
TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik

Analyse und Unterstützung des Gangs bei Parkinson-Patienten mittels eines tragbaren Systems

Yan Zhao

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Maschinenwesen der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzende: Univ. -Prof. Dr. mont. habil. Dr. rer. nat. h. c. Ewald Werner

Prüfer der Dissertation:

1. Univ. -Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth

2. Univ. -Prof. Dr.-Ing. Veit St. Senner

Die Dissertation wurde am 02.12.2015 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 21.10.2016 angenommen.

Danksagung

Diese Arbeit entstand während meiner Tätigkeit am Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik von Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth an der Technischen Universität München.

Herrn Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth (Ordinarius des Lehrstuhls für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik an der Technischen Universität München) danke ich sehr herzlich für die fachliche Betreuung. Insbesondere danke ich für die ausgezeichnete Förderung und die zahlreichen Entwicklungsmöglichkeiten, die mir während der Promotion geboten wurden.

Bei Herrn Prof. Dr.-Ing Veit Senner (Extraordinarius des Lehrstuhls für Ergonomie im Maschinenwesen an der Technischen Universität München) möchte ich mich ausdrücklich für die Betreuung der Arbeit als Zweitgutachter bedanken.

Bei Herrn Prof. Dr. mont. habil. Dr. h. c. Ewald Werner (Ordinarius des Lehrstuhls für Werkstoffkunde und Werkstoffmechanik im Maschinenwesen an der Technischen Universität München) möchte ich mich für die Bereitschaft, den Prüfungsvorsitz zu übernehmen, sehr bedanken.

Ganz besonders bedanke ich mich bei Herrn Dr. med. Urban Fietzek (Facharzt der Schön Klinik München Schwabing für Neurologie mit den Schwerpunkten Parkinson, Tiefenhirnstimulation) für die erfolgreiche Kooperation und fachlichen Diskussionen.

Bei Herrn Prof. Dr. Frank Schiller möchte ich mich herzlich für die Betreuung und Unterstützung im ersten Jahr des Promotionsstudiums an der Technischen Universität München bedanken. Mein besonderer Dank gilt auch Herrn Prof. Dr. rer. nat. Dr. h.c. mult. Elmar Schrüfer für die Betreuung während des Doppelmaster-Programms an der Technischen Universität München.

Ich danke allen ehemaligen Kollegen am Lehrstuhl für die Unterstützung, Ihre Anregungen sowie fachlichen und nicht fachlichen Diskussionen, insbesondere, Dr.-Ing. Khalil Niazmand, Karin Tonn, Dr.-Ing. Lorenzo D'Angelo, Jakob Neuhäuser, Dr.-Ing. Houde Dai, Joachim Kreuzer und Jelena Prša. Außerdem danke ich den Studenten Stefan Ramesberger, Simone Kager, Felix Anhalt und Alexandru-Alvin Stanescu, für ihre sehr engagierte Arbeit.

Besonders herzlich bedanke ich mich bei meinen Eltern für den Rückhalt, die stetige Unterstützung und die sorgenfreie Ausbildung. Ganz besonderer Dank gebührt meiner Frau Rui, die mir in allen Situationen beistand und mich vielfältig und stets liebevoll unterstützte. Meiner Tochter Hanna Yining danke ich für ihren Sonnenschein, welcher mich immer wieder glücklich macht und mir die Kraft gegeben hat, diese Arbeit zu vollenden.

