura 4: Uomo che sale le scale

Sebbene le ricerche che utilizzavano telecamere iniziarono molto presto, la grande diffusione di applicazioni volte all'analisi del movimento umano con condizioni patologiche come la paralisi cerebrale, la malattia di Parkinson e disturbi neuromuscolari, iniziarono solo negli anni '70 con l'introduzione della videocamera, la quale permetteva lo studio dettagliato di un soggetto, con costi abbordabili e tempi di preparazione più brevi.

Negli anni '80 i risultati di analisi sulla locomozione vennero impiegati nelle operazioni di chirurgia ortopedica; oggi la maggior parte di ospedali ortopedici nel mondo comprende all'interno un proprio laboratorio di analisi del movimento, che viene usato per pianificare i trattamenti e monitorare i soggetti dopo l'intervento.

Lo sviluppo dei moderni computer ha portato ad un ulteriore miglioramento dei laboratori, permettendo l'interfacciamento di diversi dispositivi elettronici in un unico sistema di acquisizione ed elaborazione dei dati.

Alcuni di questi dispositivi sono:

- *Elettrogoniometri*: posizionati in modo opportuno a cavallo di un'articolazione, permettono di rilevarne l'angolo (Figura 5a).
- *Fibra ottica*: utilizzata per costruire sensori di curvatura flessibili, che possono essere applicati ad un soggetto umano e permettono di ricostruire in tempo reale uno scheletro tridimensionale. Questi sistemi sono versatili e di semplice utilizzo ma il limite principale risulta la scarsa accuratezza,

che li rende poco adatti per lo studio raffinato del movimento umano (Figura 5b).

- *Sistemi ottici*: utilizzano foto/videocamere per lo studio del movimento umano; tra questi ci sono i sistemi opto-elettronici, detti anche stereofotogrammetrici, i quali utilizzano particolari telecamere (almeno due) per ricostruire l'andamento nel tempo della posizione assunta da dei marcatori, indossati dal soggetto (Figura 5c).

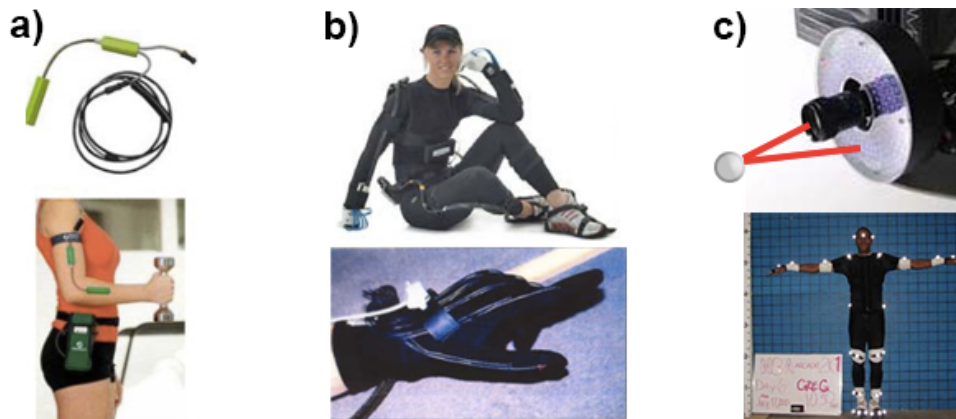


Figura 5: Sistemi di analisi del movimento. A) Elettrogoniometri, B) Fibre ottiche, C) Sistemi ottici

1.6 Stereofotogrammetria

I sistemi opto-elettronici, detti anche stereofotogrammetrici, utilizzano i dati catturati da sensori di immagine per triangolare la posizione 3D di un soggetto, tra due o più videocamere calibrate in modo che la proiezione delle immagini si sovrapponga (Figura 6). L'acquisizione dei dati avviene utilizzando speciali marcatori (o marker in inglese) fissati al soggetto in analisi; per tracciare più soggetti contemporaneamente o espandere l'area di acquisizione è necessario aggiungere più videocamere.

Stereofotogrammetria: componenti del sistema

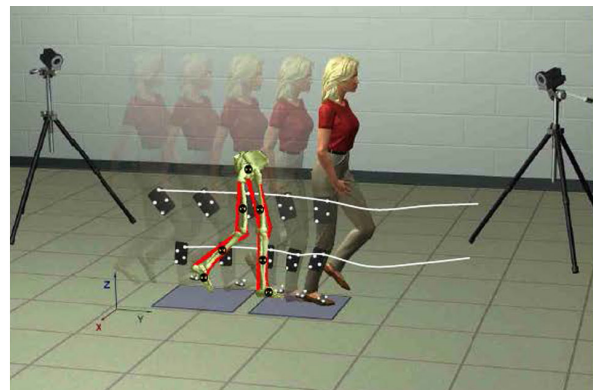
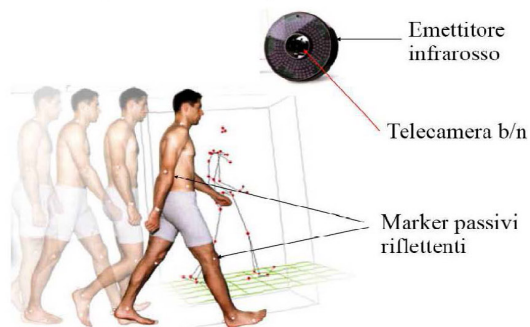


Figura 6: Analisi del movimento attraverso sistemi opto-elettronici

Questi sistemi forniscono i dati con 3 gradi di libertà per ogni marker, e le informazioni sull'orientamento di oggetti o segmenti corporei sono dedotte attraverso l'utilizzo di 3 o più marker. Ad esempio l'applicazione di marker su spalla, gomito e polso permettono la valutazione dell'angolo del gomito.

I sistemi opto-elettronici si dividono in due principali gruppi in base alla tipologia di marcatore utilizzata:

- *Marker passivi*: sono rivestiti da un materiale retroriflettente che riflette appunto la luce generata da illuminatori, posti solitamente nella videocamera. Tipicamente la frequenza della luce utilizzata non rientra nello spettro visibile, ma rimane nell'infrarosso con una lunghezza d'onda di 780-820 nm. Questo permette di aumentare notevolmente la visibilità del marcatore e ridurre quella di oggetti nell'ambiente ed il soggetto stesso, è comunque possibile regolare la soglia della videocamera in modo da ottenere situazioni ottimali.

Il centroide del marker viene stimato attraverso i valori in scala di grigi di ogni pixel, cercando il picco positivo della curva gaussiana generata.

La frequenza di campionamento, definita *frame rate*, solitamente impiegata si attesta sui 100 frame per secondo (fps) anche se, in casi particolari, è possibile arrivare a 10000 fps a patto di ridurre la risoluzione e il volume di acquisizione.

I vantaggi di utilizzare marker passivi sono il basso costo, l'ingombro minimo e l'assenza di alimentazione.

Gli svantaggi sono la necessità di cambiare periodicamente il nastro retroriflettente e un tempo maggiore in fase di post processing per il labeling; ovvero definire i marcatori uno ad uno poiché dalle videocamere vengono visti tutti uguali e non è possibile discriminarli a priori.

- *Marker attivi*: permettono di triangolare la loro posizione attraverso l'emissione di un fascio di luce da un LED, in un tempo molto breve oppure da più LED colorati con un software che li identifica in base alla loro posizione relativa. A differenza dei marker passivi che riflettono la luce generata esternamente, i marker attivi emettono luce propria grazie ad un LED posto al loro interno, quindi in quest'ultimo caso la luce compie la

metà del percorso. Considerando che la potenza del segnale decresce con il quadrato della distanza, grazie ai marker attivi è possibile incrementare le distanze e quindi il volume di acquisizione a parità di numero di videocamere.

Il segnale di ogni marker può essere inviato sequenzialmente in fase con il sistema di acquisizione, al fine di indentificare tutti i marker in tempo reale, evitando così una laboriosa fase di labeling in post processing.

Di recente, grazie alla miniaturizzazione dei sensori inerziali, si stanno sviluppando dei sistemi di analisi del movimento basati su IMU (Inertial Measurement Unit), i quali vengono fissati al soggetto e permettono la rilevazione di svariati parametri cinematici della camminata. Tra i principali vantaggi è presente il basso costo del sistema di acquisizione, le traiettorie non vengono occluse dal soggetto e non è necessario allestire un laboratorio con al suo interno un sistema di misura calibrato. Lo svantaggio maggiore consiste in una minore accuratezza rispetto ad un sistema opto-elettronico.

1.7 Sensori inerziali

I sensori inerziali sono dispositivi elettronici che misurano accelerazioni, velocità angolari, forze gravitazionali e campo magnetico combinando accelerometri, giroscopi e magnetometri. L'unione di questi tre sensori triassiali, insieme ad un unità di trasmissione dati (per esempio Bluetooth o Zigbee) ed una batteria per l'alimentazione, prende il nome di Inertial Measurement Unit (IMU) in figura 7.

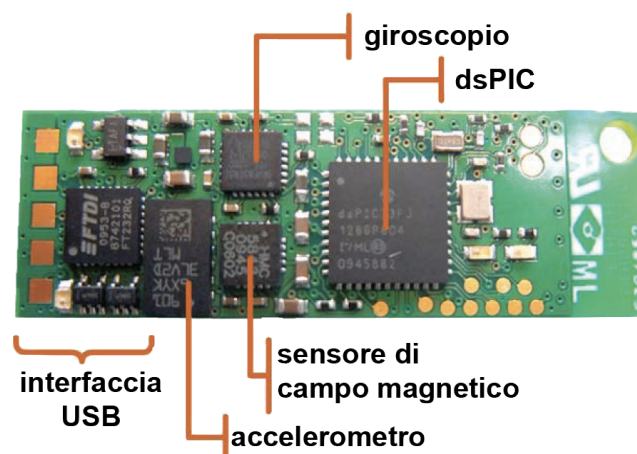


Figura 7: IMU - Inertial Measurement Unit

Accelerometro:

Un accelerometro è un sensore in grado di rilevare un'accelerazione lineare, in particolare misura la forza di reazione vincolare con cui un mezzo agisce su una massa M , per mantenerla a sé legata nel movimento. Nella sua configurazione più elementare un accelerometro è costituito da un telaio che vincola la massa M a muoversi solo lungo l'asse X e da una molla che lega M al telaio (Figura 8a).

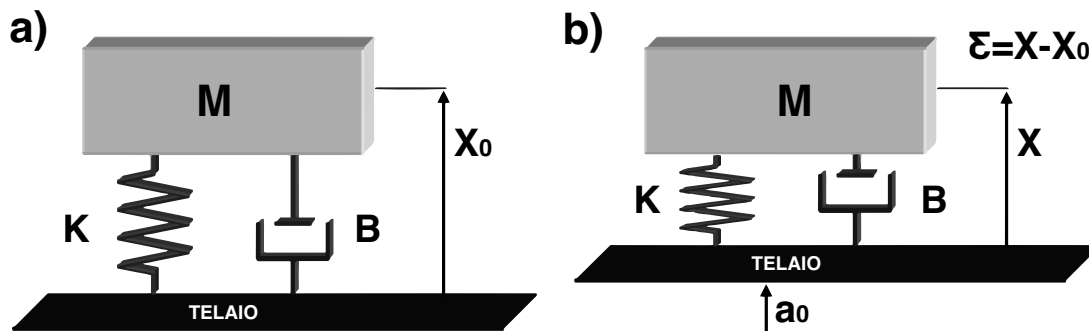


Figura 8: Accelerometro: principio base di funzionamento

Quando lo strumento, o il mezzo su cui lo strumento è vincolato, subisce un'accelerazione a_0 lungo il suo asse, la massa tende a resistere al movimento per la sua inerzia (Figura 8b). Tale spostamento comprime la molla con una contrazione ξ , la quale imprime sulla massa una forza f , detta forza specifica, tale che anche M assuma la stessa accelerazione a_0 . Il problema degli accelerometri basati su tale schema è legato al fatto che, in seguito all'applicazione della prima forza f , la massa M inizierebbe ad oscillare rispetto alla posizione di quiete con un'ampiezza proporzionale ad a_0 .

S'introduce quindi una reazione viscosa B tale da agire su M ; il moto oscillatorio della massa ne risulta smorzato, ed M tende dopo breve tempo a una posizione asintotica di quiete in cui molla e forza d'inerzia impressa ad M siano in equilibrio, dunque si ottiene:

$$\xi = - \frac{a_0}{\omega_0^2}$$

In questo caso, la misura di ξ permette la determinazione di a_0 . Si noti inoltre che l'accelerazione totale sulla massa (\ddot{x}) è data dalla somma algebrica dell'accelerazione prodotta dalle forze esterne (f) e dall'accelerazione gravitazionale (g). Se si immagina di porre un accelerometro su un piano soggetto al campo di gravità, allora la massa interna dell'accelerometro viene

attratta verso il basso rispetto alla posizione di equilibrio. L'output dell'accelerometro (accelerazione meno gravità) è detta forza specifica, e si ottiene tramite:

$$f = \ddot{x} - g$$

L'accelerometro meccanico più diffuso è sicuramente quello a pendolo. In questo sensore, una massa è sospesa per mezzo di un giunto flessibile in modo tale da permettere la rotazione attorno ad un asse perpendicolare al suo asse di input. Il funzionamento è analogo a quello descritto in precedenza: quando viene applicata un'accelerazione al sensore, la massa è deflessa rispetto al suo zero di una quantità proporzionale alla forza specifica applicata lungo l'asse di input.

Anche in questo caso, è preferibile misurare non direttamente lo spostamento della massa, ma la forza (o la coppia) necessaria a mantenere la massa stessa in uno stato di quiete.

Giroscopio:

Il termine "giroscopio" fu coniato nel 1852 dal fisico Jean Bernard Léon Foucault, nell'ambito dei suoi studi sulla rotazione terrestre ad indicare un dispositivo fisico rotante che, per effetto della legge di conservazione del momento angolare, tende a mantenere il suo asse di rotazione orientato in una direzione fissa (ovvero, rimane fermo in un sistema di riferimento inerziale, in assenza di momenti angolari dall'esterno). Questo sistema fu poi perfezionato un secolo dopo dal professor Charles Stark Draper e dal suo gruppo di lavoro del Massachusetts Institute of Technology, realizzando i primi giroscopi meccanici. Ad oggi tale termine viene utilizzato non più per indicare il solo dispositivo meccanico convenzionale (il cosiddetto spinning-mass gyroscope), ma in generale un qualsiasi sensore in grado di misurare la velocità angolare attorno ad un determinato asse e rispetto ad un sistema di riferimento inerziale.

Esistono svariati tipi di giroscopi, ad esempio ottici, meccanici, a massa rotante, a vibrazione e molti altri. Si prenda il caso dei giroscopi a vibrazione, questi sensori sono basati sull'effetto Coriolis: l'elemento inerziale di questo sensore viene mantenuto in vibrazione in uno o più piani a seconda della tipologia costruttiva. La rotazione dello strumento induce la formazione di una forza di Coriolis che va a modificare tale vibrazione: la misura di questa variazione di vibrazione viene

utilizzata come indicatore della rotazione applicata. A seconda del disegno progettuale, l'elemento vibrante può assumere diverse forme: una corda, un cilindro cavo, un diapason, una semisfera. A seconda della forma di tale elemento, la forza di Coriolis assume valori differenti.

Ad esempio si considerino i giroscopi con l'elemento vibrante a forma di doppio diapason, con configurazione ad H, (detti anche *tuning fork gyros*) in cui una coppia di denti viene mantenuta in continua vibrazione (Figura 9).

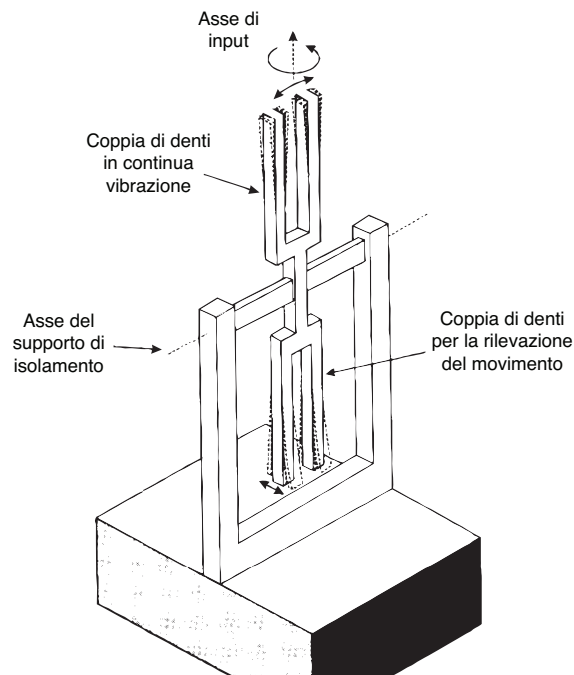


Figura 9: Giroscopio tuning fork

Se il sensore viene ruotato, per effetto dell'accelerazione di Coriolis anche la seconda coppia inizia a vibrare nel piano ortogonale a quello di vibrazione degli altri due denti. Tali sensori sono caratterizzati da derive dell'ordine di $1^\circ/h$ [16].

Una recente tecnologia che si è affermata negli ultimi anni, è quella di tipo MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems) e consiste nel raggruppare dispositivi di varia natura (meccanici, elettrici ed elettronici) integrati in forma altamente miniaturizzata su uno stesso substrato di silicio, che coniugano le proprietà elettriche degli integrati a semiconduttore con proprietà opto-meccaniche.

I giroscopi di tipo MEMS sono basati su un principio molto simile a quello dei giroscopi a vibrazione, ovvero sull'effetto della forza di Coriolis su una massa in vibrazione. Se gli oscillatori semplici di tipo MEMS sono basati su una massa vibrante singola, con alcuni problemi legati all'asimmetria e alla sensibilità alle

vibrazioni esterne, tali problemi sono superati dallo sviluppo dei tuning fork MEMS gyro (Figura 10), evoluzione dei sensori meccanici visti in precedenza.

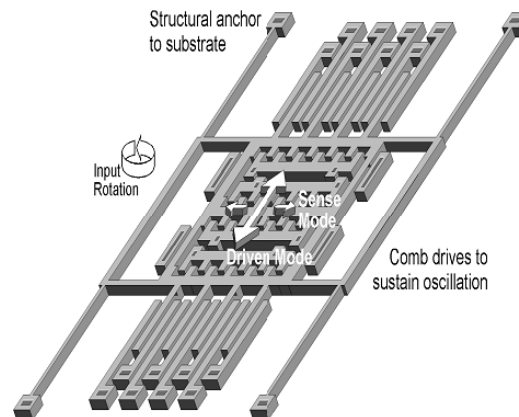


Figura 10: Giroscopio MEMS

In questo tipo di sensore, infatti, vi sono due masse sospese per mezzo di alcuni supporti, tenute costantemente in oscillazione. La forza di Coriolis che nasce durante la rotazione provoca l'oscillazione delle due masse in direzione ortogonale al piano in cui esse sono contenute. La misura di tale moto, che avviene mediante un condensatore, fornisce un segnale proporzionale alla velocità di rotazione con derive che possono variare da $0.3^\circ/h$ sino a decine di gradi all'ora ^[16].

In questo studio, in particolare, sono stati utilizzati i sensori inerziali EXLs3 (Figura 11), che sono stati appositamente progettati dall'Università di Bologna in collaborazione con la ditta EXEL di Bologna (<http://www.exelmicroel.com>), nel contesto del progetto CuPiD.

Il sensore EXLs3 comprende:

- 1 LED che indica il corretto funzionamento.
- 1 pulsante per l'accensione e lo spegnimento.
- Accelerometro triassiale con fondo scala fino a ± 16 g.
- Giroscopio triassiale con fondo scala fino a ± 2000 $^\circ/s$.
- Magnetometro triassiale con fondo scala fino a ± 1200 μT .
- Modulo Bluetooth 2.1 per la trasmissione wireless dei dati.



Figura 11: Sensore EXLs3

Stima di clearance e inclinazione del tronco:

In questa tesi si propongono nuovi algoritmi per la stima di clearance del piede e inclinazione del tronco sfruttando i sensori inerziali di tipo IMU, visti nel paragrafo precedente.

Solitamente i parametri clinici di un soggetto vengono rilevati in un laboratorio del movimento appositamente attrezzato, che tuttavia presenta diverse limitazioni. In primo luogo è possibile analizzare solo un gruppo piccolo di persone a causa della complessità delle misure in un laboratorio che usa un sistema di analisi del movimento basato su telecamere a infrarosso ed un treadmill per la simulazione del cammino su terreno. Inoltre l'analisi fatta, assume che i risultati osservati corrispondano alle performance naturali, ovvero che il soggetto assume anche fuori dal laboratorio, ma spesso non è così: le persone che eseguono dei test spesso vengono influenzate dall'essere messe sotto analisi, oltretutto indossando un sistema di acquisizione dati che può alterare le modalità di camminata, su un dispositivo quale il treadmill pensato per ricreare una condizione di marcia vicina alla normalità, ma mai perfettamente uguale. Infine i risultati possono essere influenzati dal posizionamento dei marker retroriflettenti dall'operatore e da un errore del sistema di acquisizione non sempre trascurabile.

Proprio per risolvere queste problematiche, negli ultimi anni si sono sviluppate nuove tecniche di analisi basate sui sensori inerziali indossabili che comprendono accelerometri, giroscopi e magnetometri, fissati in diverse parti del corpo al fine di rilevare i parametri della camminata ^[17]. Grazie al loro basso consumo energetico, questi sensori vengono alimentati tramite batterie ricaricabili, permettendo un'acquisizione del movimento anche all'esterno del

laboratorio e per lunghi periodi di tempo. Inoltre questi sistemi non necessitano di marker, quindi il segnale può essere registrato continuamente, senza perdite di traiettoria dovute ad occlusioni di marker.

Capitolo 2

Materiali e metodi

Il lavoro presentato in questa tesi è stato svolto nel laboratorio di analisi del movimento nella facoltà 'Kinesiology and Rehabilitation Sciences' dell'università 'Katholieke Universiteit Leuven' di Lovanio, in Belgio (Figura 12).



Figura 12: Università Cattolica di Lovanio

I soggetti malati di Parkinson sono stati reclutati da centri di supporto locali, mentre i soggetti asintomatici sono stati reclutati da liste facoltative cui essi stessi si sono iscritti.

2.1 Soggetti

Sono stati reclutati 20 soggetti, 10 a cui è stata diagnosticata la malattia di Parkinson idiopatica e 10 asintomatici.

I parkinsoniani hanno un'età media di $60 \pm 6,7$ anni, durata della malattia di $11,9 \pm 8$ anni, valutazione del test Hoehn&Yahr media pari a $2,3 \pm 0,4$, test UPDRS medio di $33,5 \pm 10,4$, test MMSE medio di $29,1 \pm 0,9$, peso medio di 75 ± 15 Kg e altezza media di $172,5 \pm 8$ cm.

I soggetti sani hanno un'età media di $59,9 \pm 6,4$ anni, valutazione del test MMSE media di $28,9 \pm 1,2$, peso medio di $72,7 \pm 19$ Kg e altezza media di $175,1 \pm 10,3$ cm (Tabella 1).

2.2 Valutazione clinica

Prima di iniziare la valutazione sperimentale ai soggetti con malattia di Parkinson sono stati sottoposti i 3 seguenti test:

Soggetto	Sesso	Età	Durata malattia [anni]	Hoehn & Yahr	Lato più colpito	Freezer	Cadute ultimi 6 mesi	Terapia PD	Peso [kg]	Altezza [cm]	MMSE	Stroop	UPDRS
PD1	M	70	23	3	SX	Si	10	Fisio 1x 1h/week	67	167	29	39	55
PD2	M	58	22	2,5	SX	Si	0	Fisio 1x 1,5h/wk	85	173	29	39	31
PD3	M	60	2	2	DX	No	0	Fisio 1x 1h/week	95	182	27	41	29
PD4	M	67	13	2,5	DX	Si	1	0	92	175	30	42	37
PD5	M	51	5	2	SX	No	0	0	55	170	29	42	45
PD6	F	67	6	2	SX	No	0	0	74	163	30	42	23
PD7	M	63	11	3	SX	Si	1	Fisio 2x 30'/week	78,5	175	29	40	37
PD8	F	54	11	2	SX	Si	2	Fisio 2x 1h/week	50	158	29	42	32
PD9	M	59	22	2	SX	No	0	Fisio 4x 1h/week	85	180	29	42	23
PD10	M	51	4	2	DX	No	0	0	74	182	30	41	23
Media		60	11,9	2,3					75,6	172,5	29,1	41	33,5
Dev Std		6,7	8,0	0,4					14,9	8,1	0,9	1,2	10,4
CTR1	M	56					1		79	179	30	42	
CTR2	M	69					0		66	176	29	42	
CTR3	F	59					0		64	174	29	42	
CTR4	M	59					0		100	178	29	42	
CTR5	F	53					0		51	165	29	42	
CTR6	M	62					0		81	190	29	42	
CTR7	F	68					0		56	167	28	32	
CTR8	M	67					0		64	170	26	30	
CTR9	M	55					0		108	192	30	42	
CTR10	F	51					0		58	160	30	28	
Media		59,9							72,7	175,1	28,9	38,4	
Dev Std		6,4							19,0	10,3	1,2	5,9	

- *Hoehn & Yahr*: scala che descrive la progressione della malattia di Parkinson. Inizialmente proposta con 5 livelli di gravità, sono stati in seguito aggiunti i livelli 1,5 e 2,5 per descrivere meglio le fasi intermedie della malattia.
- *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (UPDRS): è la scala più utilizzata per la valutazione della gravità e progressione della malattia di Parkinson. Caratterizza 4 aspetti diversi come: capacità cognitive, comportamento ed umore, attività della vita quotidiana, attività motoria e complicanze motorie della terapia. Anche in questo caso viene riportato un giudizio numerico che va da 0 (completa inabilità) a 100 (completa indipendenza).
- *Mini Mental State Examination* (MMSE): test per la valutazione dei disturbi dell'efficienza intellettiva e della presenza di deterioramento cognitivo. Composto da 30 domande, viene assegnato 1 punto per ogni domanda corretta.

