

---

University of Verona  
Department of Computer Science  
Master Degree in Computer Science and Engineering

---

# **Automatic detection of Freezing of Gait in patients with Parkinson's Disease**

Candidate  
Fuser Alessandro

Supervisor  
Graziano Pravadelli

Assistant Supervisor  
Florenc Demrozi

---

Degree Session of 20 March 2018  
Academic year 2016/2017



---

## Abstract



---

## Acknowledgements



---

## Contents

Acknowledgements	v
<b>1 Introduction</b>	<b>1</b>
1.1 Thesis Contribution . . . . .	1
1.2 Outline . . . . .	1
<b>2 Letteratura</b>	<b>3</b>
<b>3 Background</b>	<b>5</b>
<b>4 Motivations and Goals</b>	<b>7</b>
<b>5 Self-adaptive TLM model</b>	<b>9</b>
<b>6 Software Implementation</b>	<b>11</b>
<b>7 Case Studies</b>	<b>13</b>
<b>8 Conclusions and Future Work</b>	<b>15</b>
Bibliography	17





---

## List of Figures



### Introduction

#### 1.1 Thesis Contribution

In this thesis, we have developed a methodology

#### 1.2 Outline

The rest of the thesis is organized as follows: Chapter 2



---

### Letteratura

Il problema del FOG è stato analizzato tramite una grande varietà di sistemi e sensori. Alcuni di questi, però, non sono utilizzabili durante la vita quotidiana dei pazienti poiché possono essere disponibili solo in ambienti di laboratorio. Esempi di questi sistemi sono le piattaforme di pressione[5], le quali sono non portatili, l'elettromiografia (EMG)[2], l'elettroencefalogramma (EEG)[7] o la conduttanza della pelle[8], il quale comporta il pizzamento di elettrodi sulla pelle in aggiunta ad un sistema di rilevamento per raccogliere i dati. Altri sistemi invasivi sono i goniometri a ginocchio[3] o sistemi che fanno uso di camere e video, i quali hanno una bassa tolleranza del paziente in un ambiente che non sia di laboratorio[3, 12, 14]. Quindi, dato che il monitoraggio del PD dovrebbe essere deambulatorio e durare diverse ore al fine di ricavare utili informazioni cliniche[13, 15], la maggior parte dei lavori si è basata su sistemi non invasivi come i dispositivi indossabili basati su circuiti microelettromeccanici (MEMS).

Nel 2003, Han et al. hanno usato MEMS basati su sistemi inerziali, come gli accelerometri, per esplorare le caratteristiche collegate agli episodi di FoG. Hanno trovato che la frequenza di risposta nei pazienti che indossavano gli accelerometri nella caviglia era intorno ai 6-8 Hz[4]. Nel 2008, Moore et al. hanno proposto una metodologia per identificare FoG con un accelerometro posizionato nella caviglia nella quale hanno descritto il Freezing Index (FI), ossia il quoziente del rapporto della densità spettrale di potenza (PSD) tra 3 ed 8 Hz, chiamata Freezing Band (FB), con la PSD tra 0.5 e 3 Hz, denominata Walking Band (WB)[1]. Quando il FI supera una certa soglia (Freezing Threshold (FTH)), si considera che si sia verificato un episodio di FoG. A causa della presenza dei falsi positivi (FP) quando il paziente è a riposo, Bachlin et al. hanno introdotto il concetto di Power Index (PI), definito come la somma della WB e FB, il quale viene comparato con la Power Threshold (PTH) al fine di stabilire se c'era una quantità rilevante di movimento nel momento in cui il FI era alto, ossia oltre la soglia[1]. PI indica la quantità di movimento, perciò situazioni nelle quali il paziente non si stesse muovendo volontariamente sono state eliminate. In quest'ultima versione dell'algoritmo, quindi, un episodio di FoG è occorso se  $FI > FTH$  e

PI>PTH. Questo metodo è il più avanzato nella detenzione di FoG dato il suo scarso costo computazionale e le sue buone performance[6].