Yan Zhao, Dezember 2016

Inhalt

1. Einleitung	1
2. Problemstellung	3
2.1 Problemstellung aus medizinischer Sicht	3
2.2 Problemstellung aus technischer Sicht	5
3. Stand der Technik	7
3.1 Beispielhafte klinische Abläufe	7
3.2 Methoden zur FOG-Erkennung	8
3.3 Sensor- und Mess-Systeme zur Bewegungsanalyse der Menschen	15
3.4 Externe Reize zur Gangunterstützung bei Parkinson-Patienten	18
3.5 Übersicht über Systeme und Eigenschaften	27
3.6 Technische Defizite	27
4. System zur Gangverbesserung bei PD-Patienten	30
4.1 Eigener Ansatz	30
4.2 Abgrenzung	31
4.3 Aufbau der Arbeit	31
5. Konzept	33
5.1 Statische Konzeptbeschreibung	33
5.2 Dynamische Konzeptbeschreibung	40
6. Realisierung	62
6.1 Kadenz-Ermittlung mittels eines tragbaren Systems	62
6.2 Anwendung zur Offline-Erkennung der FOG-Episode	65
6.3 Anwendung zur Online-Erkennung der FOG-Episode	66
6.4 Aufbau des Laser-Reizgeräts	67
6.5 Aufbau der Multi-Cue Unit (MuCU)	71
6.6 Aufbau der Firmware im Mikrokontroller zur FOG-Erkennung in Echtzeit	77
7. Experimente und Diskussion	79
7.1 Evaluierung des Algorithmus zur Kadenz-Ermittlung bei Parkinson-Patienten	79
7.2 Evaluierung des Systems zur Offline FOG-Erkennung bei Parkinson-Patienten	85
7.3 Evaluierung des Systems zur Online FOG-Erkennung bei Parkinson-Patienten	87
7.4 Evaluierung des Laser-Reizgeräts zur Regulation der Schrittlänge	89
7.5 Evaluierung der MuCU zur Gangunterstützung bei Parkinson-Patienten	95
7.6 Evaluierung des Systems zur FOG-Erkennung in Echtzeit	101
8. Zusammenfassung und Ausblick	105
9. Glossar	108
10. Literaturverzeichnis	112

1. Einleitung

Im Zuge des demographischen Wandels, nämlich der zunehmend alternden Gesellschaft in vielen industrialisierten Ländern, ist mit einer erhöhten Eintrittswahrscheinlichkeit alterskorrelierter Erkrankungen zu rechnen. Eine dieser Erkrankungen ist das idiopathische Parkinson-Syndrom, welches eine langsam fortschreitende, neuro-degenerative Erkrankung bezeichnet und vorwiegend im höheren Lebensalter diagnostiziert wird. In Folge einer alternden Bevölkerung wird die weltweite Zahl der Parkinson-Patienten bis 2030 auf 9 Millionen geschätzt (Dorsey *et al.*, 2007). In Deutschland gibt es aktuell etwa 250.000 Menschen, die an Parkinson erkrankt sind. Es leiden also etwa 0,3% der Gesamtbevölkerung an dieser neurologischen Erkrankung. Unter 100 Menschen befindet sich bei den über 60-Jährigen durchschnittlich ein Parkinson-Patient (Jost, 2010).

Die körperlichen und psychischen Symptome dieser Erkrankung wurden von James Parkinson 1817 erstmals exakt beschrieben (Parkinson, 2002). Tremor (Zittern) wurde definiert als:

„unwillkürliches Zittern, mit verminderter Muskelkraft, in Teilen nicht in Aktion und sogar wenn sie unterstützt werden; mit einer Neigung, den Rumpf nach vorn zu biegen und vom Gehen zum Laufen überzugehen: die Sinne und Intellekt sind aber unverletzt.“

Die kardinalen Zeichen der Parkinson-Erkrankung, welche bei den Patienten heutzutage meist diagnostiziert werden, sind: Tremor (unwillkürliches rhythmisches Zittern, v.a. der Gliedmaße), Bradykinese (verlangsamte Bewegungen), Rigor (Muskelsteifigkeit) und langsamer Beginn einseitiger Symptome.

Im Gehirn der Parkinson-Patienten besteht ein Mangel an Dopamin. Das sind Neurotransmitter, die eine sehr wichtige Rolle bei der Signalübertragung im Gehirn spielen und zuständig für die Steuerung der Körperbewegungen sind. Im Verlauf der Erkrankung entwickelt sich daher eine Fehlsteuerung der Körperbewegungen. Wenn über einen bestimmten Prozentsatz der speziellen dopaminbildenden Nervenzellen absterben, wird das Parkinson-Syndrom offensichtlich. In den 60er Jahren hat Prof. Walther Birkmayer diese Tatsache bei der Parkinson-Erkrankung erkannt und daraufhin die erste wirksame Levodopatherapie entwickelt (Birkmayer *et al.*, 1990).