Prima di iniziare la valutazione sperimentale ai soggetti asintomatici è stato sottoposto il test MMSE.

I soggetti sono stati decretati idonei a procedere con la valutazione sperimentale secondo i seguenti criteri:

Criteri d'inclusione per la decina di persone facenti parte il gruppo dei pazienti:

- Diagnosi di malattia di Parkinson idiopatica.
- Punteggio superiore a 24 nel '*Mini Mental State Examination*' (MMSE).
- Abilità di camminare senza l'ausilio di supporti per la marcia.

Criteri d'inclusione per la decina di persone facenti parte del gruppo di controllo:

- Punteggio superiore a 24 nel '*Mini Mental State Examination*' (MMSE).
- Abilità di camminare senza l'ausilio di supporti per la marcia.

Criteri d'esclusione:

- Difetti visivi o acustici.
- Presenza di altre patologie neurologiche.

Tutti i soggetti malati di Parkinson sono stati valutati dopo l'assunzione di Levodopa, quindi in fase 'on' (vedi capitolo 1.2).

2.3 Valutazione sperimentale

Nella valutazione sperimentale si è acquisita la camminata dei soggetti coinvolti nell'esperimento, utilizzando un sistema inerziale ed un sistema stereofotogrammetrico come gold standard, essendo quest'ultimo caratterizzato da bassi errori ^[18].

A tal fine è stato richiesto ai soggetti di indossare:

- 4 sensori EXLs3:
 - 2 posti nella porzione di mesopiede del piede destro e sinistro tramite appositi supporti in plastica in grado di legarsi ai lacci delle scarpe (Figura 13b).
 - 1 posto nella zona toracica, fissato mediante una fascia elastica (Figura 13a).
 - 1 posto nella zona lombare, a livello dell'ombelico, anch'esso fissato mediante una fascia elastica (Figura 13a).
- Cuffie wireless soltanto nel corso della prova di Audio Stroop.
- 30 marker retroriflettenti passivi, posizionati secondo la figura 14.

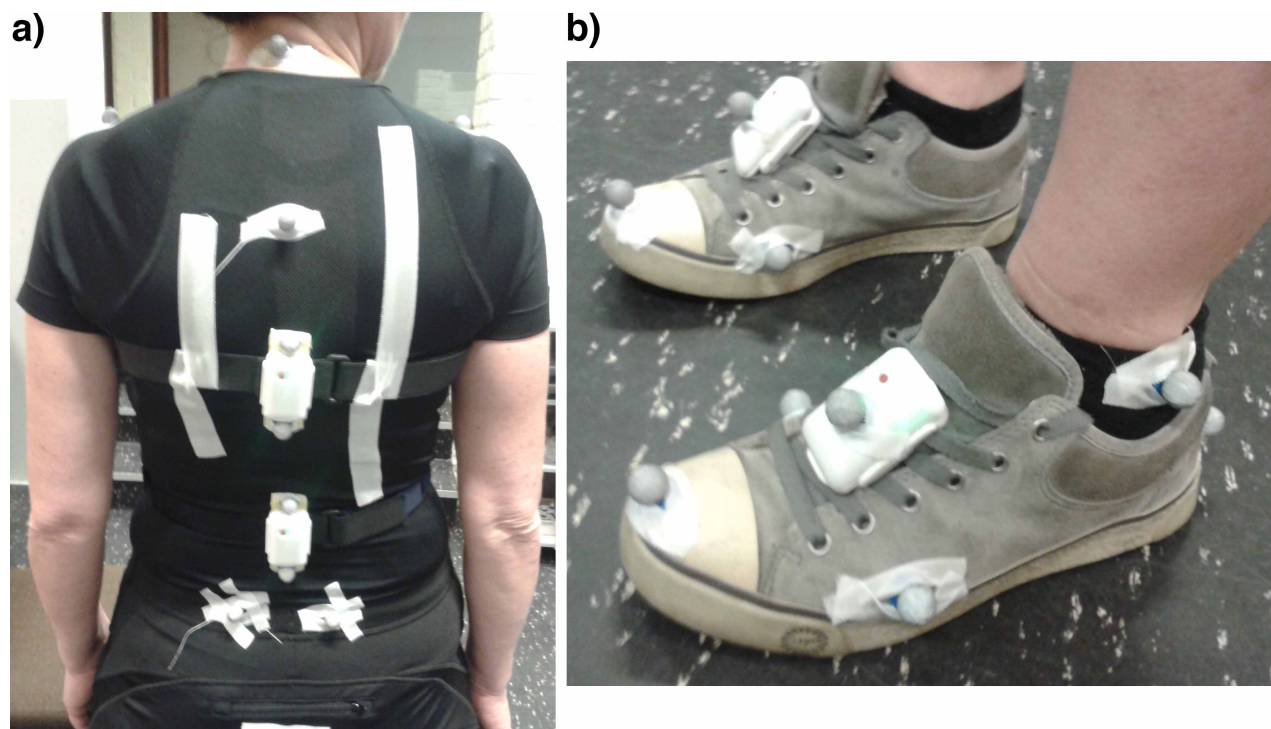


Figura 13: Soggetto vestito di IMU e marker

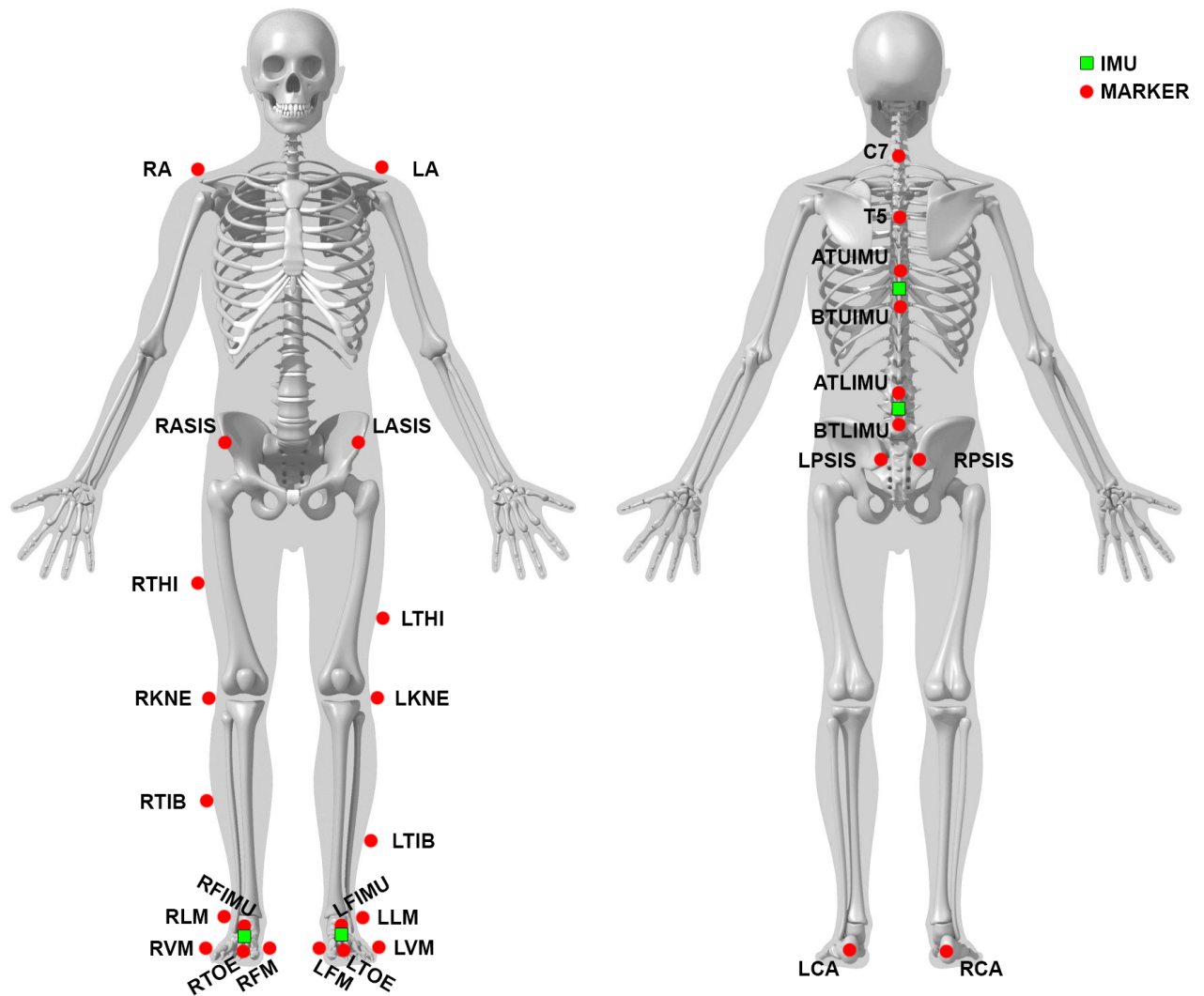


Figura 14: Protocollo di posizionamento dei marker

I sensori EXLs3 sono stati configurati con un adeguato fondo scala, in modo da non avere mai picchi di saturazione e mantenere una buona risoluzione. Il dettaglio della configurazione viene mostrato in tabella 2.

	Accelerometro		Giroscopio	
	Piedi	Tronco	Piedi	Tronco
Assi	3	3	3	3
Fondo Scala	8 g	2 g	1000 °/s	250 °/s
Frequenza di campionamento	100 Hz	100 Hz	100 Hz	100 Hz
Risoluzione	16 bit	16 bit	16 bit	16 bit

Tabella 2: EXLs3: scheda tecnica

2.4 Protocollo di acquisizione dati

Al soggetto, una volta vestito dei 30 marker e dei 4 IMU, è stato chiesto di camminare all'interno del volume di acquisizione del sistema stereofotogrammetrico Vicon, mentre allo stesso tempo venivano acquisiti i segnali delle 4 unità inerziali attraverso uno smartphone.

La superficie su cui la persona ha eseguito un percorso a forma di ellisse è larga circa 3 metri e lunga circa 11 metri, di cui 5 rientravano nel volume di acquisizione delle videocamere Vicon e 6 (3 per lato) servivano per la fase di svolta.

In questo modo è stato possibile acquisire tramite il sistema stereofotogrammetrico solo la parte di camminata rettilinea e con velocità costante.

Ogni soggetto ha eseguito 4 camminate in condizioni diverse, ciascuna della durata di 2 minuti, in ordine casuale:

- *Camminata normale*: è stato chiesto alla persona di camminare normalmente senza porre particolare attenzione a nessuna parte del corpo. Lo scopo di questo test è valutare come il soggetto cammina in modo naturale, rispetto a condizioni che deviano dalla normalità.
- *Focus sui piedi*: è stato chiesto al soggetto di concentrarsi nel camminare ponendo attenzione ad appoggiare prima il tallone ed in seguito la punta, in modo da evitare una camminata con i piedi strisciati. Lo scopo di questo test è avere una condizione ottima di riferimento in cui il paziente dia il massimo delle sue capacità, per avere una camminata ideale dal punto di vista della sicurezza.
- *Focus sul tronco*: è stato chiesto al soggetto di concentrarsi nel camminare ponendo attenzione a mantenere la schiena eretta, al fine di evitare la *stooped posture*. Lo scopo di questo test è avere una condizione ottima di riferimento in cui il paziente dia il massimo delle sue capacità per mantenere la schiena sempre eretta.
- *Audio Stroop*: attraverso le cuffie il soggetto ascoltava l'alternarsi casuale di due parole 'alto' e 'basso', associate ad un tono sonoro alto o basso anch'esso casuale. Il soggetto doveva pronunciare ad alta voce solo la

tipologia del tono, quindi alto o basso. La difficoltà di questo test consiste nel proporre combinazioni di parole e toni casuali, creando casualmente dissociazione fra la parola ascoltata e il tono, e quindi la parola che il soggetto deve proferire. Lo scopo di questo trial è di porre il soggetto in una condizione di totale concentrazione nell'enunciare correttamente il tono ascoltato e deviare l'attenzione dal compiere correttamente le fasi del passo e mantenere la schiena in una postura corretta. In particolare, si vogliono analizzare le principali problematiche che sorgono nei soggetti affetti da malattia di Parkinson come ad esempio lo shuffling dei piedi e la stooped posture.

2.5 Preparazione dei dati

La camminata è stata analizzata attraverso due sistemi indipendenti di acquisizione, pertanto si è resa necessaria una fase di sincronizzazione temporale offline dei due segnali. Per tale scopo è stata eseguita la seguente procedura:

1. In fase di acquisizione dei dati, prima di iniziare a camminare, è stato chiesto al soggetto di eseguire un'alzata del piede destro e poi sinistro sul posto.
2. In fase di preparazione dei dati si è messo a confronto il segnale dell'asse verticale dell'accelerometro, con la traiettoria dell'asse verticale del marker posto sull'IMU; è stato rilevato il primo picco negativo del segnale accelerometrico ed il primo picco positivo del segnale Vicon, eliminando la differenza temporale in frame tra di essi (Figura 15a).
3. In seguito si è calcolato il piano del piede, prendendo i 3 marker posti su calcagno, I metatarso e V metatarso, per valutare l'angolo formato tra il piano del piede e l'asse medio-laterale.
4. Tale segnale è stato derivato al fine di esprimere una velocità angolare da confrontare con il segnale del giroscopio, sempre rispetto all'asse medio-laterale.
5. Si è eseguita la correlazione tra i due segnali di velocità angolare considerati, shiftando il segnale inerziale frame per frame, e mantenendo

fisso quello stereofotogrammetrico, fino a raggiungere il massimo coefficiente di correlazione possibile (Figura 15b).

6. Lo stesso criterio è stato applicato sia per il piede destro, sia per quello sinistro, ottenendo due valori di sfasamento temporale tra il sistema inerziale e quello stereofotogrammetrico.
7. Nel caso in cui i valori di sfasamento dei due piedi non erano uguali, ne veniva fatta la media, per ottenere sempre un unico valore di frame da eliminare dal segnale inerziale.

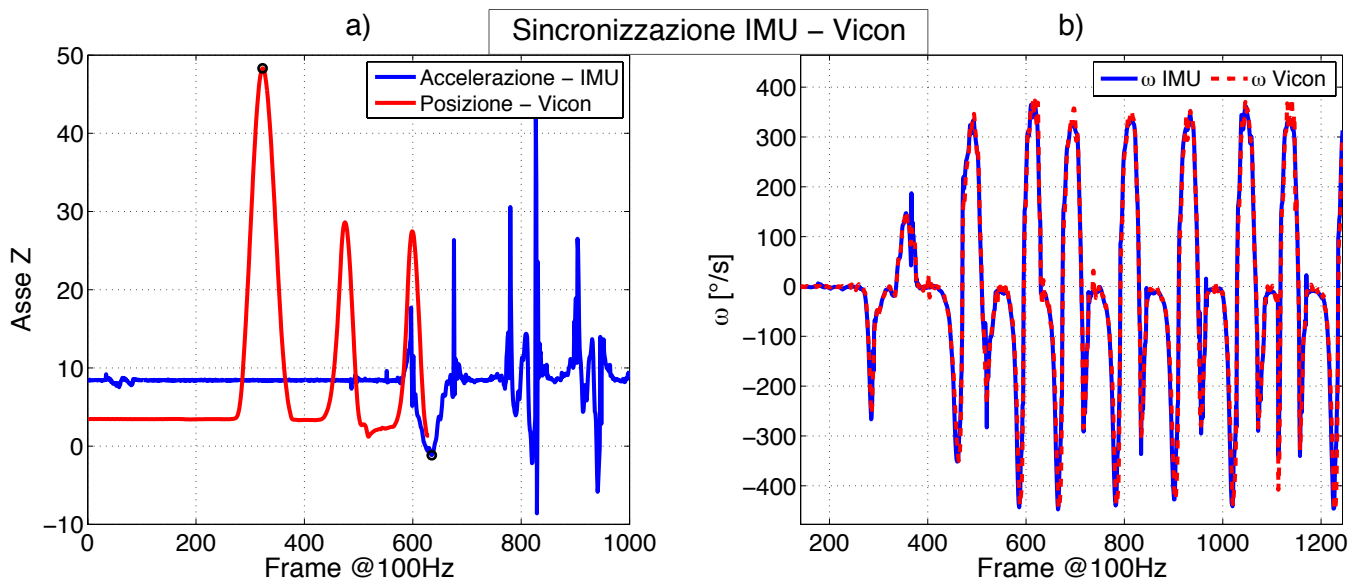


Figura 15: Sincronizzazione tra il sistema inerziale e stereofotogrammetrico. A) Rilevazione dell'alzata di un piede nei due sistemi. B) Confronto del segnale di velocità angolare tra i due sistemi

Si noti che il coefficiente di correlazione, tra i segnali di velocità angolare dei due sistemi di acquisizione, raggiunge circa il 98%.

Capitolo 3

Analisi dei dati

In questo capitolo si espone nel dettaglio l'analisi di tutti i segnali acquisiti, con i diversi algoritmi per la rilevazione dei parametri spazio-temporali di interesse. Tutta l'elaborazione è stata eseguita in linguaggio MATLAB® (MathWorks, USA).

3.1 Rilevazione fasi del passo

La prima analisi da eseguire su un segnale è identificare gli eventi che caratterizzano la camminata, in modo da utilizzarli come riferimenti per estrapolare tutte le informazioni utili che un segnale contiene.

Nel caso della camminata è utile analizzare i segnali di velocità angolare e inclinazione del piede rispetto all'asse medio-laterale poiché presentano una forma caratteristica facile da elaborare.

Velocità angolare:

Il segnale di velocità angolare del piede rispetto all'asse medio-laterale, viene acquisito dal giroscopio dell'IMU, il quale è posto nella porzione di mesopiede dei piedi destro e sinistro. La forma tipica di una camminata normale è presentata in figura 16. L'evento principale da cui parte l'analisi è il *Mid Swing* (MS), poiché questo evento è sempre presente in un passo ed è facilmente riconoscibile dall'unico picco positivo del ciclo. Per trovare tutti i MS in un segnale è stato utilizzato un algoritmo che si basa sulla funzione *findpeaks()*¹ di Matlab^[19].

¹ <http://www.mathworks.it/it/help/signal/ref/findpeaks.html>

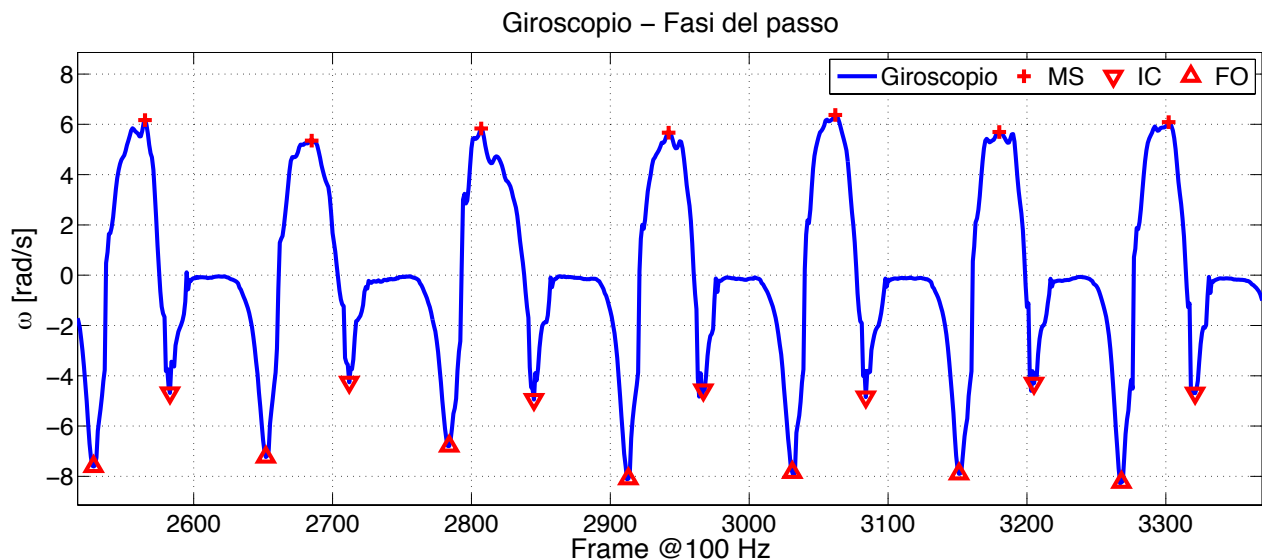


Figura 16: Velocità angolare del piede rispetto all'asse medio-laterale, in una camminata normale

In seguito si cerca il primo picco negativo dopo il MS che corrisponde all'evento di *Initial Contact* (IC), ovvero l'istante in cui il piede tocca il terreno, concludendo la fase di *swing*. Infine si cerca il primo picco negativo, partendo dal MS successivo e ripercorrendo il segnale a ritroso, che corrisponde all'evento di *Foot Off* (FO), ovvero l'istante in cui il piede si stacca dal terreno, concludendo la fase di *stance*.

Inclinazione del piede:

Il segnale di inclinazione del piede è formato dall'angolo che forma la pianta del piede (piano trasverso) rispetto al terreno, nel tempo, come mostrato in figura 17.

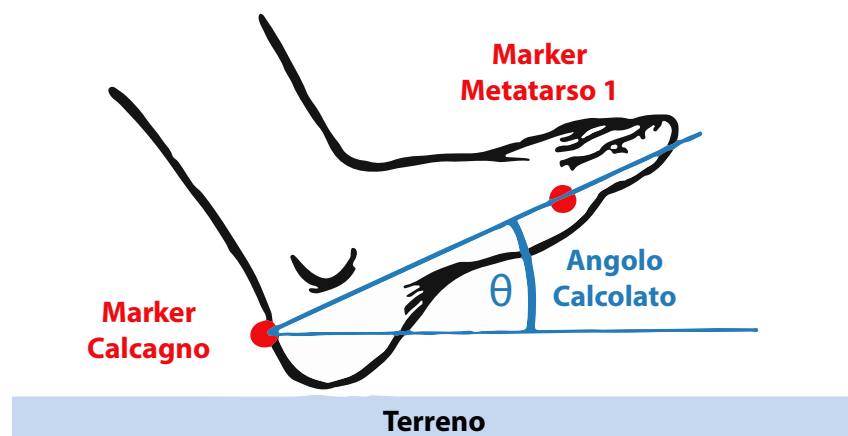


Figura 17: Stima dell'inclinazione del piede rispetto ai marker posti su calcagno, I metatarso e V metatarso

In un ciclo del passo sono presenti solo due picchi, uno positivo e l'altro negativo (Figura 18). I picchi non corrispondono esattamente a fasi del passo ben definite

tuttavia un evento importante rappresenta la fase di *Foot Flat* (FF), in cui il piede è appoggiato al terreno. L'identificazione di questa fase è importante perché permette di limitare la finestra di integrazione dell'accelerazione del piede e stimare la distanza del piede dal suolo (come spiegato in dettaglio nel paragrafo 3.4).

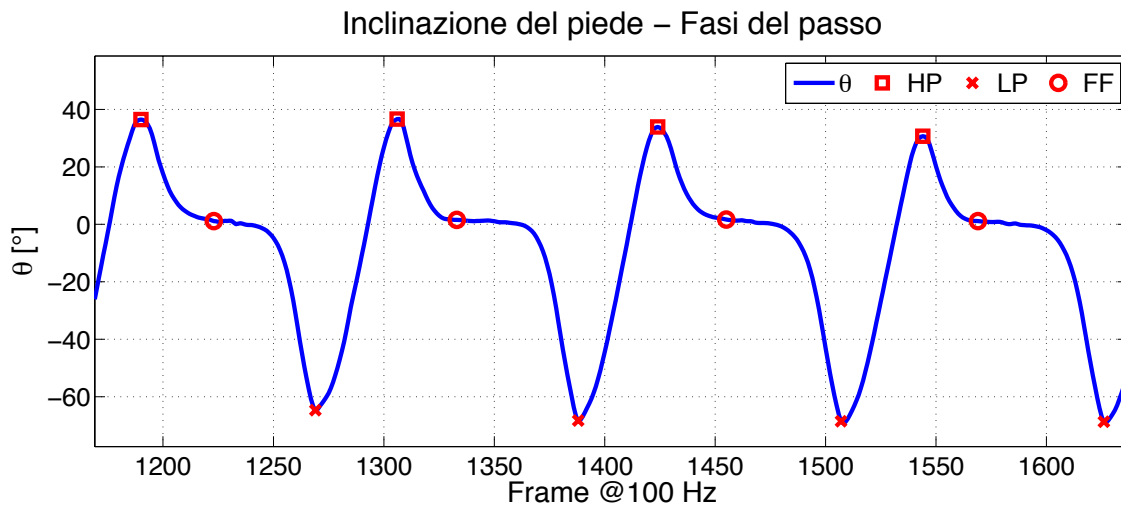


Figura 18: Inclinazione del piede rispetto all'asse medio-laterale, in una camminata normale.

Inizialmente si rileva l'inclinazione del piede nel primo secondo di acquisizione, quando il soggetto è fermo. Il valore di inclinazione iniziale si sottrae a tutto il segnale in modo da allineare il sistema di riferimento (SdR) dell'IMU con quello del Vicon e quindi del terreno.

Il primo evento da individuare è il picco negativo o *Low Peak* (LP), avviene durante la fase di *swing* e corrisponde al momento in cui il soggetto passa dalla plantarflexione alla dorsiflessione del piede. Questo picco è sempre presente e ben visibile, per individuarlo ci si basa sulla funzione *findpeaks()* di Matlab. In questa funzione è necessario conoscere la distanza temporale entro la quale non possono verificarsi due picchi. Siccome l'analisi dell'inclinazione del piede avviene a posteriori dell'analisi del giroscopio conosciamo già gli eventi di *Initial Contact* e li sfruttiamo considerando la metà della distanza media tra un IC ed il successivo. Questo lasso di tempo viene utilizzato da *findpeaks()* per evitare di riconoscere dei falsi positivi ovvero dei picchi troppo vicini tra loro e quindi impossibili da realizzarsi nella realtà.