L'algoritmo MBFA è stato ampiamente utilizzato nell'analisi del FoG, anche se di solito in condizioni di laboratorio e molto spesso con pochi pazienti. Jovanov et al. hanno implementato un algoritmo real time, anche se un solo volontario è stato usato per testare l'algoritmo. Inoltre, nessun risultato su sensibilità e specificità è stato riportato[6]. Zabaleta et al. hanno analizzato il FoG per mezzo di accelerometri a tre assi e giroscopi a due assi in differenti locazioni degli arti inferiori. La caratteristica principale ad essere stata analizzata è il FI in congiunzione con i cambiamenti della densità spettrale di potenza. Sono stati capaci di identificare correttamente l'82.7% degli episodi di FoG con i sensori inerziali posizionati su entrambe le caviglie, anche se in soli 2 pazienti[16].

Negli anni più recenti, Niazmand et al. (2011) hanno presentato il Mimed-Pants[11], pantaloni da jogging lavabili con 5 accelerometri integrati. Hanno usato MBFA per identificare FoG, ottenendo un 88.3% in sensibilità e 85.3% in specificità con 6 pazienti in brevi e controllati test focalizzati nell'indurre FoG senza tenere conto dei FP. Nel 2012, Zhao et al.[17] hanno sviluppato un algoritmo embedded basato sull'approccio MBFA all'interno del sistema Mimed-Pants ottenendo un 81% in sensibilità con 8 pazienti usando dei test simili ai precedenti. Più recentemente, Mazilu et al. hanno proposto un nuovo algoritmo online usando 3 accelerometri ed comparando diversi classificatori di machine learning che sfruttavano le caratteristiche del MBFA, aggiungendone di nuovo, in 10 pazienti[9]. I risultati ottenuti sono stati migliori del 95% per specificità e sensibilità con differenti classificatori. Questi test, però, sono stati condotti in situazioni di controllo ed, inoltre, la metodologia di validazione sovrastimava le prestazioni delle misure poichè i classificatori erano allenati, iterativamente, con tutte le finestre del segnale disponibili da un paziente escludendone una, la quale veniva usata per ottenere le prestazioni citate. Inoltre, le sequenze di allenamento e di test erano molto simili, il che è molto diverso da normali situazioni. Quindi, ci si aspetta che le riportate specificità e sensibilità calino drasticamente in situazioni non controllate.

Nel 2013, Moore et al. hanno pubblicato il più recente lavoro focalizzato sul MBA. In questo, hanno confrontato differenti configurazioni applicando lo stesso algoritmo in 25 pazienti, dei quali 20 hanno avuto episodi di FoG. Diverse finestre di segnale, posizionamento dei sensori e valori per PTH e FTH sono stati valutati al fine di trovare le condizioni ottimali. I risultati migliori sono stati ottenuti con le finestre di segnale più lunghe, anche se con queste Moore et al. hanno riportato una rilevante perdita di sensibilità negli episodi brevi che, paradossalmente, sono quelli più frequenti nei pazienti affetti da PD[10].