Obwohl es heutzutage viele verschiedene Maßnahmen zur Behandlung der Parkinson Krankheit gibt, kann diese Krankheit bis heute noch nicht ursächlich behandelt werden. Neben der medikamentösen Therapie, der operativen Behandlung und der psychosozialen Betreuung, steht den Parkinson-Patienten noch die Physiotherapie zur Verfügung.

Im Rahmen dieser Arbeit wird ein innovatives Konzept in Form eines tragbaren Systems zur Gangverbesserung bei Parkinson-Patienten entwickelt, mit welchem die Gangstörungen wie motorische Blockaden, nämlich Freezing of Gait (FOG) und verkürzte Schrittlänge der Patienten, durch eine nicht-medikamentöse Therapie gelindert werden können. In diesem Konzept wird eine am Lehrstuhl vorhandene intelligente Hose verwendet, in welche fünf Beschleunigungssensoren integriert wurden. Die aufgenommenen Bewegungsinformationen der Parkinson-Patienten dienen als Eingangssignale für die neu entwickelten Algorithmen und werden für die Signalverarbeitung genutzt. Die auf dem Konzept basierten prototypischen Realisierungen wurden durch Experimente medizinisch evaluiert. Das tragbare System soll den Par-

kinson-Patienten nicht nur für die Rehabilitationsbehandlung, sondern auch als Hilfsmittel in ihrem Alltagsleben, neue Möglichkeiten bieten.

2. Problemstellung

In diesem Kapitel wird beschrieben, aus welchen Gründen das neuartige Konzept für die Verbesserung der Mobilität von Parkinson-Patienten sinnvoll und wirksam ist. Die Problemstellung wird aus medizinischer Sicht sowie aus technischer Perspektive dargestellt. Aus medizinischer Sicht werden die wichtigsten Symptome, nämlich Gangstörungen bei Parkinson-Krankheit, erläutert. Aus technischer Perspektive werden die Beschränkungen der nicht-medikamentösen Maßnahmen vorgestellt.

2.1 Problemstellung aus medizinischer Sicht

Parkinson-Patienten leiden an verschiedenen Bewegungsstörungen, wie Steifigkeit/Rigor (erhöhter Muskeltonus bei passiver Bewegung), Zittern/Tremor (unwillkürliche rhythmische Oszillation eines Körperabschnitts), Brady- und Hypokinese (Bewegungsverlangsamung, Bewegungsarmut), posturaler Instabilität (Instabilität der Haltung) und Gangstörungen (Ceballos-Baumann *et al.*, 2005). Neben diesen Leitsymptomen sind Gangstörungen mit Motorblöcken ein Kennzeichen der Parkinson-Krankheit und betreffen bis zu 80% der Patienten im Verlauf der Erkrankung (Hely *et al.*, 2005).

Um einen unbeeinträchtigten Gang zu gewährleisten, muss das periphere und zentrale Nervensystem mit dem Bewegungsapparat gut zusammenarbeiten. Ein störungsfreier Gang wird von folgenden Komponenten bestimmt: Lokomotion, Halten des Gleichgewichtes und Mitwirken höherer Hirnfunktionen. Gestörtes Gehen könnte eine erhöhte Sturzgefährdung bei den Patienten mit Parkinson-Syndrom zur Folge haben. Nach dem Ergebnis einer Studie mit 109 Objekten soll die Fallrate im Verlauf der einjährigen Follow-up-Periode größer als 68% sein (Wood *et al.*, 2002).

Je nach Lokalisation der Schädigung und der zugrunde liegenden Pathophysiologie existieren Gangstörungen mit unterschiedlichen, charakteristischen Merkmalen. In diesem Zusammenhang können Schrittlänge, Schrittgeschwindigkeit, Gleichgewicht, Haltung, Initialisierung sowie Fortführung eines flüssigen Gangbildes beeinträchtigt werden.