Un altro parametro importante da fornire alla funzione *findpeaks()* è l'ampiezza minima che un picco deve avere, per essere riconosciuto come tale. Per ottenere

questa informazione si è proceduti nel considerare il range massimo di ampiezza del segnale e dividerlo per 30: valore stimato su base sperimentale. In questo modo tutti i valori vicini al valore di inclinazione iniziale vengono scartati a priori, poiché non possono corrispondere alla fase di swing di un passo normale.

Una volta ottenuti tutti i LP si procede con l'individuazione dei High Peaks (HP). In questo caso si considera semplicemente il valore massimo tra un LP ed il suo successivo.

Tutti i picchi che presentano un LP e HP distanti tra loro meno di 10 frame, vengono eliminati perché non considerati facenti parte di un passo avvenuto realmente.

Infine si identifica l'evento di Foot Flat, considerando solo il segnale tra LP e HP, seguendo i seguenti passaggi:

1. Si esegue la derivata del segnale e si considera il primo picco massimo trovato dalla funzione *findpeaks()*, partendo dall'evento HP. Così facendo si trova la massima variazione di pendenza del segnale che corrisponde all'istante in cui il piede appoggia tutta la pianta al terreno.
2. Si esegue la derivata del segnale e si considera il picco minimo assoluto. Così facendo si trova la fase in cui il segnale è costante e quindi il piede è fermo.
3. L'evento di Foot Flat dura circa mezzo secondo. Dalla media tra gli istanti trovati al punto 1 e 2 si ottiene l'istante di tempo centrale della fase di FF. In questo modo l'algoritmo che rileva il frame centrale del FF, risente meno di possibili anomalie nel pattern del passo, riducendo i falsi positivi.

3.2 Calcolo dei parametri temporali

Una volta rilevati gli eventi salienti della camminata è possibile calcolare i parametri temporali che la caratterizzano. I parametri di maggior interesse sono:

Numero di passi:

Numero totale di passi compiuti dal piede destro o sinistro durante l'intera prova.

Si calcola sommando il numero di *Foot Off* identificati.

$$NStep = \sum_1^{FO} 1 \quad [steps]$$

Cadenza:

Corrisponde al numero di passi effettuati in 1 minuto. Per trovare la cadenza di ogni singolo passo si applica la formula:

$$Cadenza = \frac{60}{timeStep} \left[\frac{steps}{min} \right]$$

timeStep: tempo in secondi impiegato per compiere un passo.

Durata di Stance:

Durata della fase di *stance*, in cui il piede è appoggiato al terreno:

$$Durata\ di\ Stance = FO - IC \quad [cs]$$

FO: instante di *Foot Off* misurato in centisecondi.

IC: instante di *Initial Contact* misurato in centisecondi.

Durata di Swing:

Durata della fase di *swing*, in cui il piede non tocca il terreno.

$$Durata\ di\ Swing = IC - FO \quad [cs]$$

Durata del passo (StrideT):

Durata totale di un passo, ovvero tra un FO ed il suo successivo:

$$StrideT = Durata\ di\ Stance + Durata\ di\ Swing \quad [cs]$$

3.3 Calcolo dei parametri spaziali

Il rilevamento dei parametri spaziali è più complesso rispetto a quello dei parametri temporali.

Si utilizza il processo definito 'Pedestrian dead-reckoning' (PDR) ^[19]: procedimento tramite il quale si può calcolare la propria posizione attuale utilizzando una posizione precedentemente determinata o fissata, e avanzare da quella posizione stimando la velocità ed il tempo trascorso.

Il 'Pedestrian dead-reckoning' richiede l'utilizzo di due sensori inerziali sui piedi.

Teoricamente tramite una doppia integrazione del segnale di accelerazione di un sensore fissato alla scarpa, è possibile tracciare la traiettoria nel tempo del piede del soggetto, durante la camminata. In pratica questa operazione è irrealizzabile, perché anche il più piccolo bias nel giroscopio o nell'accelerometro causa un errore che cresce cubicamente nel tempo ^[20].

Il PDR sfrutta le condizioni al contorno ricavate dai vincoli della camminata umana. Infatti, quando una persona cammina, i suoi piedi sono periodicamente nella fase di FF, in cui l'intero piede è a contatto con il suolo. Durante questa fase il piede presenta una velocità pari a zero, condizione che viene sfruttata per fissare gli errori accumulati dall'integrazione dell'accelerazione fino a questo evento (Zero UPdaTe, ZUPT).

Grazie all'utilizzo degli ZUPT si ottiene una notevole riduzione degli errori di posizione.

L'algoritmo utilizzato in questo studio per ricavare la posizione e inclinazione del piede, e quindi i parametri spaziali della camminata, è stato sviluppato a partire dal metodo proposto da Nilsson et al. [21].

Lunghezza del passo (StrideL):

Corrisponde alla distanza sul piano parallelo al terreno, tra due successivi istanti di FO:

$$StrideL = \sqrt{(p_x^{i+1} - p_x^i)^2 + (p_y^{i+1} - p_y^i)^2} \quad [cm]$$

$p_{x,y}$: posizione del piede sul piano x,y

i : istante in cui viene rilevata la posizione p .

Velocità del passo (GaitSpeed):

Velocità media con cui si compie il passo:

$$GaitSpeed = \frac{StrideL}{StrideT} \cdot 3,6 \quad [Km/h]$$

Durante il ciclo del cammino la velocità non è costante, raggiunge il massimo in fase di *Mid Swing* e il minimo in fase di *Heel Strike*.

Inclinazione del piede nella fase di Initial Contact (PitchIC):

Ricavare l'inclinazione del piede durante la fase di Initial Contact è molto importante, specialmente nelle persone malate di Parkinson in cui l'irrigidimento dei muscoli causa una difficoltà nei movimenti di flessione ed estensione del piede, e quindi problemi a compiere una camminata comparabile a persone asintomatiche.

Si è scelto di analizzare la fase di Initial Contact perché osservazioni cliniche hanno notato problemi da parte dei parkinsoniani ad appoggiare prima il tacco e

poi la punta. In questi casi il piede conclude la fase di *swing* appoggiando direttamente la pianta del piede e si sente il rumore tipico di un piede strisciato; questo pattern di camminata prende il nome di '*shuffling gait*'.

Per calcolare il parametro *pitchIC* si sottrae l'angolo di inclinazione del piede nell'istante di *Initial Contact* (θ_{IC}) con l'angolo nella fase di *Foot Flat* (θ_{FF}):

$$PitchIC = \theta_{IC} - \theta_{FF} \quad [^\circ]$$

3.4 Rilevazione della clearance del piede

Per ottenere la traiettoria del piede a partire dai segnali misurati dall'IMU, si è sfruttata la condizione in cui la camminata è avvenuta su una superficie piana, che non presentava inclinazioni o particolari ostacoli da superare. Sotto questo vincolo è possibile affermare che per ogni passo compiuto, la distanza tra piede e terreno nella fase di *stance* è sempre uguale a zero e quindi anche l'altezza del piede è sempre nulla. Grazie a questa ipotesi è possibile integrare due volte il segnale di accelerazione e rimuovere il drift accumulatosi tra due passi successivi, al fine di ottenere la posizione del piede in ogni istante [22, 23, 24].

Questo è un metodo per ottenere la posizione del piede, alternativo a quello di Nilsson, che è stato implementato e testato perché il metodo di Nilsson non garantiva un'accuratezza sufficiente, infatti su un percorso di 80 metri si generava un errore della posizione verticale del piede di circa 25 cm.

Si illustrano di seguito i singoli passaggi nel dettaglio.

Si definisce un ciclo del passo n , come l'intervallo tra due eventi di *Foot Flat* (*FF*) successivi; la componente di velocità angolare rispetto all'asse medio-laterale Ω_{ml} e le componenti di accelerazione lungo l'asse antero-posteriore a_{ap} , medio-laterale a_{ml} e verticale a_v .

Inizialmente si calcola l'inclinazione del piede $\hat{\theta}_{ml}$ all'istante t integrando, secondo il teorema dei trapezi, la velocità angolare Ω_{ml} e dividendo per la frequenza di campionamento fc :

$$\hat{\theta}_{ml}(t) = \sum_{i=FF_n}^t \frac{\Omega_{ml}(i) + \Omega_{ml}(i + 1)}{2 \cdot fc}$$

L'angolo stimato presenta il problema del drift, quindi viene eseguita una operazione di de-drift lineare in cui viene ricalcolata tutta la traiettoria angolare tra due *FF* successivi (Figura 19a):

$$\theta_{ml}(t) = \hat{\theta}_{ml}(t) - \left[\frac{t - FF_n}{FF_{n+1} - FF_n} \cdot \hat{\theta}_{ml}(FF_{n+1}) \right] + \theta_0$$

Il primo termine corrisponde all'angolo con drift precedentemente calcolato, il secondo termine corrisponde alla funzione lineare di de-drift e il terzo termine corrisponde all'inclinazione iniziale che l'IMU presenta quando il piede è fermo al suolo.

Il termine FF_n corrisponde all'istante di FF del ciclo n .

Considerando solo i primi istanti di acquisizione in cui il paziente è fermo, è possibile utilizzare l'accelerometro come inclinometro e sfruttare la scomposizione della componente gravitazionale per valutare l'orientamento del sensore nel piano sagittale:

$$\theta_0 = \sin^{-1} \left(-\frac{a_{ap}}{g} \right) \quad \text{con } g = 9.81 \quad \left[\frac{m}{s^2} \right]$$

Una volta noto l'orientamento del sensore inerziale rispetto al sistema di riferimento del laboratorio, è possibile ricavare l'accelerazione verticale a_z del piede senza la componente gravitazionale (Figura 19b):

$$a_z(t) = -\sin(\theta_{ml}(t)) \cdot a_{ap}(t) + \cos(\theta_{ml}(t)) \cdot a_v(t) - 1$$

Conoscendo l'accelerazione verticale del piede è possibile integrare per trovare la sua velocità verticale \hat{v}_z , a cui poi viene rimosso il drift considerato lineare (Figura 19c):

$$\hat{v}_z(t) = g \cdot \sum_{i=FF_n}^t \frac{a_z(i) + a_z(i+1)}{2 \cdot fc}$$

$$v_z(t) = \hat{v}_z(t) - \left[\frac{t - FF_n}{FF_{n+1} - FF_n} \cdot \hat{v}_z(FF_{n+1}) \right]$$

Infine si integra la velocità verticale v_z e si rimuove il drift, ottenendo la posizione del piede rispetto all'asse verticale del sistema di riferimento del laboratorio, per ogni istante di tempo t (Figura 19d):

$$\hat{p}_z(t) = \sum_{i=FF_n}^t \frac{v_z(i) + v_z(i+1)}{2 \cdot fc}$$

$$p_z(t) = \hat{p}_z(t) - \left[\frac{t - FF_n}{FF_{n+1} - FF_n} \cdot \hat{p}_z(FF_{n+1}) \right]$$

Nella stima della posizione il drift viene considerato non lineare con andamento sigmoidale; si è notato infatti che considerando una funzione lineare veniva

alterata la posizione nella fase di *FF*, e al posto di assumere un valore costante, poiché il piede rimane fermo, assumeva una forma rettilinea. Questo effetto veniva ridotto applicando una funzione a forma di sigmoide. Nei segnali precedenti invece il risultato migliore si otteneva considerando il drift lineare.

La posizione del piede stimata corrisponde a quella misurata dall'IMU, tuttavia durante il processo di de-drift il parametro p_z nell'istante di *FF* viene portato a zero. Viene così rimossa la distanza tra sensore e terreno, quindi la posizione ottenuta si riferisce al punto della scarpa in cui è posto l'IMU ma all'altezza della suola, la quale è in contatto col terreno.

Si definisce la variabile a come la distanza tra calcagno e IMU, e la variabile b come la distanza tra IMU e I metatarso (Figura 19e).

Note le distanze a e b , l'orientamento del piede θ_{ml} e la sua posizione verticale p_z , è possibile calcolare la traiettoria, rispetto all'asse Z del *sdr* del laboratorio, di calcagno Z_C e I metatarso Z_{FM} :

$$Z_C(t) = p_z(t) - a \sin(\theta_{ml}(t))$$

$$Z_{FM}(t) = p_z(t) + b \sin(\theta_{ml}(t))$$

Per stimare le variabili a e b è necessario imporre le condizioni tali per cui le traiettorie verticali di calcagno e I metatarso sono nulle rispettivamente negli istanti di *Heel Strike (HS)* e *Foot Off (FO)*:

$$Z_C(HS) = 0$$

$$Z_{FM}(FO) = 0$$

Grazie a questo vincolo è possibile ottenere le due distanze tramite le formule:

$$a = \frac{p_z(HS)}{\sin(\theta_{ml}(HS))}$$

$$b = \frac{p_z(FO)}{\sin(\theta_{ml}(FO))}$$

Tuttavia questo metodo non è risultato molto efficace in quanto piccoli errori nella stima della variabile p_z o l'imprecisione di qualche centesecondo nella rilevazione degli eventi del passo, portano a valori di a e b poco probabili.

Per superare questa problematica si è misurata per ogni soggetto la distanza tra calcagno e metatarso F_{size} , e di questa si è considerato un rapporto di proporzione in cui le variabili a e b sono definite come:

$$a = F_{size} \cdot 0.94$$

$$b = F_{size} \cdot 0.06$$

Il rapporto di proporzione è stato stimato tramite il sistema stereofotogrammetrico su tutti e 20 i soggetti coinvolti, per capire quale fosse il valore medio da considerare.

Questo metodo comporta una limitazione in quanto il sensore viene fissato all'altezza del mesopiede, tuttavia non essendo mai nella stessa posizione, si produce un errore che si ripercuote nella stima delle traiettorie di calcagno e I metatarso.

La fase finale consiste nell'identificare il picco di minimo locale $minTC$ che corrisponde alla clearance minima che la porzione di piede relativa al I metatarso raggiunge durante la fase di swing (Figura 3,19f).

Per ottenere il $minTC$ si considera solo la parte di segnale invertito compresa tra l'evento Foot Off e Heel Strike. In questo lasso temporale tramite la funzione $findpeaks()$ si identifica l'unico picco negativo presente nella fase di swing della camminata. Il parametro che si ottiene da questo procedimento corrisponde alla differenza di altezza del I metatarso tra l'istante di $minTC$ e l'istante di *Foot Flat*:

$$minTC = Z_{FM}(minTC) - Z_{FM}(FF)$$

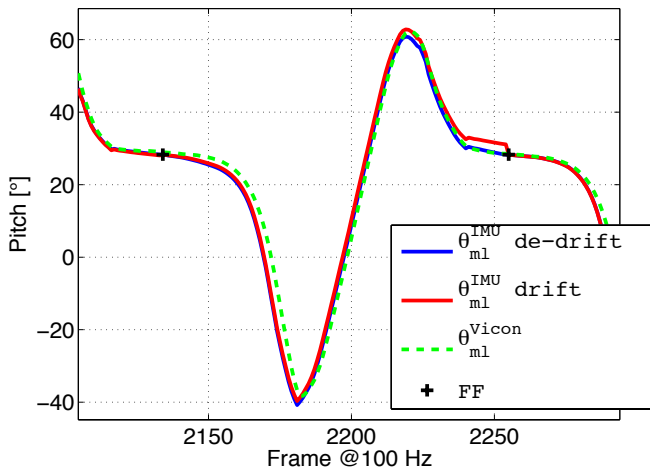
Si riporta lo schema a blocchi dell'intero procedimento in figura 20.

Le traiettorie stimate a partire dai segnali inerziali dell'IMU sono state confrontate con le traiettorie ottenute dal sistema stereofotogrammetrico Vicon, al fine di valutare lo scostamento tra i due sistemi di acquisizione; in tabella 3 sono riportati i coefficienti di correlazione di tutte le traiettorie calcolate.

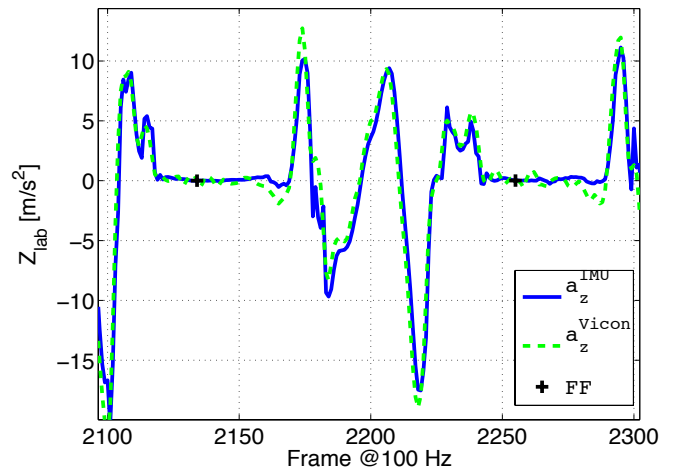
	θ_{ml}	a_z	v_z	p_z	Z_C	Z_{FM}
Coefficiente di correlazione	98%	96%	93%	85%	98%	90%

Tabella 3: Traiettoria verticale del piede: correlazione dei segnali ottenuti tra il sistema inerziale e stereofotogrammetrico

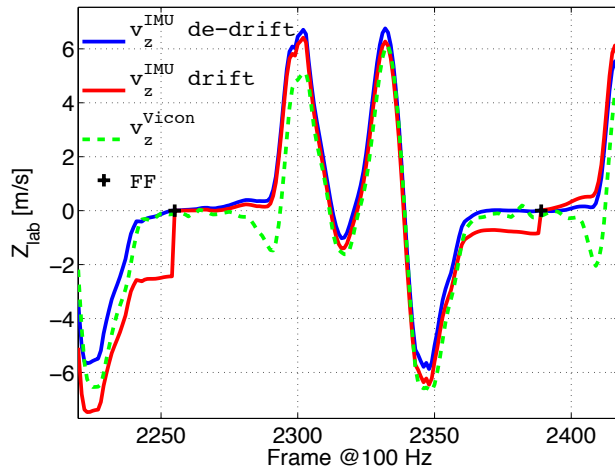
a) Inclinazione del piede sul piano antero-posteriore



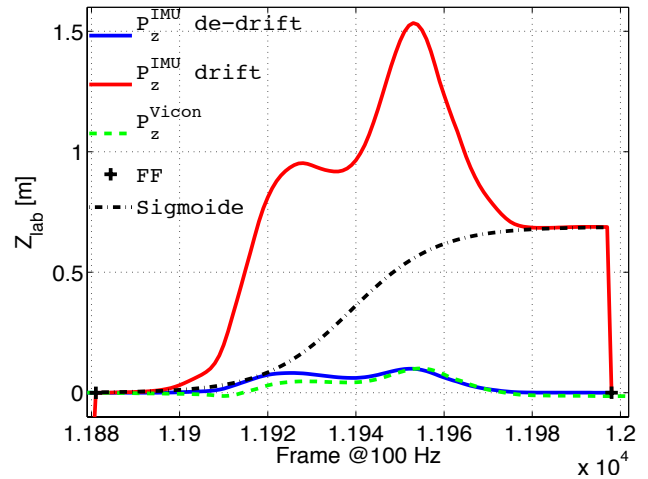
b) Accelerazione del piede



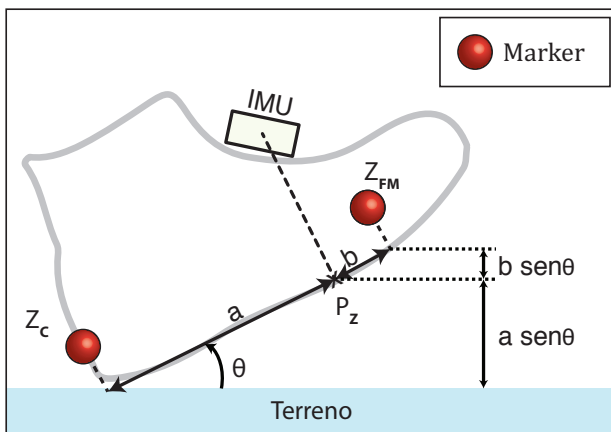
c) Velocità del piede



d) Posizione del piede



e) Divisione proporzioni del piede



f) Traiettorie di Calcagno e I Metatarso

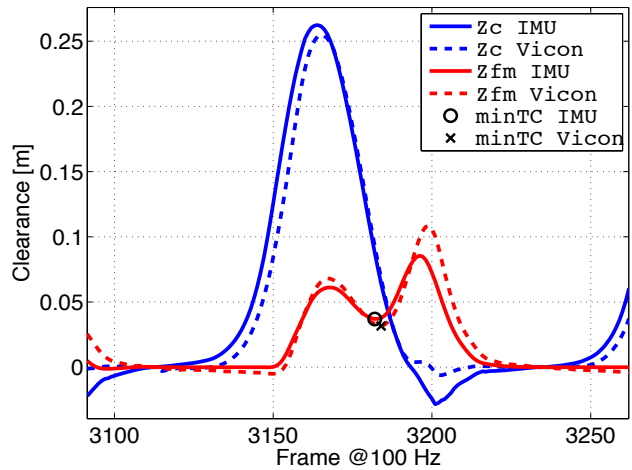


Figura 19: Confronto dei segnali ottenuti dal sistema inerziale e stereofotogrammetrico nelle diverse fasi della pipeline dell'algorithm di ricostruzione della traiettoria verticale del piede

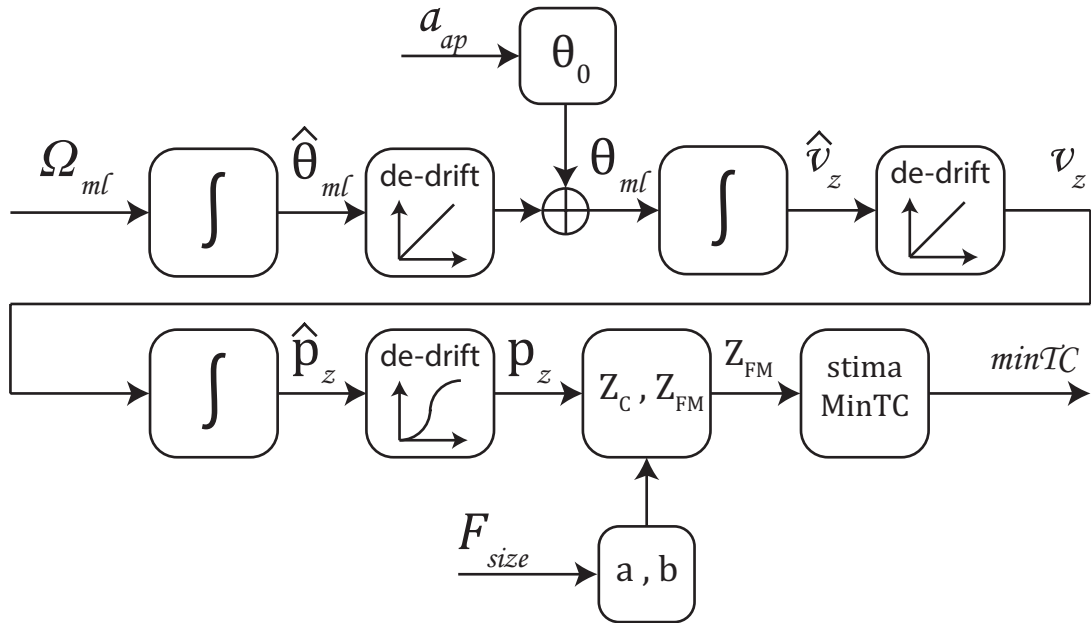


Figura 20: Schema a blocchi dell’algoritmo di ricostruzione della traiettoria verticale del piede

3.5 Rilevazione dell’inclinazione del tronco

In letteratura esistono diversi metodi per stimare l’inclinazione del tronco sfruttando i segnali inerziali. E’ stato testato l’algoritmo *Weighted Fourier Linear Combiner* (WFLC), il quale permette di rappresentare un segnale tramite i coefficienti di Fourier ed effettuare un’integrazione eliminando la componente continua, ovvero a frequenza nulla ^[25, 26]. In questo modo è possibile ottenere un’integrazione evitando il problema del drift, tuttavia questo metodo presenta la forte limitazione di poter analizzare solo segnali periodici o quasi-periodici. La natura dell’oscillazione della schiena durante una camminata è semiperiodica, pertanto in linea teorica sarebbe possibile utilizzare il WFLC ma in pratica durante una normale camminata possono avvenire diversi movimenti che pregiudicano la periodicità delle oscillazioni della schiena e quindi la qualità della stima effettuata dall’algoritmo.

Un altro algoritmo testato che non presenta limitazioni nella periodicità del segnale è il filtro di Kalman, molto utilizzato nella stima dell’assetto di volo in aeronautica ^[27] ma meno per la valutazione dell’inclinazione del tronco durante una camminata ^[28].

In questo caso nella fase di previsione si esegue l’integrazione del segnale del giroscopio e nella fase di aggiornamento si sfrutta l’accelerometro per valutare la

direzione del vettore gravitazionale, e confrontarla con il vettore gravitazionale ricostruito a partire dalla stima dell'orientamento eseguita nella parte di previsione. In questo modo si valuta l'errore commesso in fase di previsione e si corregge l'orientamento stimato. Questa tecnica funziona bene nei momenti in cui il sensore è sottoposto a basse variazioni di velocità, in cui l'accelerometro misura principalmente la componente gravitazionale, ad esempio durante la locomozione su treadmill. Sono stati riscontrati diversi problemi invece durante la camminata su terreno in cui il sensore posto sulla schiena è continuamente sottoposto ad accelerazioni che possono arrivare a quasi 2g di entità, e i momenti di quasi stazionarietà sono troppo brevi per poter ottenere una stima soddisfacente dell'orientamento della schiena durante la locomozione.

Per sopperire ai suddetti problemi si è sviluppato un algoritmo non presente in letteratura che sfrutta le informazioni derivate da un sensore posto sul tronco e due sensori posti sui piedi, al fine di stimare l'angolo formato dalla colonna vertebrale sul piano antero-posteriore, con il vettore ortogonale alla superficie terrestre (Figura 21a).