## Background





## Motivations and Goals



## Chapter 5

---

### Automatic generation of a self-adaptive TLM model

qui ci va la spiegaxione del tuo lavoro



## Chapter 6

---

### **Software Implementation of the proposed methodology**

qui invece ci puoi mettere a livello implementativo il tuo lavoro



Case Studies





### Conclusions and Future Work

This thesis proposes a methodology



---

## Bibliography

## References

- [1] Plotnik M Hausdorff JM Giladi N TroÈster G. Bachlin M Roggen D. “Online Detection of Freezing of Gait in Parkinson’s Disease Patients: A Performance Characterization.” In: *Proc 4th Int ICST Conf Body Area, Networks*. (2009).
- [2] Nawab SH Cole BT Roy SH. “Detecting Freezing-of-Gait During Unscripted and UNconstrained Activity”. In: *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS* (2011), pp. 5649–5652.
- [3] Weerdesteyn V Duysens JE Defebvre L Giladi N et al. Delval A Snijders AH. “Objective detection of subtle freezing of gait episodes in Parkinson’s disease.” In: *Mov Disord*. (2010), 25: 1684–1693.
- [4] Tae Beom A Beom Suk J Kwang Suk P. Han JH Lee WJ. “Gait analysis for freezing detection in patients with movement disorder using three dimensional acceleration system.” In: *25th Annual International Conference of the IEEE EMBS*. (2003), pp. 1863–1865.
- [5] Giladi N. Hausdorff JM Balash Y. “Time series analysis of leg movements during freezing of gait in Parkinson’s disease: akinesia, rhyme or reason?” In: *Physica A*. (2003), 321:656–570.
- [6] Verhagen L Fredrickson M Fratangelo R. Jovanov E Wang E. “deFOGDA real time system for detection and unfreezing of gait of Parkinson’s patients.” In: *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*. (2009), pp. 5151–5154.
- [7] Nguyen TN Tran Y Lewis SJG Nguyen HT Handojoseno a MA Shine JM. “The detection of Freezing of Gait in Parkinson’s disease patients using EEG signals based on Wavelet decomposition”. In: *34th AnnuInt Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. (2012), 2012:69–72.
- [8] Gazit E Mirelman A Hausdorff J Troester G. Mazilu S Calatroni A. “Prediction of Freezing of Gait in Parkinson’s from Physiological Wearables: An Exploratory Study.” In: *IEEE J Biomed Heal Informatics*. (2015), 6:1–1.

- [9] Zhu Z Roggen D TroÈster G Plotnik M et al. Mazilu S Hardegger M. “Online Detection of Freezing of Gait with Smartphones and Machine Learning Techniques.” In: *Proc 6th Int ICST Conf Pervasive Comput Technol Healthc.* (2012), pp. 123–130.
- [10] Morris TR Dilda V MacDougall HG Shine JM et al. Moore ST Yungher Da. “Autonomous identification of freezing of gait in Parkinson’s disease from lower-body segmental accelerometry”. In: *Neuroeng Rehabil. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2013).
- [11] Zhao Y Fietzek UM Schroeteler F Ziegler K et al. Niazmand K Tonn K. “Freezing of Gait detection in Parkinson’s disease using accelerometer based smart clothes.” In: *IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*. (2011), pp. 201–204.
- [12] Desloovere K Fieuws S Broens-kaucsik E. Nieuwboer A De Weerd W. “Abnormalities of the Spatiotemporal Characteristics of Gait at the Onset of Freezing in Parkinson ‘ s Disease.” In: *Mov Disord.* (2001), 16: 1066–1075.
- [13] Rodriguez-Martìn D Català A-Cabestany J de Mingo E et al. Pérez-López C Samà A. “Monitoring Motor Fluctuations in Parkinson’s Disease Using a Waist-Worn Inertial Sensor.” In: *International Work Conference on Artificial Neural Networks Advances in Computational Intelligence Lecture Notes on Computer Science*. (2015), pp. 461–474.
- [14] Rodriguez Martìn D van der Aa N Chen W Rauterberg M. Takač B Català A. “Position and Orientation Tracking in a Ubiquitous Monitoring System for Parkinson Disease Patients With Freezing of Gait Symptom.” In: *JMIR mhealth uhealth* (2013), 1: e14.
- [15] Giladi N Hausdorff JM. Weiss A Herman T. “Objective assessment of fall risk in Parkinson’s disease using a body-fixed sensor worn for 3 days.” In: *PLoS One* (2014).
- [16] Fimbel EJ. Zabaleta H Keller T. “Gait analysis in frequency domain for freezing detection in patients with Parkinson’s disease.” In: *Geron-technology*. (2008).
- [17] Niazmand K Fietzek UM D’Angelo LT Ceballos-Baumann a. et al. Zhao Y Tonn K. “Online FOG Identification in Parkinson’s disease with a time-frequency combined Algorithm.” In: *Proc 2012 IEEE-EMBS Int Conf Biomed Heal Informatics*. (2012), pp. 192–195.

---

## Acronyms

<b>FI</b>	Freezing Index
<b>MEMS</b>	MicroElectroMechanical Systems
<b>PSD</b>	Power Spectral Density
<b>FB</b>	Freezing Band
<b>WB</b>	Walking Band
<b>EMG</b>	elettromiografia
<b>EEG</b>	elettroencefalogramma
<b>FTH</b>	Freezing Threshold
<b>FP</b>	falsi positivi
<b>PI</b>	Power Index
<b>PT</b>	Power Threshold