Si illustra di seguito il procedimento utilizzato.

In linea teorica per ottenere l'angolo di inclinazione della schiena θ è sufficiente integrare la velocità angolare Ω_{ml} misurata dal giroscopio rispetto l'asse medio-laterale; tuttavia questo sensore è sempre affetto da un bias che scosta di poco il valore misurato da quello reale. Questo bias si comporta come una costante che una volta integrata, provoca un drift del risultato che cresce esponenzialmente col tempo (Figura 21b). Si dimostra quindi necessario l'impiego di un accelerometro per limitare questo effetto indesiderato.

L'uscita dell'accelerometro in direzione antero-posteriore $a_{ap}(t)$ può essere definita come la somma di un contributo inerziale $\alpha(t)$, e una componente gravitazionale dipendente dall'inclinazione $\beta(t)$ del sensore:

$$a_{ap}(t) = \alpha(t) - g \cdot \text{sen}(\beta(t))$$

in cui g è l'accelerazione gravitazionale.

In condizioni stazionarie la componente α risulta nulla pertanto è possibile ricavare l'orientamento del sensore e quindi della schiena su cui è appoggiato tramite l'equazione:

$$\beta(t) = \sin^{-1} \left(-\frac{a_{ap}}{g} \right)$$

In condizioni di locomozione la componente α non è nulla e si somma alla componente gravitazionale con una frequenza maggiore di zero.

Al fine di ridurre l'effetto della componente α si effettua un filtraggio di tipo passa basso con frequenza di taglio $f_t = 0.35$ Hz al segnale a_{ap} , e si calcola nuovamente il parametro $\beta(t)$ utilizzando in questo caso la versione filtrata di a_{ap} . In figura 21c si mostra la differenza tra il segnale filtrato e non filtrato in condizioni di locomozione.

Si è notato che negli istanti di *Initial Contact* del soggetto, il parametro β corrispondeva al valore di inclinazione della schiena misurato dal sistema di stereofotogrammetria. Infatti gli istanti in cui il contributo inerziale α è preponderante, sono quelli in cui il soggetto flette in avanti la schiena e spinge col piede fisso a terra per spostarsi in avanti, mentre nel preciso istante in cui il soggetto appoggia il piede in volo e quindi conclude la fase di swing, la spinta risulta quasi nulla e quindi lo è anche il contributo inerziale α .

Alla luce di questa ipotesi si è proceduto ad applicare una correzione del segnale θ integrato dal giroscopio, imponendo che quest'ultimo coincida con l'inclinazione stimata dall'uscita filtrata dell'accelerometro β , negli istanti di *Initial Contact*:

$$\theta(IC) = \beta(IC)$$

Infine il segnale compreso tra due *IC* consecutivi viene corretto linearmente al fine di evitare discontinuità tra l'istante precedente e successivo ad un *IC*.

L'inclinazione della schiena così stimata viene confrontata con la stessa inclinazione data dal sistema di stereofotogrammetria Vicon (Figura 21d). In tabella 4 si riportano i coefficienti di correlazione del segnale θ stimato tramite i due diversi sistemi di acquisizione.

Si noti che gli istanti di *Initial Contact* si ottengono tramite l'analisi dei segnali forniti dagli IMU posti sui piedi.

	Tronco inferiore	Tronco superiore
Coefficiente di correlazione	97%	98%

Tabella 4: Inclinazione del tronco: correlazione dei segnali ottenuti tra il sistema inerziale e stereofotogrammetrico

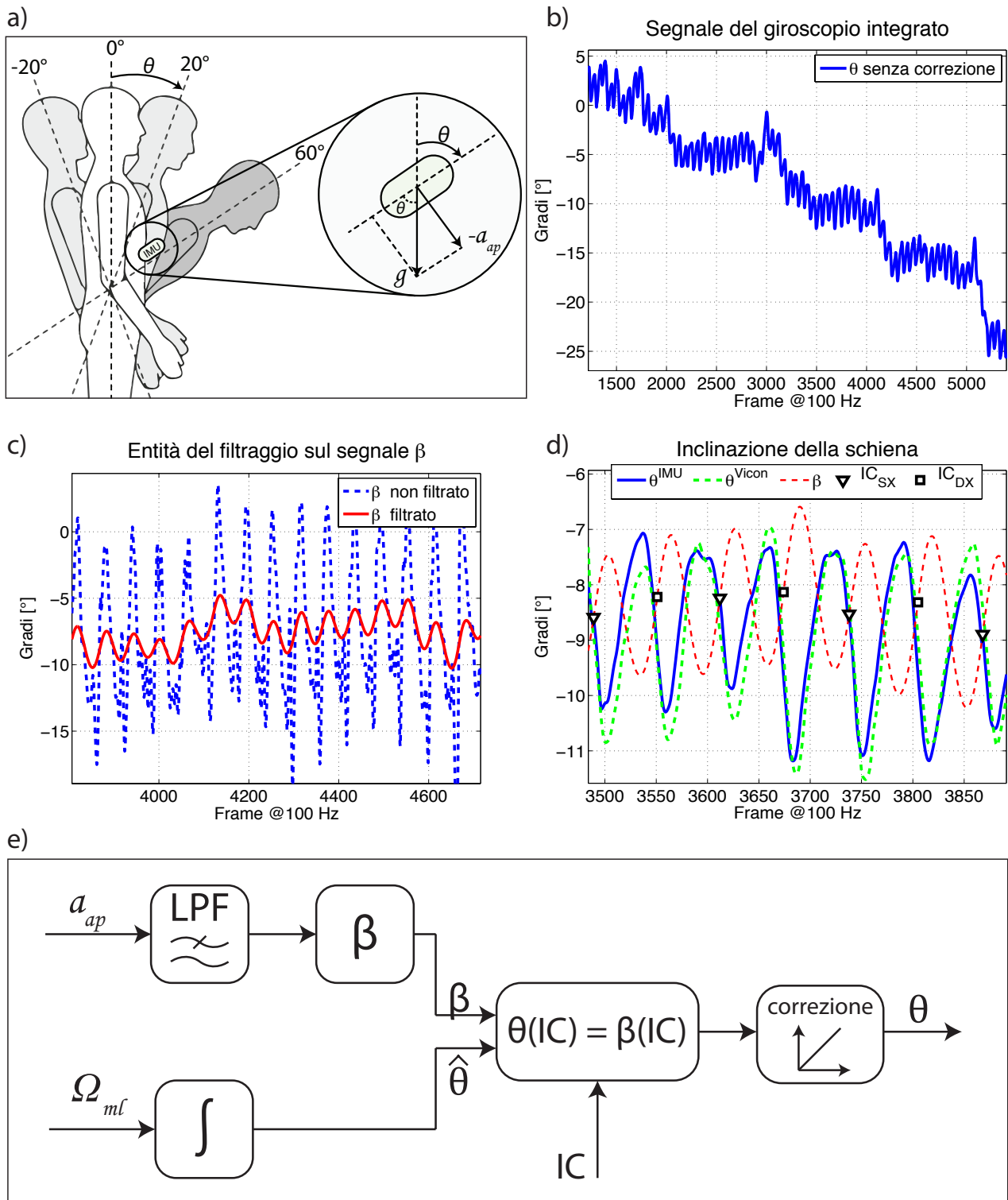


Figura 21: Confronto dei segnali ottenuti dal sistema inerziale e stereofotogrammetrico nelle diverse fasi della pipeline dell'algoritmo di ricostruzione dell'orientamento del tronco

L'algoritmo descritto in questo paragrafo è stato disegnato per rilevare l'inclinazione della schiena durante una camminata, tuttavia in un utilizzo pratico è necessario gestire anche condizioni di stazionarietà, e transizioni da una fase statica ad una fase dinamica e viceversa. Si propone quindi un'espansione

dell'algorithmo che prevede di controllare periodicamente l'entità globale a_T delle accelerazioni misurate sui 3 assi e confrontarla con una soglia pari al $\pm 5\%$, del valore misurato in condizioni stazionarie (corrispondente a $g = 9,81 \text{ [m/s}^2\text{]}$):

$$a_T = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad S = g \cdot \pm 5\% = \left\{ \begin{array}{l} 10,3 \\ 9,32 \end{array} \right\} \text{ [m/s}^2\text{]}$$

Nel caso in cui il valore di a_T superi la soglia si utilizza l'algorithmo sopra elencato, mentre nel caso in cui la soglia non venga superata si utilizza l'accelerometro come inclinometro; l'inclinazione del sensore e quindi della schiena su cui esso è fissato si calcola come:

$$\theta(t) = \sin^{-1} \left(-\frac{a_{ap}}{g} \right)$$

Si riporta lo schema a blocchi in figura 22.

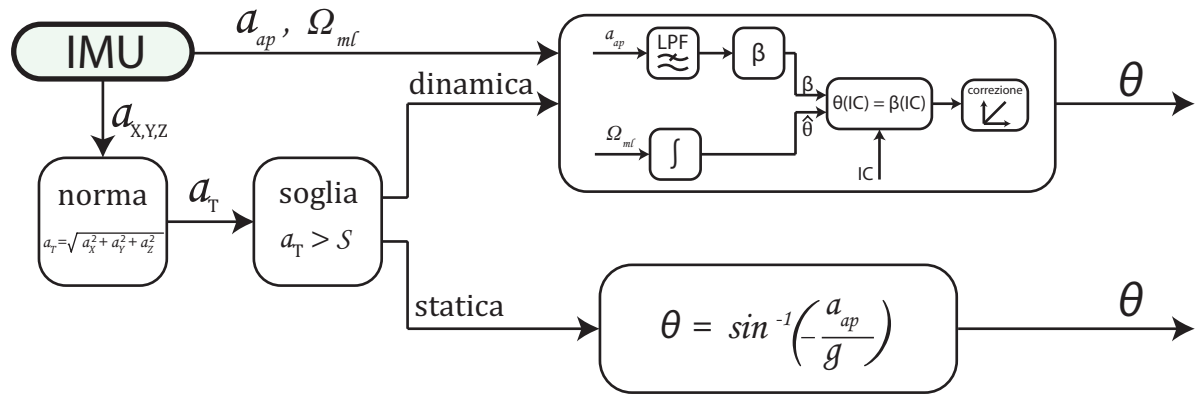


Figura 22: Schema a blocchi dell'algorithmo esteso alla situazione di statica

L'espansione sopra descritta non è stata testata sui 20 soggetti poiché non previste le condizioni statiche nel contesto della sperimentazione da effettuare.

Capitolo 4

Risultati

4.1 Parametri spazio-temporali

Le formule riportate nel paragrafo 3.2 e 3.3 sono state applicate ai dati acquisiti dal sistema stereofotogrammetrico e i risultati ottenuti sono riportati in tabella 5.

Ogni parametro è rappresentato nella forma [media \pm deviazione standard] ed è stato ottenuto considerando tutti i passi di tutti i soggetti divisi nei due gruppi di parkinsoniani (PD) e persone asintomatiche (CTR).

Parametri spazio-temporali	Audio Stroop		Camminata Normale		Focus sui piedi		Focus sul tronco	
	PD	CTR	PD	CTR	PD	CTR	PD	CTR
N° Passi [steps]	733	711	706	686	646	681	682	674
Cadenza [steps/min]	54 \pm 6	50 \pm 7	54 \pm 8	51 \pm 5	49 \pm 9	49 \pm 6	53 \pm 6	51 \pm 5
StrideT [csec]	114 \pm 17	121 \pm 15	112 \pm 18	120 \pm 12	126 \pm 24	124 \pm 15	115 \pm 18	119 \pm 11
StrideL [cm]	128 \pm 12	131 \pm 14	131 \pm 14	135 \pm 12	133 \pm 17	139 \pm 13	132 \pm 12	134 \pm 13
GaitSpeed [Km/h]	4.2 \pm 0.6	4.1 \pm 0.6	4.3 \pm 0.6	4.2 \pm 0.4	4.0 \pm 0.9	4.2 \pm 0.6	4.3 \pm 0.6	4.2 \pm 0.5

Tabella 5: Risultati dei parametri spazio-temporali

4.2 Inclinazione del piede nella fase di Initial Contact:

Tramite l'algoritmo descritto nel paragrafo 3.3 sono stati analizzati i dati stereofotogrammetrici al fine di ricavare il parametro *PitchIC* nei 4 trial a cui sono stati sottoposti i soggetti. Si riportano i risultati in tabella 6.

PitchIC [°]	Audio Stroop		Camminata Normale		Focus sui piedi		Focus sul tronco	
	PD	CTR	PD	CTR	PD	CTR	PD	CTR
MAS	12.8 \pm 5	17.4 \pm 6	13.2 \pm 5	16.7 \pm 5	15.8 \pm 7	21.1 \pm 5	13.6 \pm 5	16.0 \pm 5
LAS	13.7 \pm 5	14.4 \pm 4	13.8 \pm 4	15.8 \pm 4	16.9 \pm 6	19.4 \pm 5	14.7 \pm 5	16.5 \pm 5

Tabella 6: Risultati del parametro *PitchIC*

Risultati tecnici:

L'algoritmo è stato applicato a 80 trial della durata di 2 minuti ciascuno e il parametro *PitchIC* è stato confrontato con i dati di stereofotogrammetria. Attraverso i 3 marker posti in corrispondenza di calcagno, I metatarso e V metatarso è stato ricostruito il piano del piede. In seguito si è valutato l'angolo formato tra questo piano e il terreno. Tale angolo nell'istante di contatto del piede al suolo definisce il *PitchIC*.

Il confronto del *PitchIC* valutato attraverso il sistema inerziale e quello stereofotogrammetrico ha prodotto un errore quadratico medio (RMSE) pari a 3,7°, un'accuratezza di 2,9° ed una precisione di 2,3°. L'accuratezza viene valutata come la media dell'errore di tutte le misure, mentre la precisione viene valutata come la deviazione standard dell'errore di tutte le misure.

Il coefficiente di correlazione tra i segnali dei due suddetti sistemi risulta pari al 98%.

Si è tracciato il grafico di Bland-Altman (Figura 23) in cui si mostra quanto il sistema inerziale e quello stereofotogrammetrico siano comparabili.

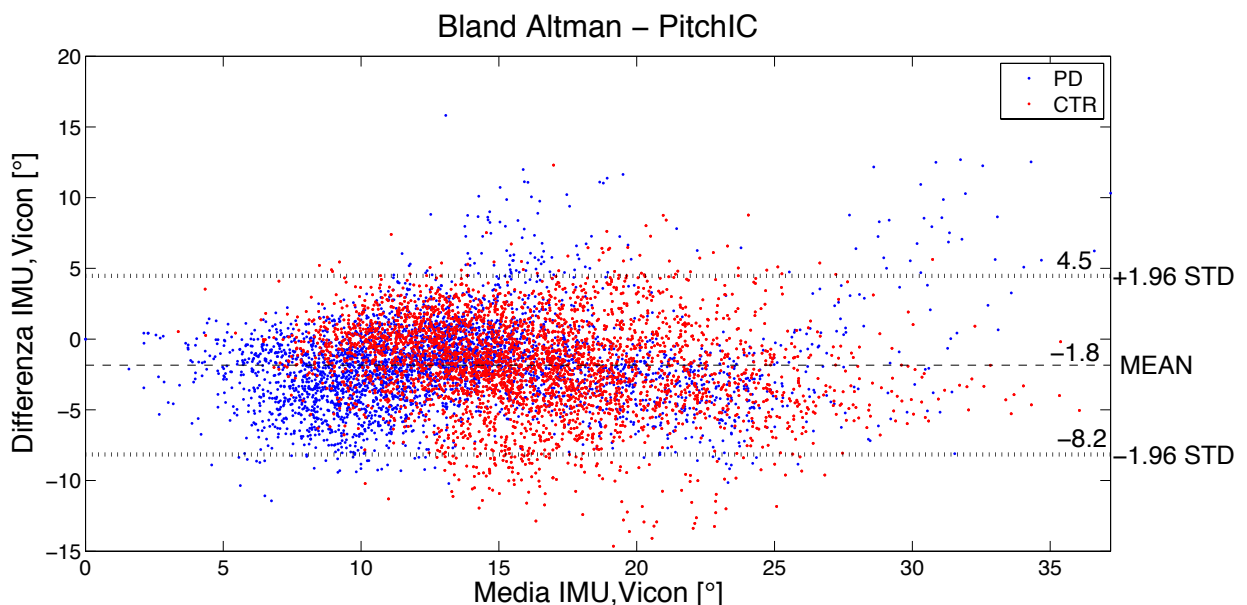


Figura 23: Bland Altman – confronto tra il sistema inerziale e stereofotogrammetrico per il parametro di inclinazione del piede PitchIC

Risultati clinici:

Tutti i dati sono stati analizzati attraverso il test di Jarque-Bera al fine di verificare l'ipotesi di distribuzione normale. Ne è risultato che la maggior parte dei dati

trattati non segue una distribuzione normale, pertanto si è avvalso l'utilizzo di test non parametrici.

L'analisi clinica del parametro *PitchIC* è stata fatta differenziando il lato in cui la malattia di Parkinson colpisce in maggior misura (*Most Affected Side*), rispetto al lato meno colpito (*Least Affected Side*). Questa scelta è stata definita dopo aver messo a confronto i due lati di tutti i soggetti coinvolti mediante il Wilcoxon Sign Rank Test. Come si vede dalla figura 24, le differenze tra i due lati sono risultate significative in quasi tutti i trial.

Per ottenere l'informazione di quale sia il lato più colpito, nei soggetti con malattia di Parkinson, è stata inserita un'apposita domanda all'interno del questionario a cui tutte le persone coinvolte nella sperimentazione hanno partecipato. Per graficare il boxplot di figura 24 sono stati considerati circa 700 passi per trial, tra piede destro e sinistro.

L'elevato numero di campioni utilizzati per i test statistici porta a scegliere una soglia di significatività più bassa del normale:

$$\alpha = 0,01$$

Solo valori di probabilità p inferiori o uguali ad α permettono di scartare l'ipotesi nulla, la quale afferma che non esistono differenze tra i due gruppi considerati.

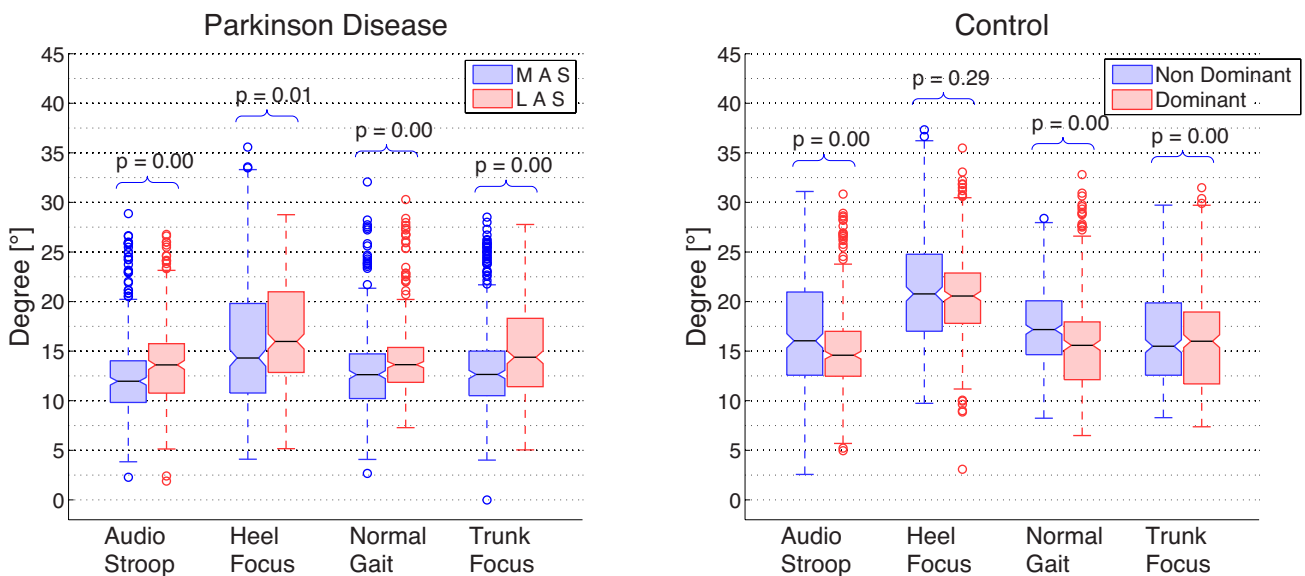


Figura 24: PitchIC - Confronto tra i due arti inferiori

In seguito sono state confrontate le differenze presenti nei 4 diversi trial (Figura 25).

Al fine di confrontare i parkinsoniani con il gruppo di controllo è stato paragonato il lato meno affetto dalla malattia con il lato dominante del soggetto sano cui corrispondeva il parkinsoniano, di conseguenza il lato più colpito dalla malattia è stato paragonato con il lato non dominante del soggetto sano. Ad esempio se il lato meno colpito del paziente 1 è la parte destra, ed il soggetto sano cui corrisponde il paziente 1 è destrorso, si mettono a confronto i lati destri dei due soggetti.

Il criterio di associazione tra parkinsoniano e soggetto sano è stato la vicinanza d'età.

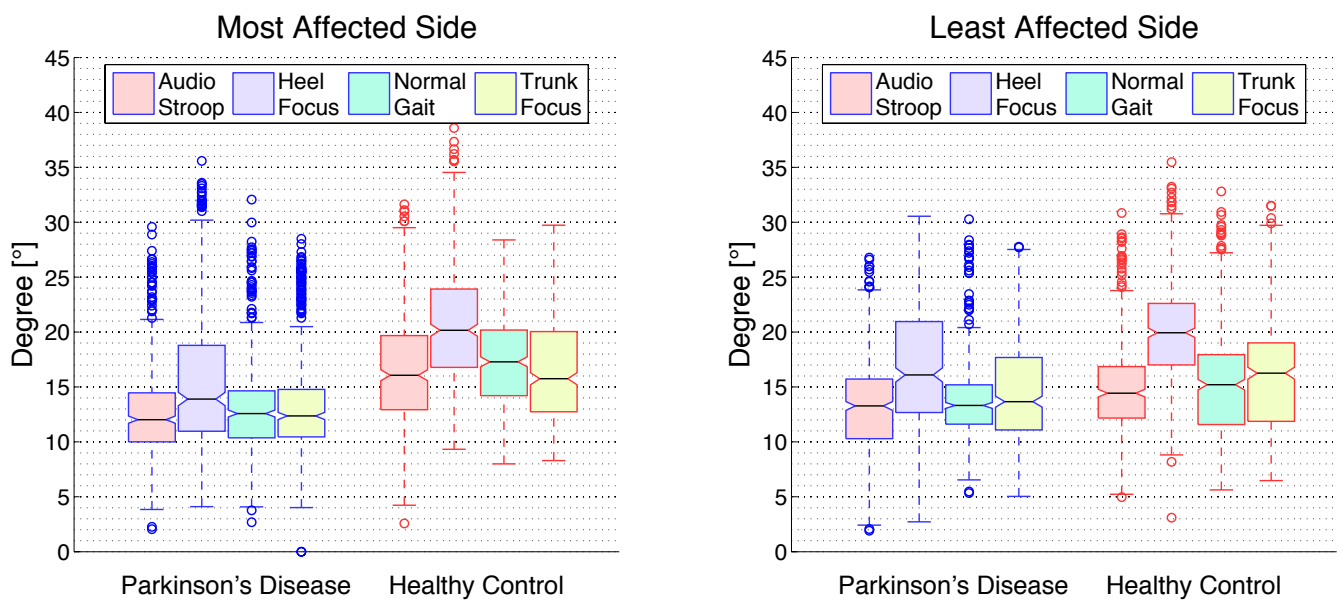


Figura 25: PitchIC - confronto tra i 4 trial

Si è inoltre confrontato il gruppo dei parkinsoniani con il gruppo di controllo, eseguendo il Wilcoxon Rank Sum Test su ciascun trial (Figura 26).

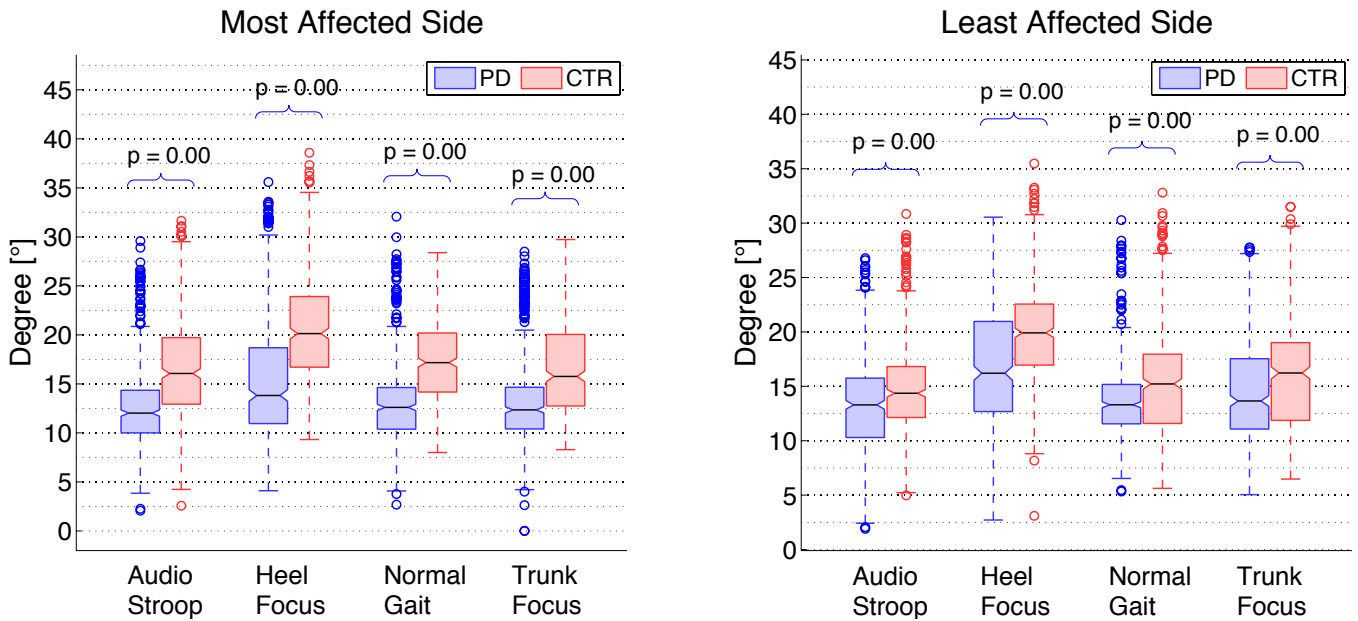


Figura 26: PitchIC - confronto tra il gruppo dei soggetti malati di Parkinson e il gruppo dei soggetti sani

Successivamente si è considerato il trial 'Audio Stroop' come la prova più impegnativa, in cui si è ipotizzato venissero esaltati i maggiori difetti della camminata. Si è quindi proceduto ad effettuare una normalizzazione dei dati di questo trial, dividendoli rispetto al trial di riferimento 'Focus sui piedi'. Si è tracciato un grafico che mostra le differenze tra parkinsoniani e soggetti sani (Figura 27).

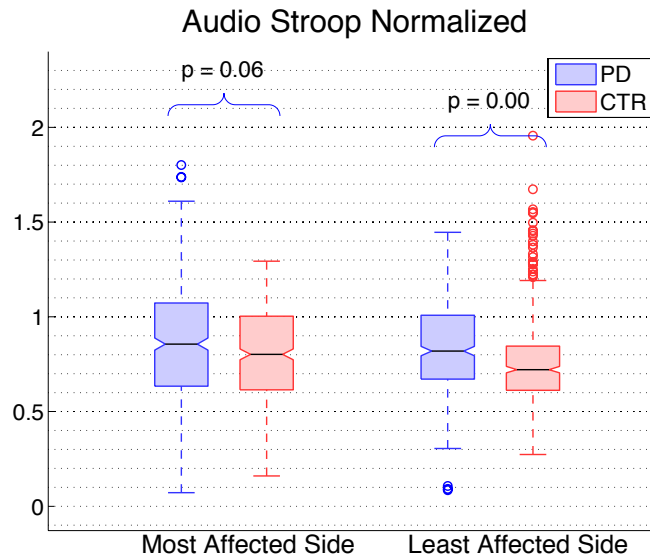


Figura 27: PitchIC - confronto dei valori di 'Audio stroop' normalizzati sui valori di 'Focus sui piedi' tra parkinsoniani e soggetti sani

Infine si è confrontato il trial 'Focus sui piedi' dei parkinsoniani con il trial 'Camminata normale' dei soggetti sani, al fine di valutare se le persone affette da

malattia di Parkinson, stando concentrate a camminare correttamente, riescono a raggiungere valori di normalità (Figura 28).

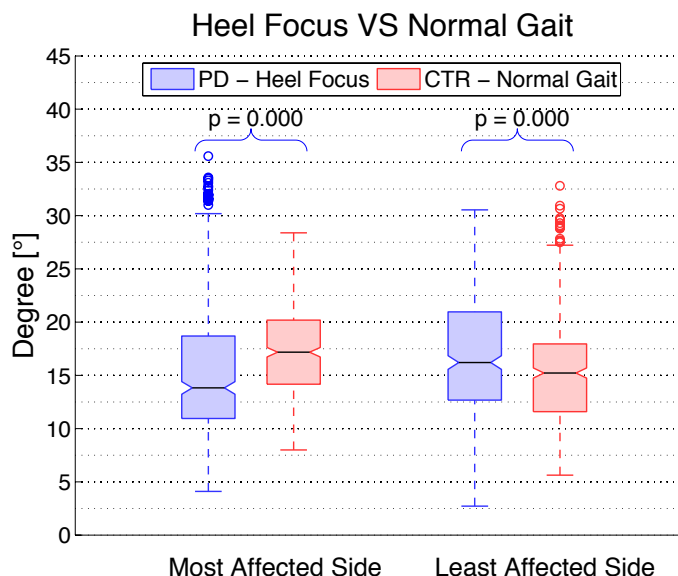


Figura 28: PitchIC - confronto fra il trial 'Focus sui piedi' dei parkinsoniani con il trial 'Camminata normale' dei soggetti sani'

4.3 Clearance

Un parametro di grande importanza clinica nell'analisi del cammino di soggetti con malattia di Parkinson è la clearance, ovvero l'altezza che il piede raggiunge nella fase di swing. La clearance si differenzia in più valori in base alla posizione del piede considerata. Il parametro di maggiore interesse per la prevenzione di inciampi e cadute, trattato in questa tesi, è l'altezza minima che la punta del piede raggiunge durante la fase di swing e viene definito come *minTC*.

Si riportano i risultati in tabella 6.

<i>minTC</i> [mm]	Audio Stroop		Camminata Normale		Focus sui piedi		Focus sul tronco	
	PD	CTR	PD	CTR	PD	CTR	PD	CTR
MAS	18.0±10	14.0±6	16.9±10	14.1±6	22.1±11	21.3±10	18.0±9	14.8±6
LAS	16.9±7	16.0±7.5	16.7±6	16.8±8	23.3±7	23.1±12	18.8±7	16.9±8

Tabella 1: Risultati del parametro *MinTC*

Risultati tecnici:

L'algoritmo che rileva la clearance è stato applicato a 80 trial della durata di 2 minuti ciascuno. Il parametro *minTC* è stato ricavato sia tramite i sensori inerziali

fissati sui piedi, sia tramite il sistema di stereofotogrammetria al fine di valutare lo scostamento tra i due sistemi. L'errore quadratico medio tra i due sistemi è pari a 17,3 mm, con un'accuratezza di 13,3 mm ed una precisione di 11,1 mm.

Il coefficiente di correlazione tra i segnali dei due sistemi corrisponde a 90%.

Il grafico di Bland-Altman riferito alla clearance è mostrato in figura 29.

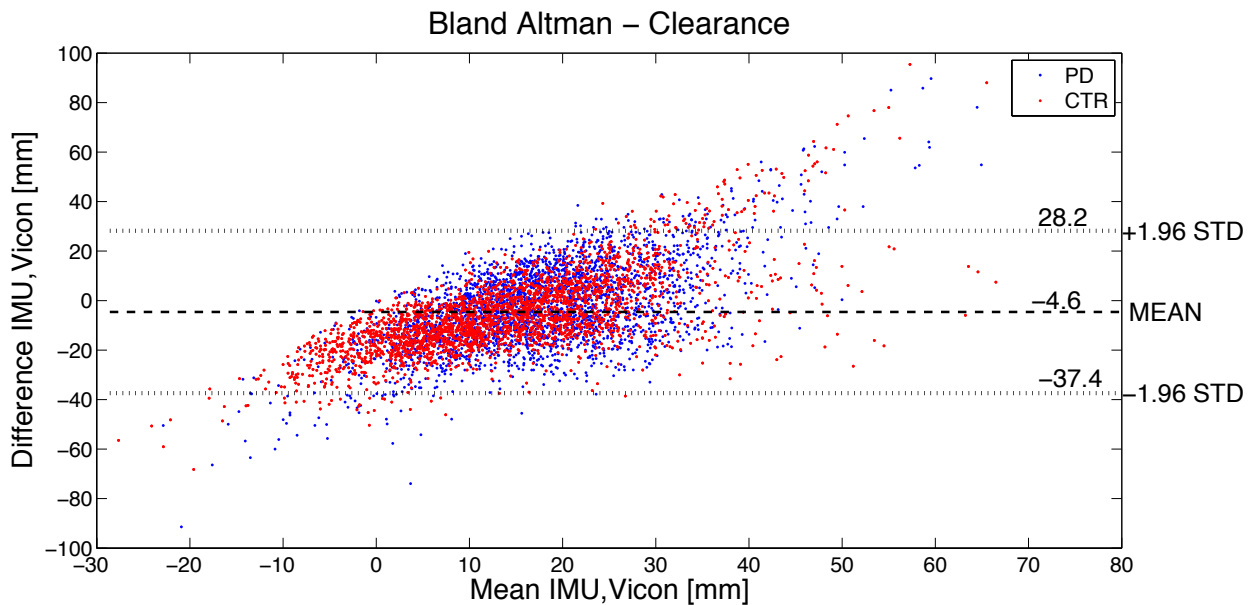


Figura 29: Bland Altman - confronto tra il sistema inerziale e stereofotogrammetrico per il parametro di clearance del piede *MinTC*

Risultati clinici:

Come per il parametro *PitchIC* anche per la clearance sono state valutate le differenze tra lato più colpito e meno colpito dalla malattia di Parkinson. L'analisi viene eseguita tramite il Wilcoxon Sign Rank Test (Figura 30).

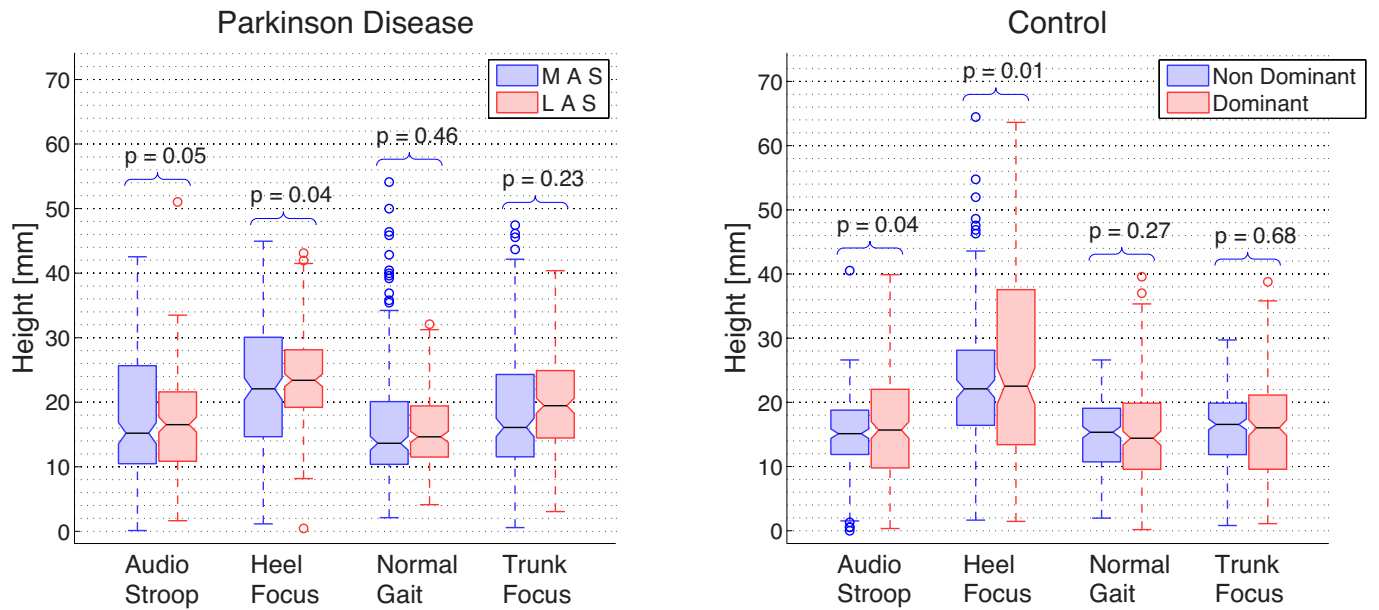


Figura 30: MinTC - confronto tra i due arti inferiori

In seguito, nella figura 31, si evidenziano le differenze tra i 4 diversi trial.

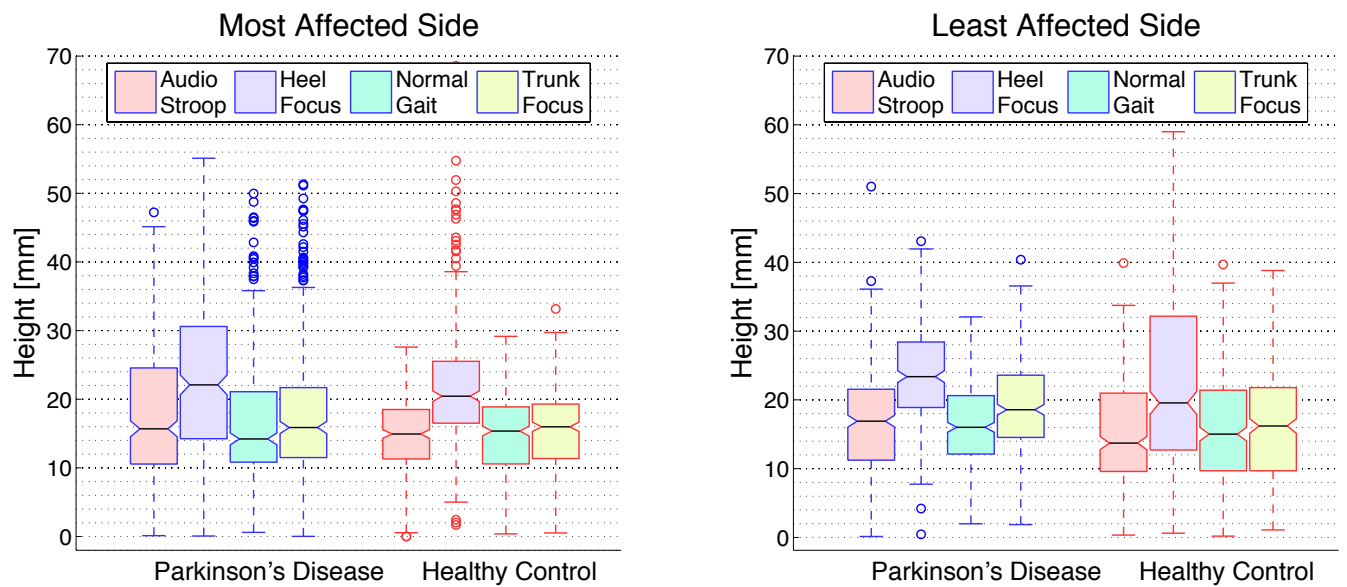


Figura 31: MinTC - confronto tra i 4 trial

Successivamente si è confrontato per ciascun trial il gruppo dei parkinsoniani con il gruppo di controllo attraverso il Wilcoxon Rank Sum Test (Figura 32).

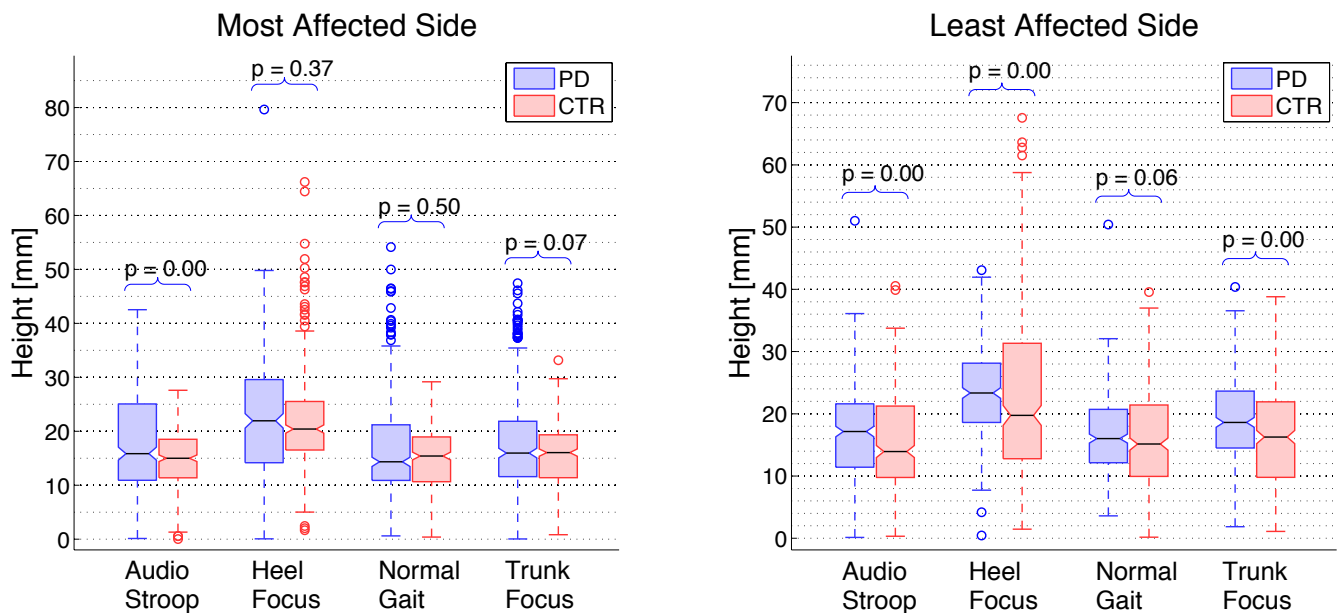


Figura 32: MinTC - confronto tra il gruppo dei soggetti malati di Parkinson e il gruppo dei soggetti sani

Come per il parametro precedente anche in questo caso si è proceduto con la normalizzazione dei dati, dividendo il trial 'Audio Stroop' rispetto al trial di riferimento 'Focus sui piedi' (Figura 33).

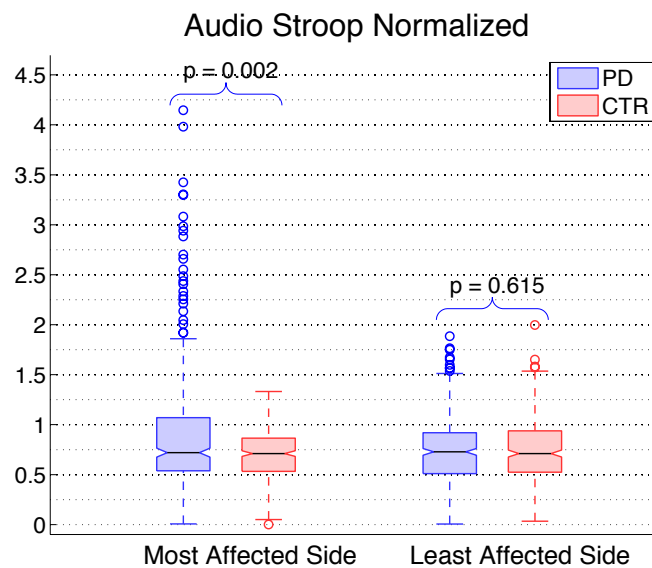


Figura 33: MinTC - confronto dei valori di 'Audio stroop' normalizzati sui valori di 'Focus sui piedi' tra parkinsoniani e soggetti sani

Infine è stato confrontato il trial 'Focus sui piedi' dei parkinsoniani con il trial 'Camminata normale' dei soggetti sani, al fine di valutare se le persone affette da malattia di Parkinson stando concentrate a camminare correttamente riescono a raggiungere valori di normalità (Figura 34).

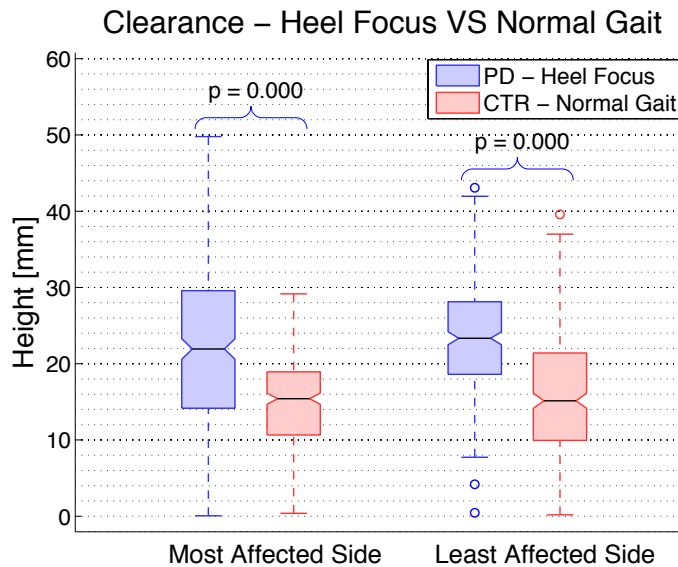


Figura 34: MinTC - confronto fra il trial 'Focus sui piedi' dei parkinsoniani con il trial 'Camminata normale' dei soggetti sani'

4.4 Inclinazione del tronco

Un parametro di alto interesse clinico è l'orientamento del tronco al fine di capire se il soggetto malato di Parkinson assume la 'Stooped Posture'.

Risultati tecnici:

Al fine di valutare l'inclinazione del tronco attraverso la stereofotogrammetria sono stati posti 2 marker retroriflettenti su una barra rigida in cui giaceva, in mezzo ad essi, il sensore inerziale. La barra rigida è stata poi appoggiata sulla colonna vertebrale del soggetto, tramite una fascia elastica.

Utilizzando solo 2 marker nasce il problema per il quale non è possibile ricostruire un sistema di riferimento cartesiano ortogonale, e quindi distinguere l'inclinazione sul piano antero-posteriore, dall'inclinazione sul piano medio-laterale; pertanto l'angolo rilevato dalla stereofotogrammetria risulta la combinazione di questi 2 angoli rispetto ai loro relativi piani. Il problema è limitato dal fatto che il piano in cui avvengono le principali inclinazioni della schiena è quello antero-posteriore, quindi l'entità dell'errore commesso risulta spesso minima, anche se presente.

Purtroppo a causa della mancanza di un supporto adeguato per il fissaggio dell'IMU insieme a 3 marker, non è stato possibile sopperire a questa problematica.

Durante la fase di elaborazione dei dati si è scelto di omettere le prove in cui il coefficiente di correlazione tra il segnale del giroscopio e il segnale di velocità angolare ricavato dalla stereofotogrammetria, risultava inferiore al 40%. Questa scelta è stata fatta poiché un'incongruenza dei dati iniziali porterebbe ad elevati errori non dovuti all'algoritmo ma proprio da un'inesattezza nei dati da elaborare.

Il confronto frame per frame tra il sistema stereofotogrammetrico ed il sistema inerziale ha prodotto un RMSE pari a $1,35^\circ$ su un totale di 62 trial, nella parte bassa del tronco ed un RMSE pari a $1,53^\circ$ su un totale di 54 trial, nella parte alta del tronco.

La correlazione dei segnali tra i due sistemi risulta pari al 97% per il tronco inferiore e pari al 98% per il tronco superiore.

I due sistemi di acquisizione sono stati inoltre paragonati attraverso il grafico di Bland-Altman (Figura 35-36) in cui sono stati selezionati i casi migliori e peggiori. Nei grafici ogni punto corrisponde al valore medio delle inclinazioni del tronco assunte durante un passo; ogni grafico comprende i valori di inclinazione di tutti e 4 i trial, previa verifica che i dati iniziali stereofotogrammetrici e inerziali siano sufficientemente correlati.

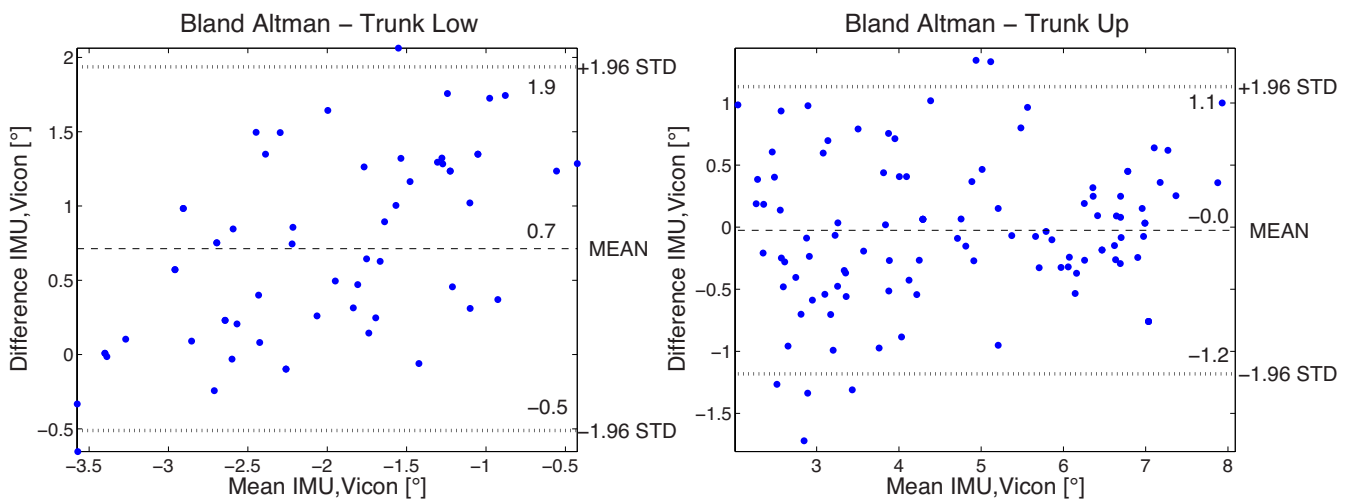


Figura 35: Bland Altman – caso migliore, in cui l'inclinazione del soggetto viene stimata con l'errore minimo

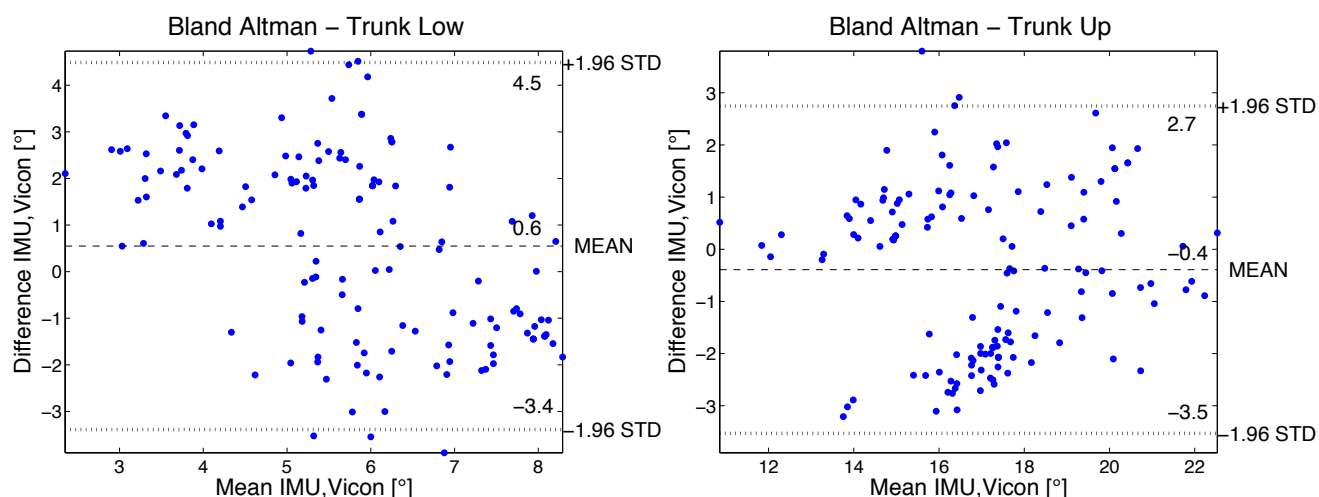


Figura 36: Bland Altman – caso peggiore, in cui l'inclinazione del soggetto viene stimata con l'errore massimo

Risultati clinici:

Per analizzare e mettere a confronto i valori di inclinazione del tronco nei diversi trial, si è proceduto con il normalizzare i dati rispetto al trial di riferimento 'Focus sul tronco'. Questa normalizzazione si è resa necessaria poiché il sensore inerziale non è stato posizionato sul soggetto all'altezza della stessa vertebra di riferimento, a causa della diversità anatomica delle persone coinvolte; ad esempio alcuni avevano la pancia particolarmente pronunciata e quindi il sensore veniva posto leggermente più in alto del solito, in alcuni casi la fascia del sensore superiore risultava scomoda sotto le ascelle portando quindi il sensore in una posizione più bassa degli altri casi.

Ogni vertebra presenta un'inclinazione di base diversa dalle altre, pertanto cambiando la posizione del sensore, cambiava anche l'angolo da cui si partiva a misurare l'inclinazione della schiena.

Al fine di raggruppare i valori di orientamento della schiena tra i diversi soggetti si è quindi proceduto con la valutazione della differenza di inclinazione di ogni trial rispetto al trial di riferimento 'Focus sul tronco'. Inoltre viene considerata solo la seconda metà del trial, poiché è più probabile che i parkinsoniani assumano la 'Stoop Posture' dopo un certo lasso temporale.

In primo luogo si evidenziano le differenze all'interno dei diversi trial (Figura 37).

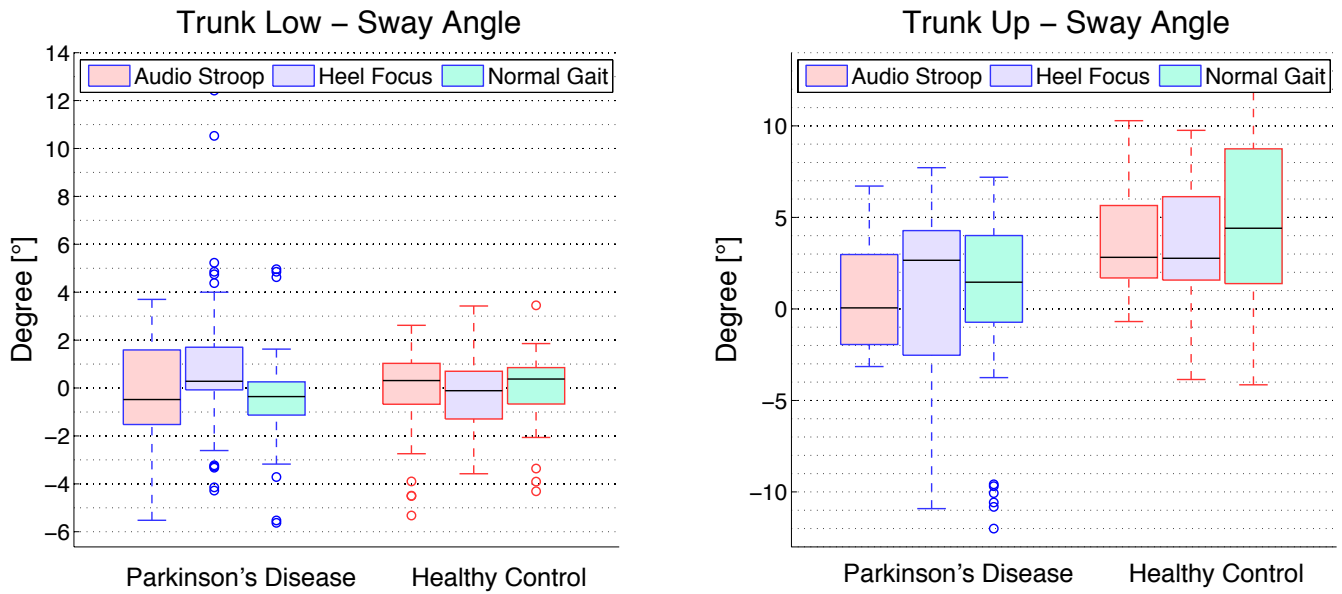


Figura 37: Inclinazione del tronco, zona L5 per la parte bassa, zona T10 per la parte alta- confronto fra trial

In seguito si paragonano i valori di inclinazione del tronco tra i soggetti malati di Parkinson ed il gruppo di controllo attraverso il Wilcoxon Rank Sum Test (Figura 38).

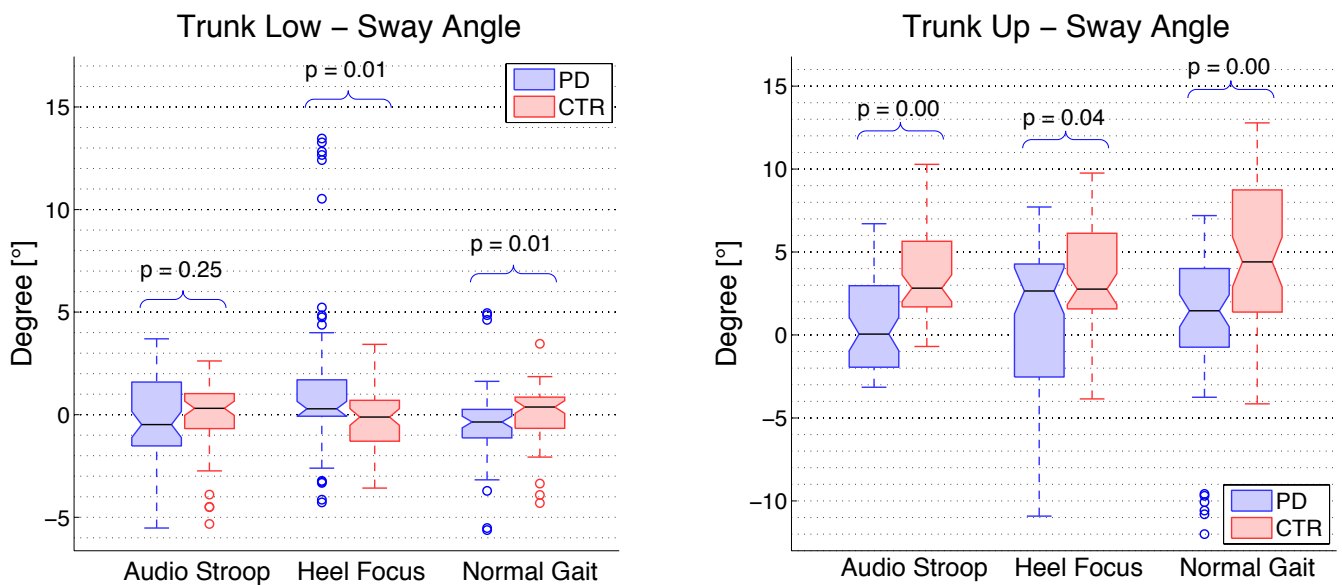


Figura 38: Inclinazione del tronco - confronto tra il gruppo dei soggetti malati di Parkinson ed il gruppo dei soggetti sani

Infine si analizza l'inclinazione tra i marker posti sulle vertebre T5 e C7 (Figura 39). Si precisa che in questo caso non si è utilizzata una barra rigida ma i due marker sono stati applicati direttamente sulla maglietta aderente elasticizzata, che il soggetto indossava durante i trial.

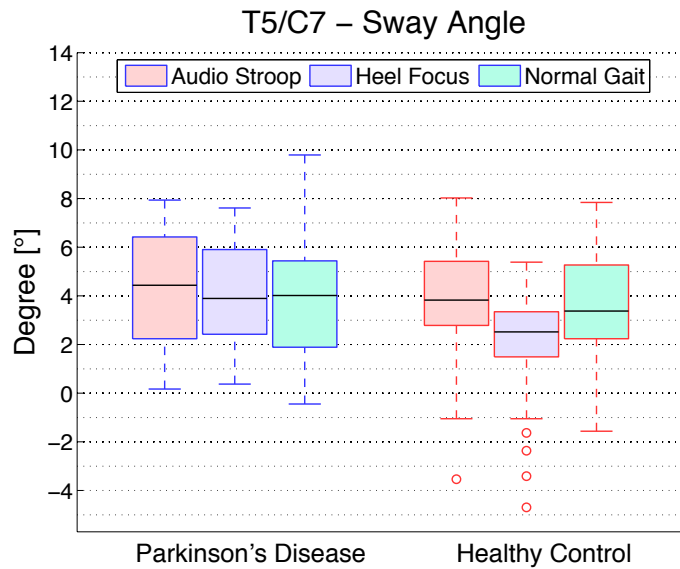


Figura 39: Inclinazione del tronco, zona T5/C7 - confronto fra trial

4.5 Analisi della variabilità

4.5.1 Deviazione Standard

Per realizzare l'analisi di variabilità sono state calcolate le deviazioni standard di ogni paziente per i 4 trial, ottenendo 10 valori per trial. Questi 10 valori rappresentano un box all'interno delle successive figure.

PitchIC:

In primo luogo viene confrontata la variabilità tra i diversi trial (Figura 40).

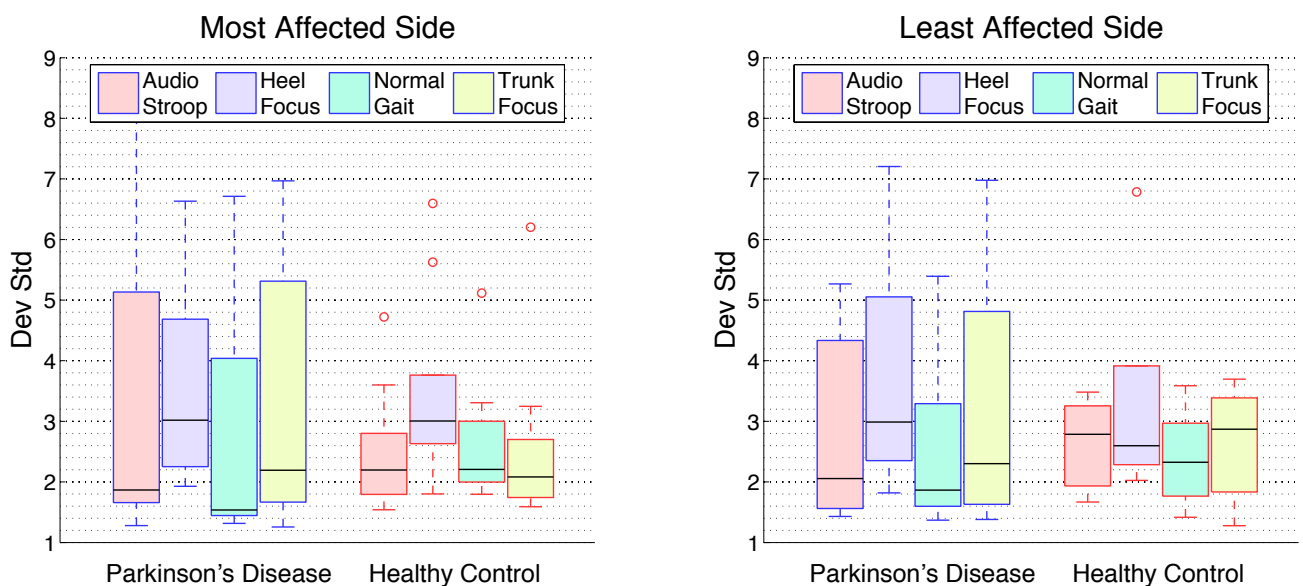


Figura 40: Variabilità PitchIC - confronto fra i 4 trial

In seguito si confronta il gruppo dei soggetti malati di Parkinson con il gruppo dei soggetti sani attraverso il Wilcoxon Rank Sum Test (Figura 41).

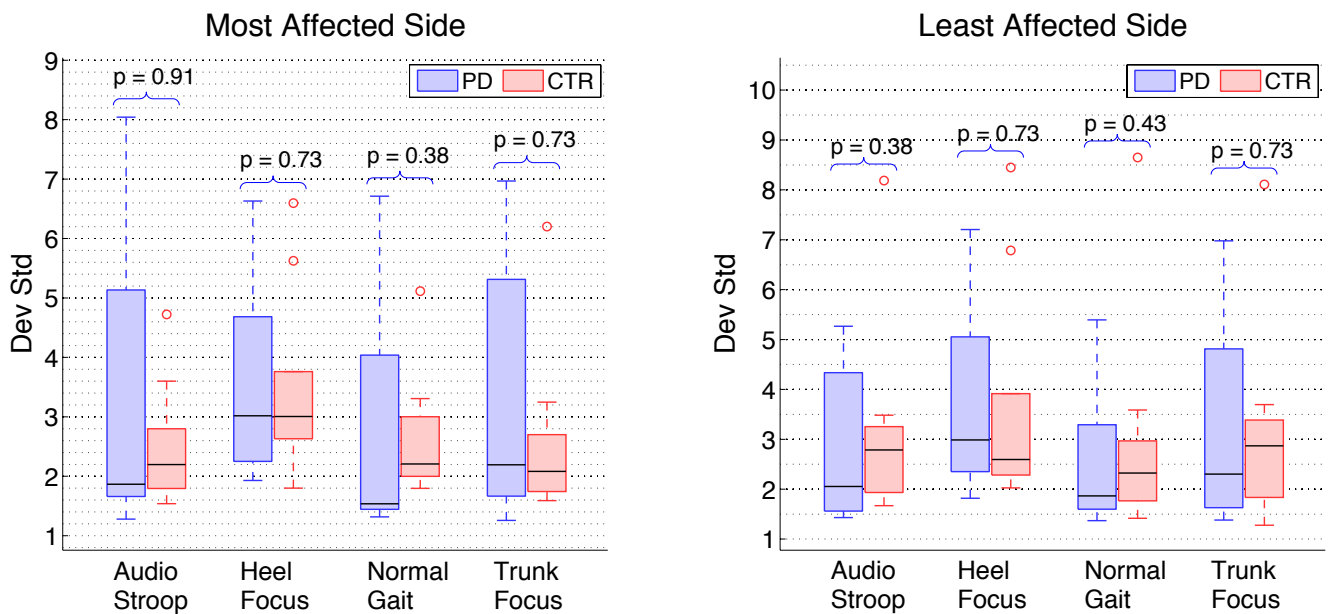


Figura 41: Variabilità PitchIC - confronto tra il gruppo dei parkinsoniani ed il gruppo dei controlli

MinTC:

Come per il parametro precedente si confrontano i diversi trial (Figura 42).

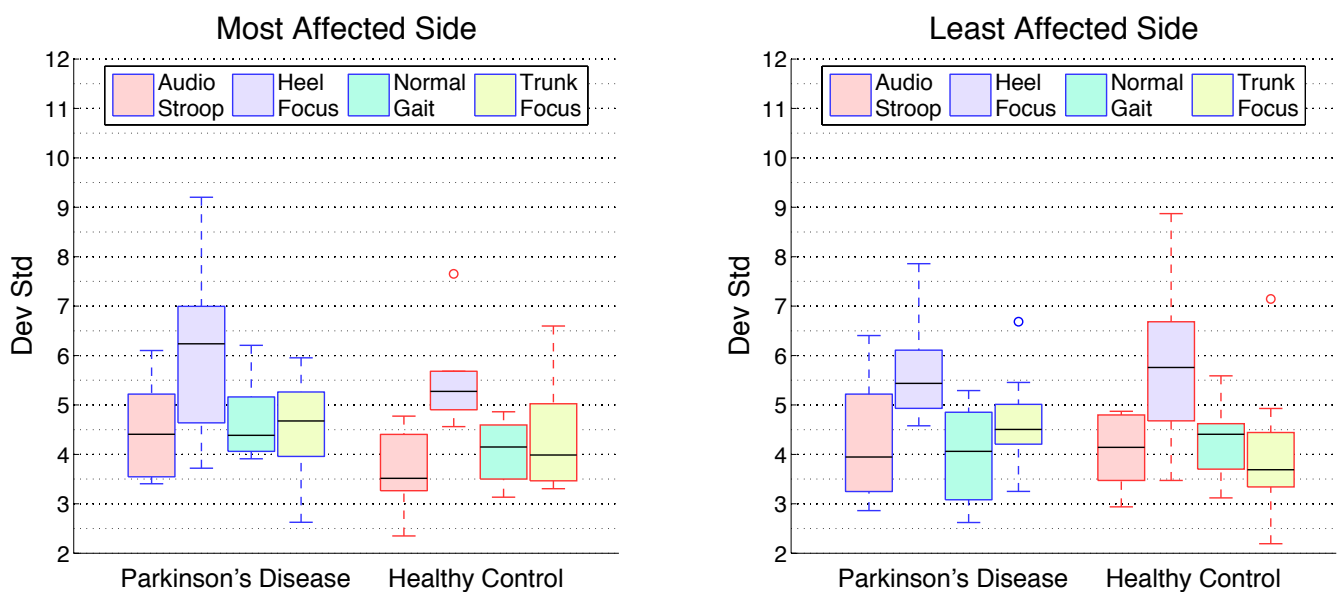


Figura 42: Variabilità MinTC - confronto fra i 4 trial

In seguito si confrontano i parkinsoniani con i soggetti sani (Figura 43).

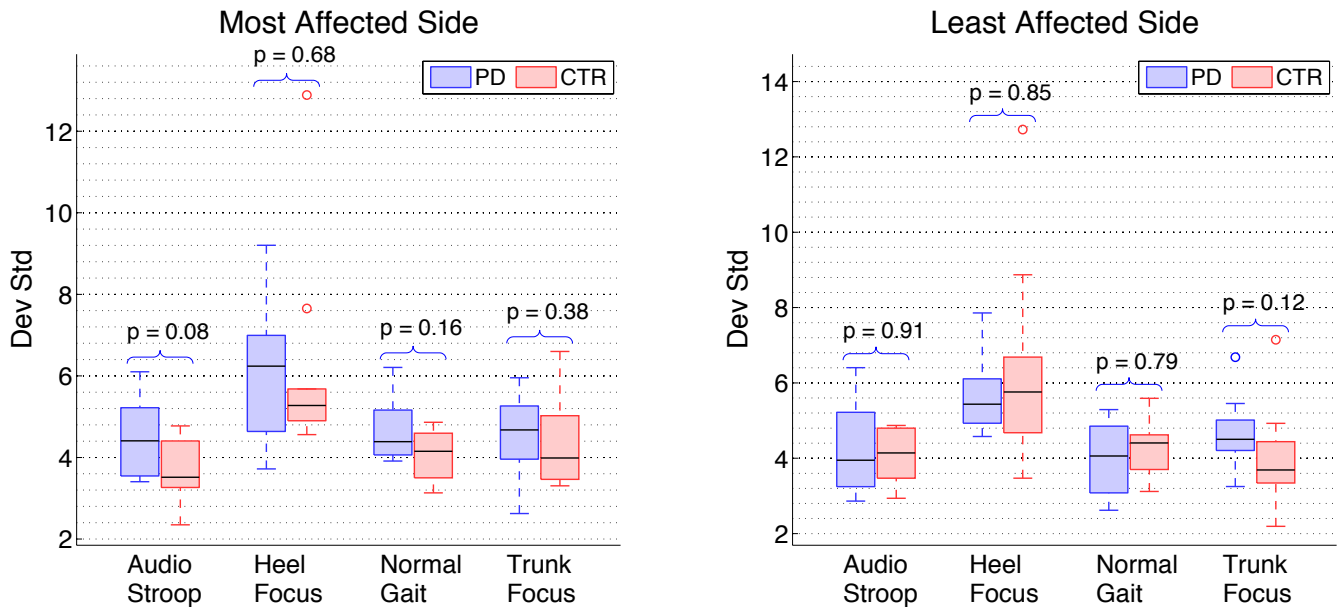


Figura 43: Variabilità MinTC - confronto tra il gruppo dei parkinsoniani ed il gruppo dei controlli

4.5.2 Jerk

Un altro parametro che comprende l'analisi della variabilità è il jerk. Viene calcolato come la derivata dell'accelerazione ed è inversamente legato alla fluidità del segnale; più il segnale considerato presenta variazioni veloci, minore è la sua fluidità e maggiore il suo jerk.

Il jerk subisce un processo di normalizzazione spaziale e temporale.

In questa sezione si analizza il jerk del segnale di inclinazione del piede rispetto all'asse medio-laterale, durante la fase di swing. Pertanto si calcola un valore di jerk ad ogni passo e lo si normalizza rispetto alla lunghezza della falcata compiuta ed al tempo impiegato.

L'analisi fatta sull'intero ciclo di swing non ha portato a risultati significativi, pertanto è stata divisa in due parti:

1. Si considera la parte iniziale dello swing, in cui il segnale è compreso tra l'evento Foot Off e l'evento Mid Swing. In questa parte si analizza il movimento altamente stereotipato di staccata dal piede da terra.
2. Si considera la parte finale dello swing, in cui il segnale è compreso tra l'evento Mid Swing e l'evento Heel Strike. In questa parte si analizza il movimento di appoggio del piede al suolo; questo movimento al contrario del precedente richiede una maggiore attenzione del controllo motorio.

I dati non seguono una distribuzione normale, pertanto il test statistico eseguito è il Wilcoxon Rank Sum.

La figura 44 mostra i valori di jerk relativi alla prima parte dello swing, confrontati tra il gruppo dei parkinsoniani ed il gruppo dei soggetti sani.

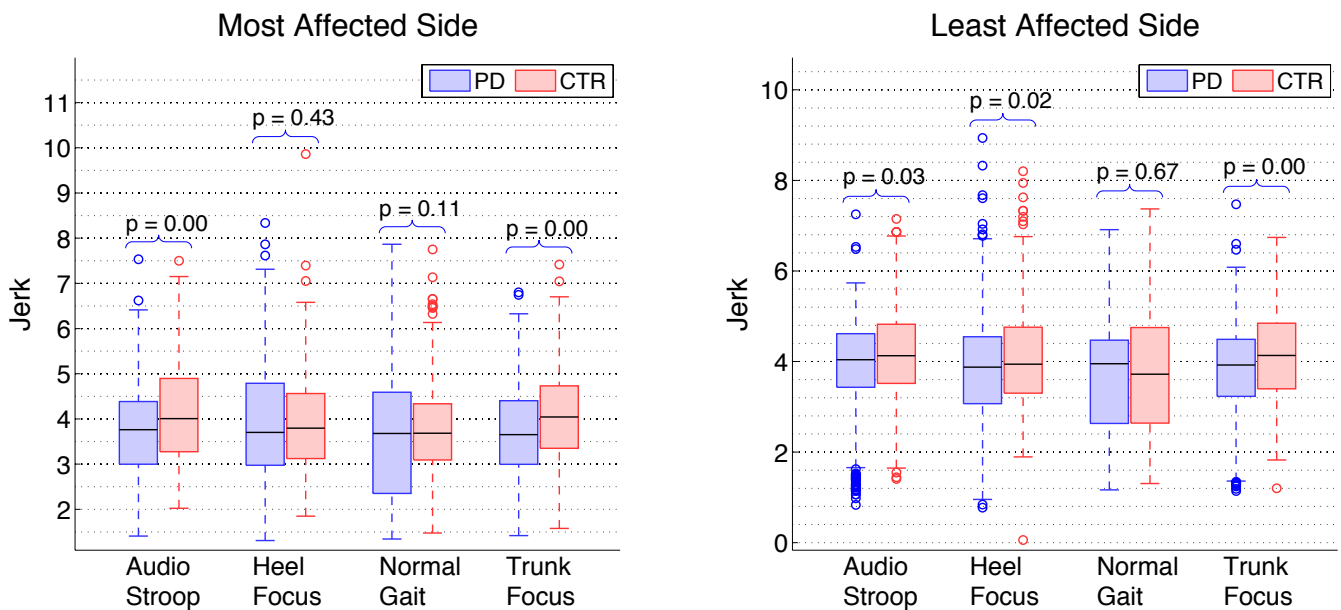


Figura 44: Jerk nella prima parte di swing. Confronto tra soggetti malati di Parkinson e soggetti sani

La figura 45 mostra i valori di jerk relativi alla seconda parte dello swing, confrontati tra il gruppo di soggetti malati di Parkinson ed il gruppo dei soggetti sani.

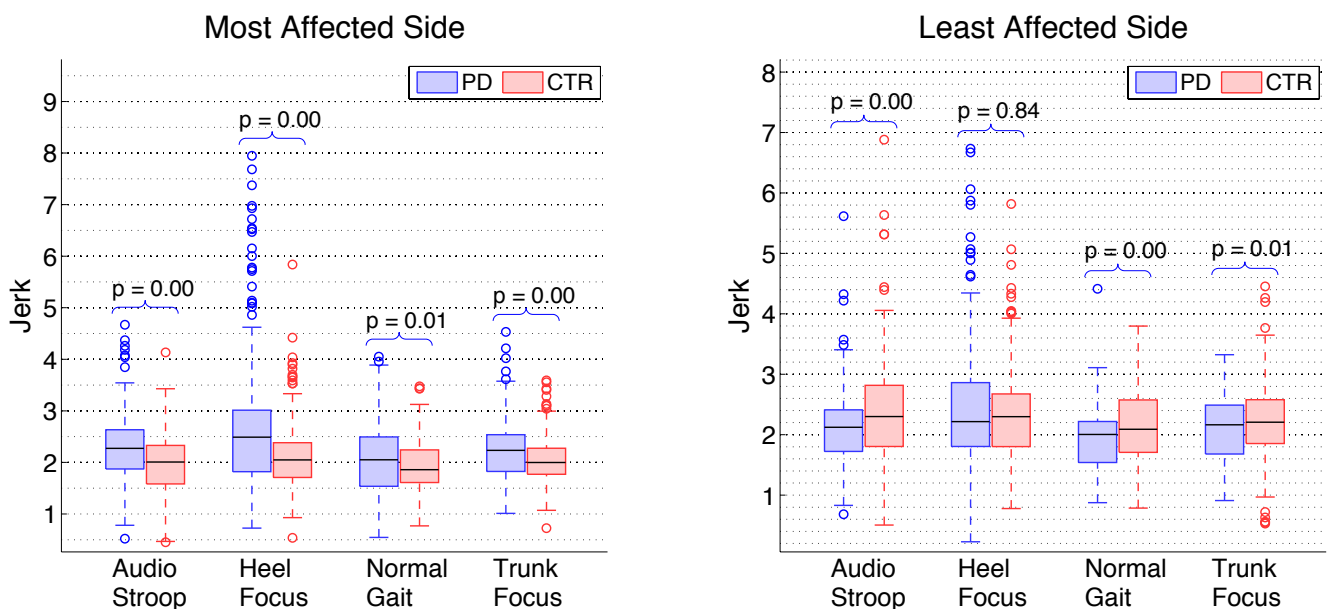


Figura 45: Jerk nella seconda parte di swing. Confronto tra soggetti malati di Parkinson e soggetti sani

4.6 Correlazione tra parametri

L'analisi della correlazione è stata eseguita tra 7 parametri: lunghezza del passo (stride length), velocità (gait speed), pitchIC, maxTC1, minTC, maxTC2 e maxHC.

Per maggiori dettagli si rimanda ai seguenti paragrafi:

- Capitolo 1, paragrafo 3, figura 3: maxTC1, maxTC2, maxHC;
- Capitolo 3, paragrafo 3: stride length, gait speed, pitchIC;
- Capitolo 3, paragrafo 4: minTC.

Per valutare tutte le combinazioni di correlazione tra i diversi parametri è stata implementata una matrice di correlazione.

I 4 trial sono stati raggruppati secondo la legenda di figura 46a.

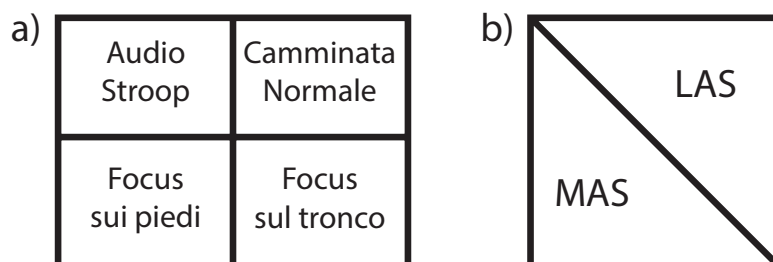


Figura 46: Matrice di correlazione - legenda

La matrice è simmetrica pertanto per evitare informazioni ridondanti sono state unite le due matrici relative al lato più colpito (MAS) e al lato meno colpito (LAS), in un'unica matrice.

La matrice tridiagonale inferiore contiene le informazioni del lato più colpito, mentre la matrice tridiagonale superiore contiene le informazioni del lato meno colpito, come è possibile vedere nella legenda di figura 46b.

Ogni box contiene un indice di correlazione valutato su circa 350 passi.

I dati non seguono una distribuzione normale, pertanto si è valutato l'indice di correlazione di Spearman (ρ *Rho*).

La figura 47 mostra la matrice di correlazione dei soggetti malati di Parkinson.

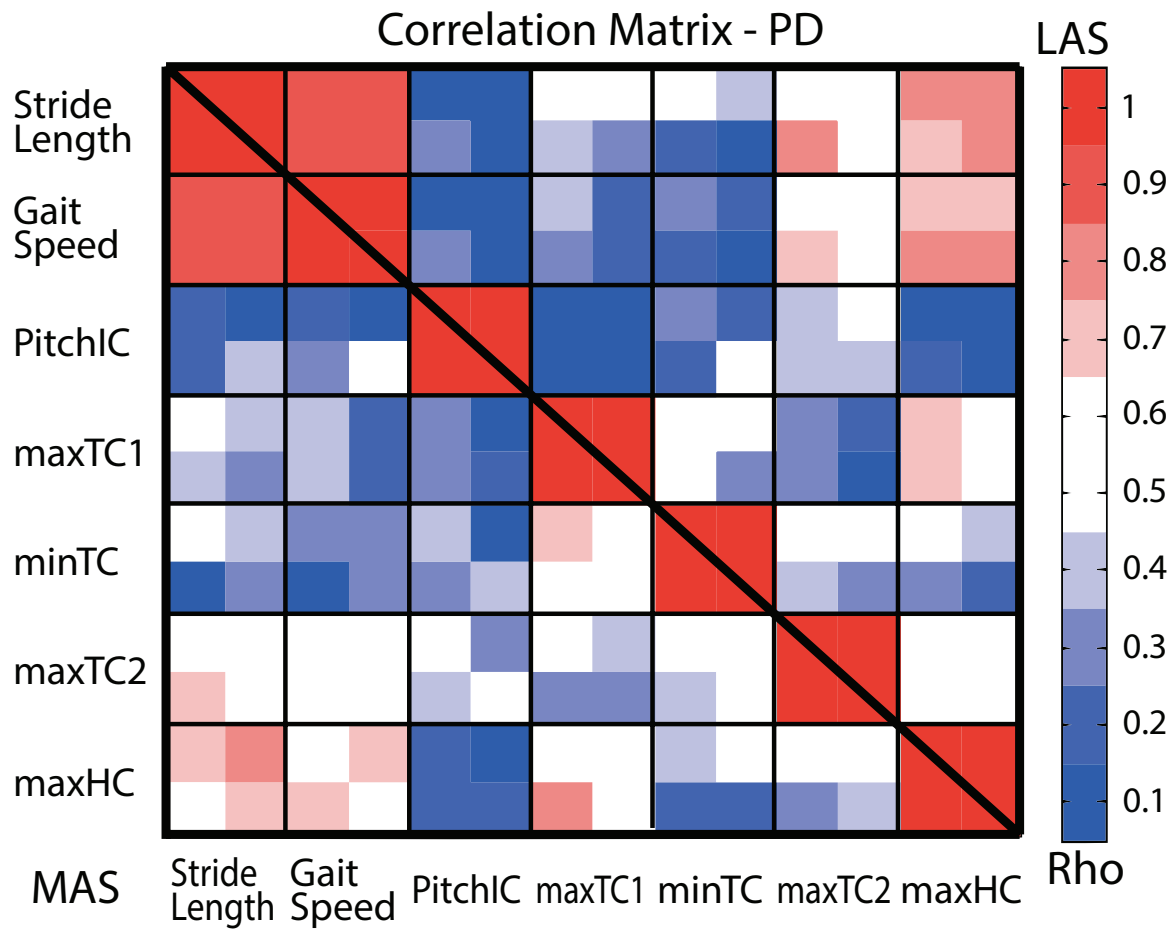


Figura 47: Matrice di correlazione - gruppo dei soggetti malati di Parkinson

Il range della mappa dei colori è compreso tra 0 e 1 poiché non sono presenti valori negativi di Rho ; in questo modo si migliora la risoluzione e la lettura dell'immagine.

La figura 48 mostra la matrice di correlazione dei soggetti sani.

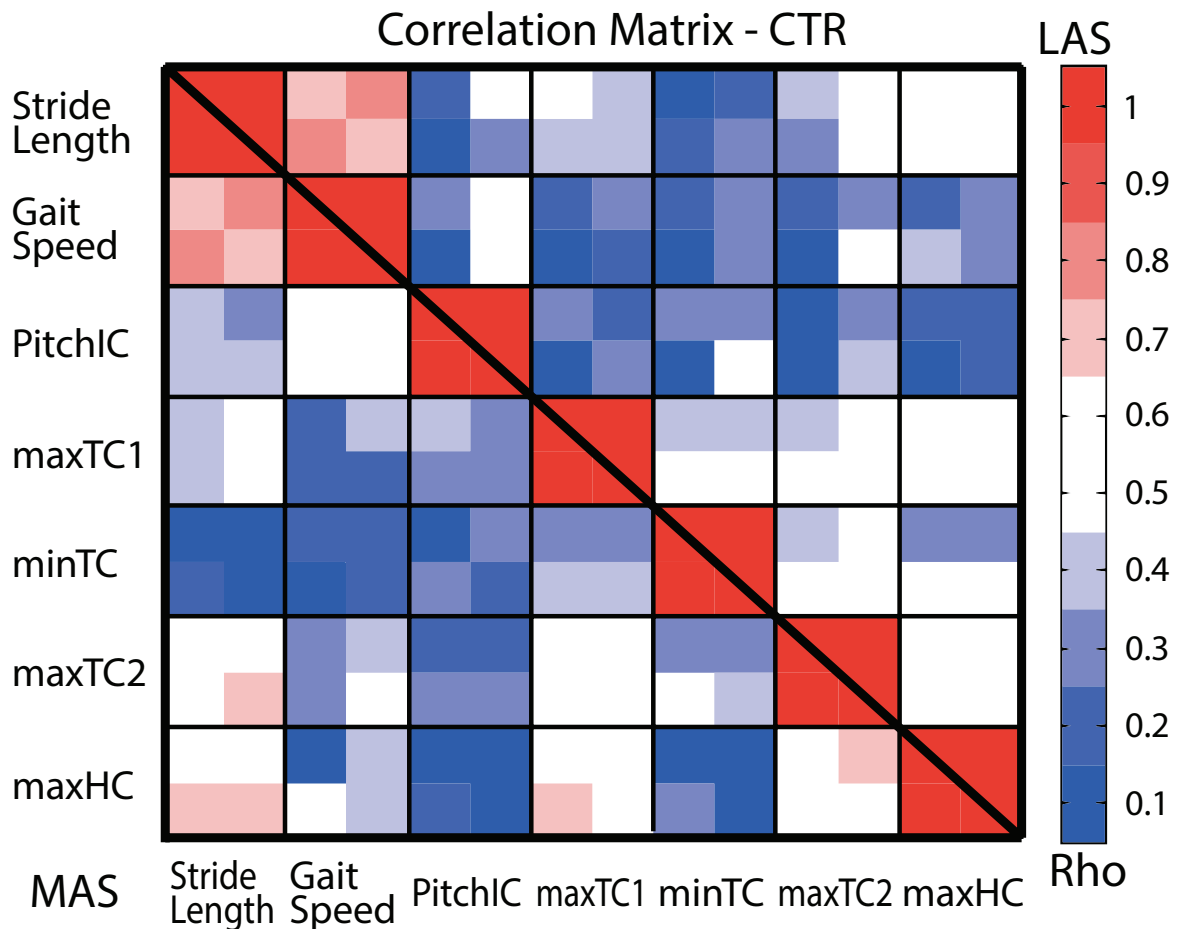


Figura 48: Matrice di correlazione - gruppo dei soggetti sani

Analisi della correlazione rispetto al tempo

Questa analisi è stata eseguita considerando il tempo in cui si verificano gli eventi dei 7 parametri precedentemente presi in considerazione.

Ogni parametro non viene valutato rispetto al valore che assume nell'asse delle ordinate, bensì su quello delle ascisse che corrisponde all'asse temporale. Pertanto non si correlano i valori che ogni parametro esprime, piuttosto si correlano le durate temporali di ognuno.

La durata temporale viene intesa a partire dall'evento di *Foot Off*, fino all'evento del parametro preso in considerazione; se venisse presa la durata come il tempo trascorso tra un evento e lo stesso evento al passo successivo non sarebbe altro che la durata di un passo.

Ad esempio per il *PitchIC* non si tiene conto dell'inclinazione che assume il piede nella fase di *Initial Contact*, ma si considera il tempo che trascorre tra un evento di *Foot Off* ed un evento di *PitchIC* (che corrisponde all'evento *Heel Strike*); pertanto in questo caso il parametro *PitchIC* corrisponde alla durata dello swing.

Non subiscono modifiche invece i parametri *Stride length* e *Gait speed*.

In questa analisi sono presenti anche indici di correlazione negativi, pertanto il range della mappa dei colori è compreso tra -1 e 1.

La figura 49 mostra la matrice di correlazione relativa all'analisi temporale del gruppo dei soggetti malati di Parkinson.

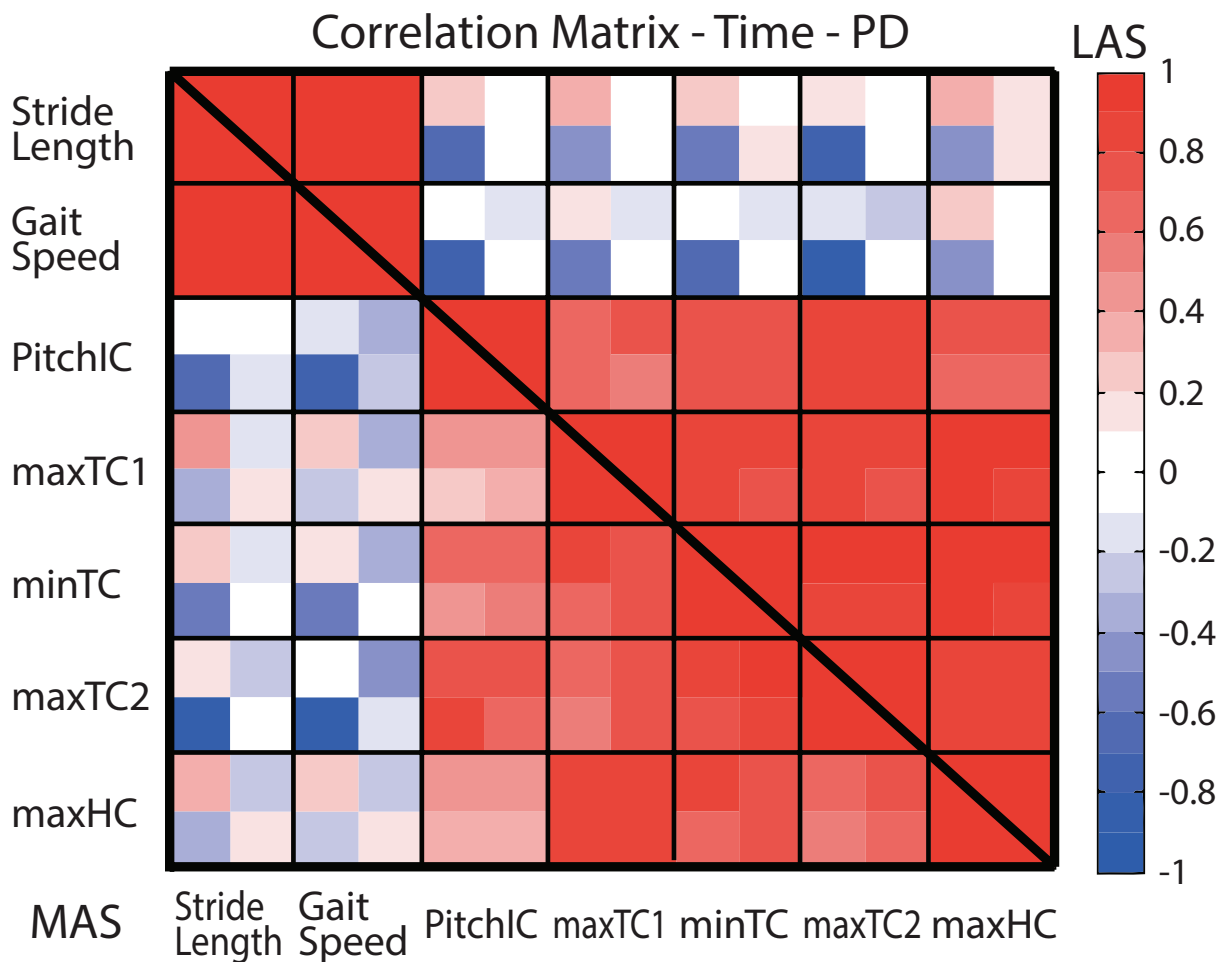


Figura 49: Matrice di correlazione dei tempi – gruppo dei soggetti malati di Parkinson

La figura 50 mostra la matrice di correlazione relativa all'analisi temporale del gruppo dei soggetti sani.

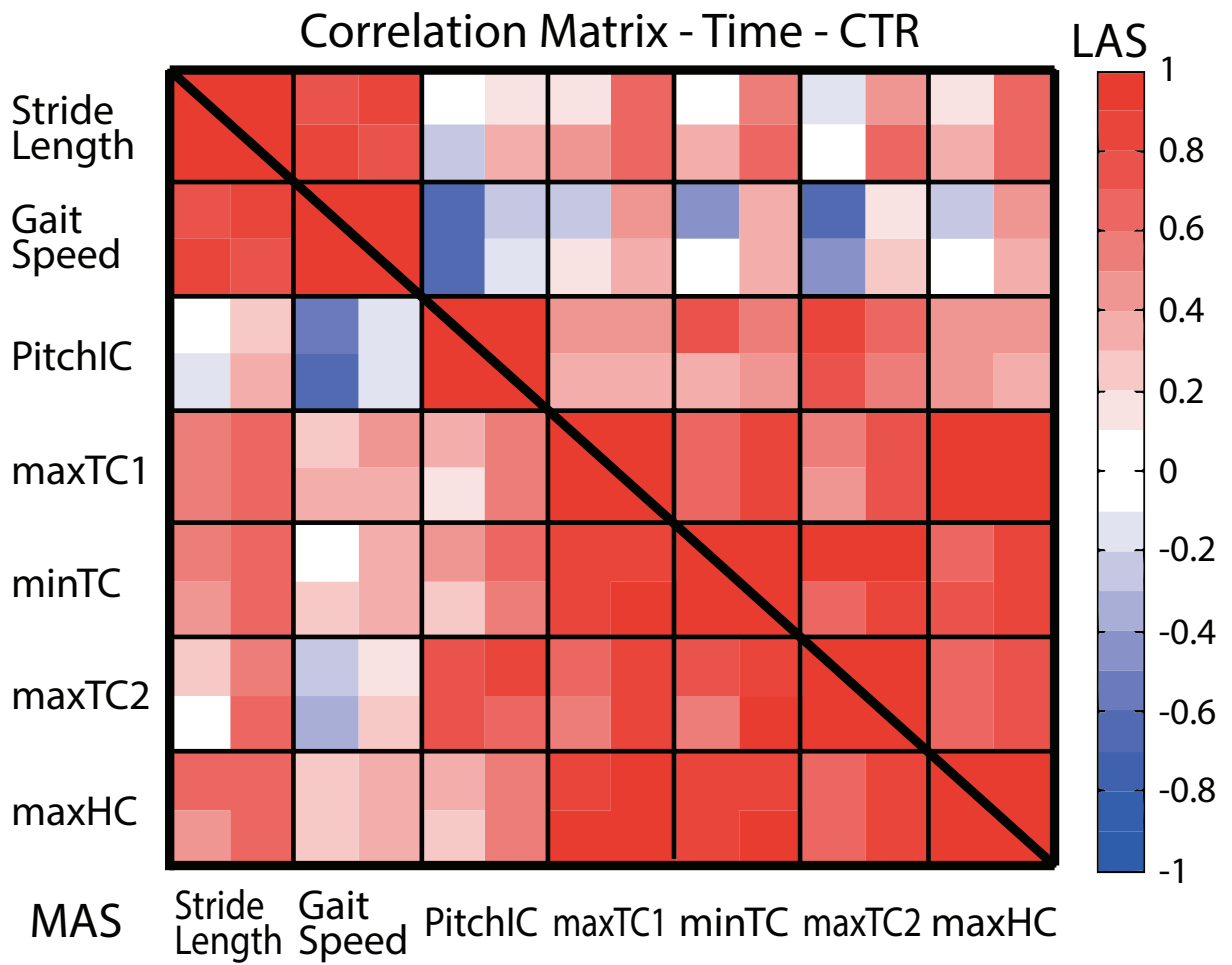


Figura 50: Matrice di correlazione dei tempi - gruppo dei soggetti sani

Capitolo 5

Discussioni

5.1 Inclinazione del piede nella fase di Initial Contact

Analisi tecnica:

L'algoritmo che rileva l'inclinazione del piede presenta un RMSE di 3,7°. Guardando la figura 25 si nota che il trial 'Focus sui piedi' presenta un valore mediano di circa 3° superiore rispetto alle altre condizioni. Pertanto l'algoritmo potrebbe non avere un'accuratezza e precisione adeguata al fine di rilevare le differenze di inclinazione, per ogni passo compiuto, tra una condizione di normalità ed una condizione in cui viene suggerito al paziente di concentrarsi nel modificare tale parametro. Da un'analisi del grafico di Bland-Altman (figura 23) si nota come le soglie si discostino di oltre 6° dalla media, indicando una differenza troppo ampia tra il sistema inerziale ed il sistema di riferimento stereofotogrammetrico.

Una possibile causa d'errore è la frequenza di campionamento del giroscopio troppo bassa. Infatti il segnale integrato della velocità angolare presenta una correlazione del 98% con il sistema stereofotogrammetrico, discostandosi per 2 punti percentuali proprio in prossimità dei picchi a più alta frequenza.

Analisi clinica:

È interessante confrontare i 4 trial poiché si nota come l'unica differenza significativa risulta nella prova '*Focus sui piedi*' rispetto agli altri 3 trial. Dalla figura 25 è evidente come tutti i soggetti siano in grado di modificare l'inclinazione del piede nella fase di appoggio, dopo che gli viene espressamente richiesto.

Confrontando invece il gruppo dei parkinsoniani con il gruppo di controllo, come ci si aspettava i soggetti sani mostrano un'inclinazione del piede significativamente maggiore rispetto ai soggetti malati di Parkinson, qualsiasi sia l'attività richiesta e per entrambi i lati most e least affected (figura 26). Questo risultato è in linea con quanto già noto sugli effetti del Parkinson nel provocare una riduzione nella dorsiflessione del piede.

Spostando l'attenzione sulle due prove più interessanti (figura 27), si è proceduto con una normalizzazione dei dati, dividendo i valori di *'Audio Stroop'* rispetto ai valori di *'Focus sui piedi'*. Valori prossimi a 1 indicano l'assenza di differenze fra i trial *'Audio Stroop'* e *'Focus sui piedi'*; ne consegue che più i valori si discostano da 1, più la differenza fra i due trial è marcata. Nel caso del lato più colpito (vs lato non dominante) si nota come i parkinsoniani siano comparabili ai soggetti sani, ovvero è presente la stessa variazione di inclinazione del piede, quando si chiede loro di rimanere concentrati ad appoggiare il tallone e poi la punta, rispetto ad una condizione di *dual task* decisamente più complicata.

Mentre nel lato meno colpito (vs lato non dominante) i soggetti sani riescono a incrementare significativamente l'inclinazione del loro piede rispetto al gruppo dei parkinsoniani.

Principalmente si nota che nel gruppo dei malati di Parkinson non ci sono differenze tra un piede e l'altro, mentre sono presenti nel gruppo dei soggetti sani e questo fatto inatteso può spiegarsi con la tecnica di sovra-compensazione che le persone malate attuano sulla gamba più colpita. Infatti, i parkinsoniani conoscono il proprio lato maggiormente debilitato e quindi attuano degli esercizi di riabilitazione proprio per colmare questa lacuna, compensando così i problemi generati dalla malattia.

I soggetti sani invece non sono abituati ad attuare strategie particolari nel caso in cui si trovino in condizioni di forte deconcentrazione come la prova di *'Audio Stroop'*, pertanto il loro rendimento degrada, come si può notare in figura 25.

Infine si vuole analizzare la capacità dei parkinsoniani nell'ottenere valori di normalità quando sono concentrati. Effettuando il Wilcoxon Rank Sum Test si può vedere, nella figura 28, che è possibile affermare l'esistenza di una differenza significativa tra il gruppo di parkinsoniani quando sono concentrati sui piedi ed il gruppo di controllo, nel caso del lato più colpito; in particolare benché ai parkinsoniani venga chiesto di porre attenzione nell'appoggiare prima il tallone e poi la punta, è presente un incremento nel parametro di *PitchIC*, ma non sufficiente a raggiungere valori di normalità. Nel caso del lato meno colpito esiste una differenza significativa, ma sono i parkinsoniani ad avere un'inclinazione del piede maggiore rispetto ai soggetti sani, e questo è un risultato inatteso.

5.2 Clearance

Analisi tecnica:

L'algoritmo che rileva l'altezza minima della punta del piede nella fase di swing, presenta un RMSE pari a 17,3 mm ed è in linea con le evidenze da letteratura che utilizzano lo stesso algoritmo ^[22]. Guardando i valori generalmente assunti, ad esempio in figura 31, è chiaro che la maggior parte dei valori rimane al di sotto dei 20 mm. Pertanto l'errore misurato risulta troppo ampio rispetto all'intervallo di altezze che solitamente i soggetti raggiungono. Anche il grafico di Bland-Altman in figura 29 mostra delle soglie alte, oltre i 30 mm rispetto al valore medio.

Un ruolo fondamentale per l'accuratezza dell'algoritmo, lo gioca la ricostruzione dell'accelerazione lineare lungo l'asse Z (come descritto nel paragrafo 3.4); questa accelerazione presenta delle differenze proprio nei picchi ad alta frequenza, senza i quali, durante l'integrazione dei segnali, non è possibile ricostruire il corretto andamento delle traiettorie. Questo limite è imposto dall'attuale tecnologia che sfrutta un sensore inerziale con frequenza di campionamento a 100 Hz. Si presuppone che con sensori capaci di campionare a frequenze superiori si riuscirà a sopperire alle attuali limitazioni.

Analisi clinica:

Nell'analisi clinica del parametro *minTC* è interessante notare come nel trial '*Focus sui piedi*' la clearance sia significativamente più alta rispetto agli altri trial (figura 31), pur non avendo detto al soggetto di alzare i piedi ma solo di porre attenzione nell'appoggiare prima il tacco poi la punta; si nota quindi un effetto positivo indiretto.

Eseguendo l'analisi statistica Wilcoxon Rank Sum Test tra parkinsoniani e gruppo di controllo (figura 32), si vede che dove è presente una differenza significativa, sono i soggetti malati ad avere una clearance maggiore rispetto a quella dei soggetti sani. Tale comportamento, per quanto inaspettato, può essere interpretato considerando la strategia di scalciare il piede in avanti che i malati di Parkinson adottano per evitare di strisciare i piedi sul terreno. Questa modalità di cammino è utile per evitare inciampi, ma meno efficiente dal punto di vista energetico. I soggetti sani hanno un maggiore controllo e percezione del piede nello spazio, riuscendo quindi a portare la suola vicino al terreno senza però

inciampare. A supporto di questa tesi si noti che il lato più colpito dei parkinsoniani, in cui la malattia si manifesta in modo preponderante, presenta una variabilità molto più ampia rispetto ai casi in cui la malattia è meno presente, ad indicare proprio una ridotta capacità nel controllo motorio fine.

In figura 33 sono riportati i valori normalizzati di clearance nel trial *'Audio Stroop'*, rispetto al trial di riferimento *'Focus sui piedi'*. In questo caso il Wilcoxon Rank Sum Test mostra nel lato più colpito una tendenza più significativa a 1 nei parkinsoniani rispetto al gruppo di controllo. Questo comportamento indica che i soggetti malati, avendo già una clearance più alta dei soggetti sani nel trial *'Audio Stroop'*, hanno più difficoltà ad incrementare ulteriormente la loro clearance quando gli viene chiesto di concentrarsi sui piedi. Per quanto riguarda il lato meno colpito invece non sono presenti differenze significative, pertanto la variazione di clearance dei parkinsoniani, quando concentrati rispetto al *dual task*, è paragonabile alla variazione di clearance dei soggetti sani.

Infine dalla figura 35 si nota molto bene come la clearance dei soggetti malati di Parkinson nel trial *'Focus sui piedi'*, sia nettamente più alta della clearance dei soggetti sani nel trial *'Camminata normale'*. Questo risultato come accennato in precedenza porta ad avere una camminata dei parkinsoniani meno efficiente dal punto di vista energetico poiché per alzare maggiormente la gamba è necessario un maggior consumo calorico, anche se potrebbe essere giustificato dal minor rischio di strisciare i piedi e quindi inciampare. In realtà si nota che la variabilità della clearance nei soggetti malati e soprattutto nel lato più colpito è nettamente più alta rispetto a quella dei soggetti sani. Questa maggiore fluttuazione della clearance è dovuta ad un controllo meno fine della posizione del piede nello spazio che sfocia in un'elevata probabilità di inciampo e caduta ^[8].

5.3 Inclinazione del tronco

Analisi tecnica:

Il sistema per la rilevazione dell'inclinazione del tronco propone un nuovo algoritmo, non presente in letteratura, che sfrutta le informazioni dei sensori sui piedi, per sopperire al problema del drift durante l'integrazione della velocità angolare.

Si prenda in considerazione la parte inferiore del tronco in cui è presente un RMSE pari a $1,35^\circ$. La differenza tra una camminata normale ed una camminata in cui la concentrazione è posta nel mantenere il tronco eretto, è minima, appena 1° (figura 37). Da questo tipo di informazione si intuisce che non è possibile discriminare un trial rispetto ad un altro, ponendo il sensore inerziale vicino alla zona sacrale, in cui le variazioni di inclinazione del tronco sono molto ridotte.

Spostando l'attenzione sulla parte alta del tronco, in cui il sensore è posto circa all'altezza della vertebra T10, si notano delle differenze maggiori tra camminata normale e la camminata di riferimento '*Focus sul tronco*'; la mediana è circa $1,5^\circ$ nei parkinsoniani ovvero simile al valore di RMSE pari a $1,53^\circ$. I soggetti sani invece hanno una differenza di inclinazione di circa $4,5^\circ$.

Dall'analisi fatta risulta quindi possibile discriminare tra il trial '*Camminata normale*' ed il trial '*Focus sul tronco*', solo nel caso in cui il soggetto è sano ed il sensore viene posto all'altezza circa della vertebra T10. È noto che i soggetti malati di Parkinson, a causa dell'elevata rigidità muscolare, hanno una ridotta mobilità del dorso e questo giustifica i dati visti finora; per questo motivo si è valutata anche l'inclinazione di un punto ancora più in alto della schiena, tra i marker posti all'altezza delle vertebre T5 e C7 (figura 39). In questo caso è possibile notare come la differenza tra la camminata normale la camminata di riferimento '*Focus sul tronco*' sia paragonabile tra soggetti malati e soggetti sani rendendo possibile dunque una discriminazione dei due trial. Sebbene questo sia possibile in via teorica, in pratica non è stato possibile collocare un terzo sensore in tale posizione, a causa della mancanza di un adeguato supporto. Il fissaggio dell'IMU non è di banale soluzione, poiché la presenza delle scapole e delle spalle ostacolerebbe un'eventuale fascia elastica. Si è pensato quindi di utilizzare un sistema di fasce elastiche che crei la forma di uno zainetto, oppure una t-shirt elastica con una tasca appositamente creata per il posizionamento sicuro e stabile del sensore inerziale.

Si fa notare inoltre che dai grafici di Bland-Altman (figure 35, 36) risulta un'ottima accuratezza, con un bias inferiore ad 1° . Nella condizione migliore (figura 35), le soglie distano di $\sim 1,5^\circ$ dal valore medio, permettendo quindi una buona discriminazione tra i vari trial. Mentre nel caso peggiore (figura 36) la dispersione

aumenta arrivando a $\sim 4^\circ$ per il tronco inferiore e $\sim 3^\circ$ per il tronco superiore. Questa condizione non è voluta poiché compromette la precisione dell'algoritmo, perdendo la capacità di discriminare un trial di camminata normale da un trial in cui ci si concentra nel mantenere la postura eretta, per ogni passo compiuto dal soggetto. Questa discriminazione è possibile solo dopo aver acquisito un discreto numero di passi, poiché come si è visto, l'errore sistematico è inferiore a 1° .

Nella maggior parte dei soggetti la soglia del grafico di Bland Altman dista al massimo 2° rispetto alla sua media, tuttavia risulta necessaria un'analisi più approfondita che comprenda un maggior numero di persone, al fine di verificare se il caso peggiore rimane una circostanza isolata oppure no.

Analisi clinica:

Come già esposto nel paragrafo precedente, analizzando le differenze di inclinazione del tronco tra i diversi trial rispetto al trial di riferimento '*Focus sul tronco*' (figura 37), nella parte inferiore della schiena le variazioni sono piccole e si attestano tutte nell'intorno dello zero, ad indicare che non esiste una differenza di postura quando viene richiesto al soggetto di concentrarsi nel mantenere la schiena eretta.

L'unica differenza è presente nei soggetti sani, per quanto riguarda la zona toracica, all'altezza circa della vertebra T10.

Confrontando le differenze tra soggetti malati di Parkinson e soggetti sani (figura 38) attraverso il Wilcoxon Rank Sum Test, nella parte inferiore del tronco è presente una differenza significativa nel trial '*Focus sui piedi*', in cui i parkinsoniani hanno la schiena più flessa in avanti rispetto al gruppo di controllo, probabilmente il fatto è dovuto al bisogno dei soggetti malati di tenere la testa china a guardare i piedi, dovendo in quel trial rimanere concentrati su di essi. Mentre è significativamente più alta l'inclinazione del tronco dei soggetti sani rispetto ai parkinsoniani, in particolare questi ultimi presentano un valore mediano negativo ($\sim -0,4^\circ$) ad indicare che mantengono una posizione leggermente più eretta nel trial '*Camminata normale*' rispetto a quello di riferimento '*Focus sul tronco*'.

Analizzando la parte alta del tronco si nota che le differenze sono significative nei trial '*Audio Stroop*' e '*Camminata normale*', in particolare i soggetti sani hanno la

schiena sempre più flessa in avanti rispetto ai parkinsoniani; il motivo di tale risultato è probabilmente dovuto all'aumentata rigidità muscolare causata dalla malattia che non permette un'adeguata postura della schiena quando gli viene richiesto di concentrarsi nel mantenerla più eretta possibile; infatti valori prossimi allo zero indicano una bassa differenza tra il trial considerato ed il trial *'Focus sul tronco'*.

Anche per la parte superiore del tronco il trial *'Focus sui piedi'* porta i parkinsoniani a mantenere una posizione leggermente più inclinata, pertanto i valori si avvicinano a quelli del gruppo di controllo e non portano la probabilità p sotto la soglia di significatività pari a 0,01.

Infine si è voluto calcolare l'inclinazione tra i marker T5 e C7 (Figura 39) notando che i parkinsoniani raggiungono valori di inclinazione pari a $\sim 4^\circ$, simili ai soggetti sani. È possibile concludere dunque che per rilevare una differenza di inclinazione tra la condizione di massima concentrazione sul tronco ed una qualsiasi altra attività, è necessario posizionare il sensore inerziale in un range tra le vertebre T5 e C7.

5.4 Analisi della variabilità

5.4.1 Deviazione standard

PitchC:

La figura 40 mostra che non esistono differenze significative tra i diversi trial, mentre sembra evidente una variabilità maggiore nel gruppo dei parkinsoniani rispetto ai soggetti sani (figura 41), ma questa ipotesi viene rifiutata attraverso il Wilcoxon Rank Sum Test.

L'unica ipotesi che si può fare è sull'alta variabilità inter-soggetto presente. È probabile che solo due o tre soggetti malati di Parkinson abbiano una deviazione standard molto più alta rispetto ai controlli, essendo però una minoranza non portano a significatività il test. Si ricorda che ogni box contiene solo 10 valori di deviazione standard, una per ogni paziente.

MinTC:

La figura 42 mostra una differenza significativa del trial 'Focus sui piedi' rispetto a tutti gli altri trial. La differenza è fortemente marcata poiché sia parkinsoniani, sia controlli di entrambi i piedi hanno una variabilità più alta.

Questo risultato per quanto inaspettato si giustifica col fatto che ponendo una maggiore attenzione sui piedi tutto il movimento risulta meno stereotipato, generando maggiori differenze tra un passo ed il successivo.

Come si nota dalla figura 43, anche la deviazione standard della clearance non presenta differenze significative tra soggetti sani e soggetti con malattia di Parkinson.

5.4.2 Jerk

Analizzando la figura 44, in particolare il lato più colpito dalla malattia, si nota che è presente una differenza significativa nei trial 'Audio Stroop' e 'Focus sul tronco', ovvero quelli in cui il soggetto perde la concentrazione sui piedi.

In questi trial i parkinsoniani hanno un jerk più basso rispetto ai controlli e questo è probabilmente dovuto alla malattia che causa una maggiore rigidità muscolare, che in movimenti stereotipati come questo portano il soggetto malato ad una maggiore limitazione nel movimento che quindi contiene meno variazioni veloci.

È interessante notare dalla figura 45, la quale rappresenta la pianificazione dell'appoggio del piede al suolo, che i soggetti malati hanno un jerk significativamente più alto rispetto ai soggetti sani. Questa inversione di tendenza rispetto al caso precedente sembra essere dovuta proprio al fatto che il movimento non è più stereotipato, ma richiede un maggior controllo motorio da parte del soggetto. Pertanto in questo caso i malati di Parkinson hanno più difficoltà a creare una traiettoria morbida rispetto ai soggetti sani.

5.5 Correlazione tra parametri

Da un'analisi della matrice di correlazione per i soggetti malati di Parkinson, in figura 47 si nota che esiste una forte correlazione ($\rho \cong 0,9$) tra *Gait Speed* e *Stride Length*. Questo risultato non sorprende, è noto che aumentando la velocità di camminata aumenta proporzionalmente la falcata.

Inoltre è presente una marcata correlazione ($\rho \cong 0,7$) del parametro *maxHC* con *Stride Length* e *Gait Speed*. Anche in questo caso è ragionevole pensare che

all'aumentare della falcata e della velocità aumenti di conseguenza l'altezza del tallone.

Ci si aspetterebbe conseguentemente una correlazione tra falcata e parametri relativi alla punta del piede, ma in questi casi l'indice di Spearman non supera lo 0,5. Si ipotizza dunque che con l'aumentare della velocità e della falcata aumenti anche la rotazione del piede nella fase di swing portando il tallone ad un'altezza maggiore ma lasciando inalterata la distanza tra punta e suolo.

La figura 48 mostra la matrice di correlazione per i soggetti sani. È molto simile alla matrice dei parkinsoniani, le uniche differenze si trovano nel parametro *maxHC* con *Stride Length* e *Gait Speed*, in cui le correlazioni nei soggetti sani calano di circa 0,3 rispetto ai soggetti malati; questo comportamento porta a pensare che questi ultimi per ottenere velocità e falcata maggiori, tendono ad alzare maggiormente il piede rispetto ai soggetti sani.

Inoltre si nota che l'unica differenza tra i due gruppi che supera il valore di 0,5 si trova nel LAS tra i parametri *Gait Speed* e *maxTC2* del trial '*Focus sui piedi*'. Il gruppo dei malati di Parkinson mostra una correlazione più forte rispetto ai soggetti sani, tra i due parametri, probabilmente dovuta alla richiesta di concentrarsi nell'appoggiare prima il tallone e poi la punta. Nel MAS la correlazione è meno pronunciata, come ad indicare che in condizioni di concentrazione con l'aumento della velocità hanno tentato di aumentare l'altezza della punta, con un effetto di ultra-compensazione sul lato meno colpito.

Il parametro *PitchIC* direttamente coinvolto nel trial '*Focus sui piedi*', non risulta particolarmente correlato alla velocità, pertanto si conclude che i malati di Parkinson, quando concentrati sui piedi, all'aumentare della velocità tendono ad alzare maggiormente il tacco in fase di volo e la punta in fase di atterraggio, ma l'inclinazione del piede durante l'*Heel Strike* risulta invariata.

Analisi della correlazione rispetto al tempo

Dall'analisi della figura 49 che mostra la matrice di correlazione dei tempi dei soggetti malati di Parkinson, emerge un'alta correlazione tra tutti i parametri temporali relativi allo swing. Un risultato atteso poiché all'aumentare del tempo di swing, aumentano di conseguenza tutte le sue frazioni.

Un risultato più interessante riguarda la correlazione negativa ($\rho \cong -0,7$) tra i parametri *Stride length* e *Gait speed* con gli altri 5 parametri relativi allo swing, solo nel trial 'Focus sui piedi'. Questo risultato porta a pensare che solo quando i parkinsoniani si concentrano, riescono ad ottenere sempre una riduzione della durata dello swing con l'aumento della velocità. Nelle altre condizioni, non essendo presente un'alta correlazione, a volte la durata dello swing si riduce con l'aumento della velocità, a volte no.

Per quanto visto ci si aspetterebbe che anche nei soggetti sani la velocità sia correlata alla durata dello swing, invece non è presente una correlazione significativa, come mostra la figura 50.

Capitolo 6

Conclusioni e sviluppi futuri

In questa tesi sono stati proposti due algoritmi: il primo ricostruisce la traiettoria verticale del piede, a partire da segnali inerziali di accelerometro e giroscopio, per poi ricavare la clearance minima del piede durante la fase di swing. Questo algoritmo ripercorre i passi di Mariani et al ^[22] ottenendo lo stesso ordine di errore (RMSE = 17,3 [mm]); un errore troppo ampio per discriminare con precisione tra i diversi trial e riconoscere andature tipiche dei soggetti malati di Parkinson, ad esempio lo *'shuffling gait'*.

Il secondo algoritmo proposto non è attualmente presente in letteratura e sfrutta due sensori posizionati sui mesopiedi ed uno sul tronco per rilevare l'inclinazione di quest'ultimo, durante una camminata su terreno e non su treadmill. L'errore ottenuto è relativamente basso (RMSE = 1,5 [°]) permettendo una buona discriminazione tra una camminata con schiena eretta e altre modalità di cammino, ad esempio per rilevare la *'stooped posture'*. Tuttavia questa discriminazione è possibile se il sensore viene posto almeno all'altezza della vertebra T10 per i soggetti sani e tra C7 e T5 per i soggetti malati di Parkinson; questi ultimi infatti presentano un'elevata rigidità muscolare che li porta a flettere la schiena solo in zone molto distali rispetto alla pelvi.

Analizzando i dati clinici relativi ai piedi si può concludere che quando viene richiesto ai parkinsoniani di focalizzare l'attenzione sui piedi, essi riescono a migliorare significativamente la propria camminata, aumentando l'altezza del piede in fase di volo (*MinTC*) e l'inclinazione del piede durante l'appoggio (*PitchIC*). Tuttavia il lato più colpito dalla malattia non raggiunge valori pari al lato non dominante dei soggetti sani, anche se il soggetto parkinsoniano rimane concentrato, per quanto riguarda il parametro *PitchIC*. Mentre succede l'opposto sulla clearance, in cui i parkinsoniani mantengono un'altezza del piede significativamente più alta rispetto ai soggetti sani, che è un bene, anche se li porta ad un maggior dispendio energetico.

Per quanto riguarda i dati clinici sul tronco è possibile affermare che i muscoli dorsali irrigidiscono notevolmente la parte medio-bassa del tronco, portando il parkinsoniano ad una limitata mobilità dello stesso. Solo la zona sopra alla vertebra T5 è in grado di subire variazioni di inclinazione $[4^\circ \pm 2,3^\circ]$ tra una condizione di camminata normale ed una condizione in cui viene richiesta una maggiore concentrazione nel mantenere il tronco eretto.

Questi dati sono stati raccolti su un numero limitato di soggetti, pertanto per confermare le affermazioni sopra enunciate è necessario riprodurre in futuro gli stessi test su un gruppo notevolmente più ampio.

Inoltre sarebbe interessante aumentare la frequenza di campionamento dei sensori posti sui piedi al fine di ridurre l'errore di ricostruzione della traiettoria e quindi migliorare la stima del parametro di clearance *MinTC*.

Infine si rende utile un dispositivo da fissare sull'IMU del tronco per ricostruire una terna ortogonale cartesiana e ridurre l'errore di stima dell'algoritmo, dovuto alle inclinazioni del tronco sul piano medio-laterale.

Bibliografia

- 1** - Morris ME. Movement disorders in people with Parkinson disease: a model for physical therapy. *Phys Ther* 2000; 80(6):578 - 597.
- 2** - Quinn N, Critchley P, Marsden CD. Young onset Parkinson's disease. *Mov Disord* 1987; 2(2):73 - 91.
- 3** - Jankovic J, Parkinson's disease: clinical features and diagnosis in *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr.*, vol. 79, n° 4, aprile 2008, pp. 368–76, DOI:10.1136/jnnp.2007.131045, PMID 18344392.
- 4** - Koller WC, Glatt S, Vetere - Overfield B, Hassanein R. Falls and Parkinson's disease. *Clin Neuropharmacol* 1989; 12(2):98 - 105.
- 5** - Bartels, A.L; Klaus, K.L. Parkinson's disease: The syndrome, the pathogenesis and pathophysiology. *Cortex* 2009, 45, 915-921.
- 6** - W. P. Berg, H. M. Alessio, E. M. Mills, and C. Tong, "Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults," *Age Ageing*, vol. 26, no. 4, pp. 261–268, Jul. 1997
- 7** - R. Begg, R. Best, L. Dell'Oro, and S. Taylor, "Minimum foot clearance during walking: Strategies for the minimisation of trip-related falls," *Gait Posture*, vol. 25, no. 2, pp. 191–198, Feb. 2007.
- 8** - R. S. Barrett, P. M. Mills, and R. K. Begg, "A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking," *Gait Posture*, vol. 32, no. 4, pp. 429–435, Oct. 2010
- 9** - Huang X, Mahoney JM, Lewis MM, Guangwei Du Piazza SJ, Cusumano JP. Both coordination and symmetry of arm swing are reduced in Parkinson's disease. *Gait and Posture* 2012;35(3):373–7
- 10** - Tyson SF. Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids. *Clinical Rehabilitation* 1999;13:295–300
- 11** - Morris ME, Huxham F, McGinley J, Dodd K, Iansek R. The biomechanics and motor control of gait in Parkinson disease. *Clinical Biomechanics* 2001;16(6):459–70
- 12** - Bartolo M, Serrao M, Tassorelli C, Don R, Ranavolo A, Draicchio F, et al. Four- week trunk-specific rehabilitation treatment improves lateral trunk flexion in Parkinson's disease. *Movement Disorders* 2010;25(3):325–31
- 13** - Adkin AL, Bloem BR, Allum JHJ. Trunk sway measurements during stance and gait tasks in Parkinson's disease. *Gait and Posture* 2005;22:240–9.

- 14** - Benatru I, Vaugoyeau M, Azulay JP. Postural disorders in Parkinson's disease. *Neurophysiol Clin* 2008;38:459e65.
- 15** - Fischer, Otto; Braune, Wilhelm (1895). *Der Gang des Menschen: Versuche am unbelasteten und belasteten Menschen, Band 1.* (in German). Hirzel Verlag.
- 16** - N.E. Cazzaniga, *Development and Implementation of Aided Inertial Navigation Algorithms*, PhD Thesis, Politecnico di Milano (2007)
- 17** - A. M. Sabatini, C. Martelloni, S. Scapellato, and F. Cavallo, "Assessment of walking features from foot inertial sensing," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 52, no. 3, pp. 486–494, Mar. 2005.
- 18** - Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors. *Gait and Posture* 2005;21:197–211.
- 19** - Casamassima, F.; Ferrari, A.; Milosevic, B.; Ginis, P.; Farella, E.; Rocchi, L. A wearable System for Gait Training in subjects with Parkinson's disease. *Sensors* 2014, 14, 1-x; doi:10.3390.
- 20** - Foxlin, E. Pedestrian tracking with shoe-mounted inertial sensors. *IEEE Comput. Graph. Appl.* 2005, 25, 38–46.
- 21** - Nilsson, J.O.; Skog, I.; Handel, P.; Hari, K. Foot-mounted INS for everybody—An open-source embedded implementation. In *Proceedings of 2012 IEEE/ION Position Location and Navigation Symposium (PLANS)*, Myrtle Beach, SC, USA, 23–26 April 2012; pp. 140–145.
- 22** - Mariani, B.; Rochat, S.; Büla, C.J.; Aminian, K. Heel and toe clearance estimation for gait analysis using wireless inertial sensors. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2012, 59, 3162–3168.
- 23** - Mariani, B.; Jiménez, M.C.; Vingerhoets, F.J.G.; Aminian, K. On-shoe wearable sensors for gait and turning assessment of patients with parkinson's disease. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2013, 60, 155–158
- 24** - B.Mariani,C.Hoskovec,S.Rochat,C.Bu'la,J.Penders,andK.Aminian, "3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 15, pp. 2999–3006, Nov. 2010.
- 25** - Bonnet V, McCamley J, Mazza` C, Cappozzo A. Trunk orientation estimate during walking using gyroscope sensors. In: *4th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. 2012. p. 367–72
- 26** - Bonnet V, Mazzà C, McCamley J, Cappozzo A. Use of weighted fourier linear combiner filters to estimate lower trunk 3D orientation from gyroscope sensors data. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, in press
- 27** - Ehrman, L.M Lanterman, A.D, "Extended Kalman Filter for estimating aircraft orientation from velocity measurements," *IEEE* vol 2 pp 12-16 2008

28 - C. Mazza, M. Donati, J. McCamley, P. Picemo, and A. Cappozzo, "An optimized Kalman filter for the estimate of trunk orientation from inertial sensors data during treadmill walking", *Gait and Posture*, 2011, vol. 35, pp. 138-142

Ringraziamenti

Come sempre la lista delle persone da ringraziare potrebbe duplicare la lunghezza di questo documento quindi cercherò di essere sintetico. Inizio con il ringraziare le persone che hanno reso possibile il lavoro svolto e qui documentato, a partire dal prof. Chiari grazie al quale ho potuto svolgere l'incredibile esperienza di ricerca all'estero; la sua capacità di leggere i risultati in un quadro più ampio è eccezionale. Ringrazio l'ing. Ferrari per avermi supportato durante tutto il percorso di tesi, i suoi consigli sono sempre risultati estremamente preziosi. Per continuare con il ringraziare Pieter e Alice dell'università di Leuven che mi hanno sempre trattato come uno del loro team. Ringrazio l'amico scomparso Farshid per le tante risate che hanno alleggerito il carico di lavoro.

Grazie davvero a tutti i compagni di facoltà per aver reso questi anni incredibilmente divertenti, spero ci ritroveremo in qualche serata remember, rigorosamente al Verdi. In particolare un doveroso grazie va a Sabri, Michi e Fanta per aver trasformato il percorso universitario in una delle più belle esperienze mai fatte.

Ringrazio Alice e Stefania per avermi sopportato come coinquilino forzatamente acquisito.

Un grazie a Cri e Dave, i miei compagni di avventura extra universitaria.

Un ringraziamento speciale va ai miei genitori per aver sempre rispettato le numerose scelte che questo percorso comporta.

Ringrazio mia sorella per la pazienza che ha sempre avuto nei miei confronti.

Last but not least ringrazio una persona che ha cambiato il mio modo di vivere l'università; mi ha insegnato come ci si sente ad essere un fuori sede, mi ha affiancato nell'ultimo periodo di esami, ha condiviso la travolgente esperienza dell'Erasmus, che penso tutti e due porteremo sempre nel cuore. Insomma sicuramente hai messo sotto sopra la mia vita e per questo non posso fare altro che dirti grazie Silvia.