2.1.1 Freezing of Gait (FOG)

FOG wird als eine besondere Form der Gangstörung im fortgeschrittenen Stadium der Parkinson-Krankheit bezeichnet. Giladi definiert FOG als ein episodisches Ereignis von kurzer Dauer mit entweder vollständigem Stillstehen oder geringer Vorwärtsbewegung mit kurzen, verzögerten oder schnellen Schritten (Giladi *et al.*, 2008). FOG-Ereignisse werden hauptsächlich beim Drehen, beim Gehen in räumlicher Enge oder bei der Initialisierung der Schritte ausgelöst. Darüber hinaus ist auch psychische Belastung – wie Depression oder mentale Ablenkung – ein nicht vernachlässigbarer Faktor beim Auslösen des FOG. Nach der Manifestation der Beinbewegung wurden FOG-Ereignisse in folgende drei Typen klassifiziert: 1. Zugeordnete FOG-Ereignisse mit sehr kleinen schlurfenden Schritten und minimaler Bewegung vorwärts (Schlurfen mit kleinen Schritten); 2. FOG mit dem zitternden Bein, aber ohne effektive Vorwärtsbewegung („Trembling in place“); 3. Vollständige Akinesie, d.h. keine beobachtbare Bewegung der Beine (Schaafsma *et al.*, 2003).

FOG Ereignisse betreffen mehr als 50% der Parkinson-Patienten (Factor, 2008). Im täglichen Leben sind diese Freezing-Episoden für die Patienten sehr belastend, da sie den flüssigen

Gangrhythmus unterbrechen oder gar nicht zustande kommen lassen. Das führt zu einer Unsicherheit beim Gehen und zu einer erhöhten Sturzgefährdung bis zur völligen Unfähigkeit, sich allein vorwärts zu bewegen. Nach der Studie von Michalowska waren FOG-Ereignisse die zweithäufigste Ursache von Stürzen (Michalowska *et al.*, 2005). Gangstörungen wie FOG beeinträchtigen die Lebensqualität und Unabhängigkeit von Parkinson-Patienten. Die Isolation der Parkinson-Patienten von der Umwelt führt zu einer zusätzlichen psychischen Belastung. Solche Beeinträchtigungen sind in ihrer Dimension mit anderen Störungen der Bewegungsleistung nicht vergleichbar. Bei einer Studie von Moore wurden Schwere des FOG bzw. Lebensqualität jeweils durch FOG-Q Fragebögen bzw. durch Parkinson's Disease Questionnaire-39 (PDQ-39) untersucht. Nach ihrem Forschungsergebnis korrelierten Schwere des FOG und Lebensqualität der Patienten signifikant miteinander (Moore *et al.*, 2007).

2.1.2 Verkürzte Schrittlänge

Bei der Ganginitiation vor einem normalen Gangrhythmus oder bei Drehungen tritt die Verzögerung zusammen mit kleinen Trippelschritten auf. Die verminderte Schrittlänge des Parkinson-Gangs (Hypokinese) wird mit dem Einfrieren des Gehens oder mit dem Gang in der Festination zugeordnet (Stern *et al.*, 1983)(Blin *et al.*, 1990)(Morris *et al.*, 1994). Patienten beschreiben FOG als ein Gefühl, als würden ihre Füße am Boden festkleben. Festination ist eine unfreiwillige Verkürzung und Beschleunigung der Schritte, um das Gleichgewicht zu halten (Giladi *et al.*, 2001). Während der Festination oder vor Episoden des FOG nimmt die Schrittlänge ab, während sich die Anzahl der Schritte erhöht (Nieuwhoer *et al.*, 2001). Diese Abnahme der Schrittlänge stellt ein charakteristisches Merkmal der Festination und des FOGs dar. Nach Chee *et al.*, trägt dieser Mechanismus im Wesentlichen auch zur Pathophysiologie des FOGs bei Parkinson-Patienten bei (Chee *et al.*, 2009).

2.1.3 Medikamentöse Therapie

Grundprinzip der Medikamentösen Therapie ist es, die verringerte Produktion der Neurotransmitter im Gehirn der Parkinson-Patienten auszugleichen. Die Medikamentöse Therapie stellt das wichtigste Behandlungsverfahren dar. Wie in Abbildung 2-1 dargelegt, bildeten die Medikamente mit 80% den größten Teil der direkten Kosten (Dengler *et al.*, 2006).

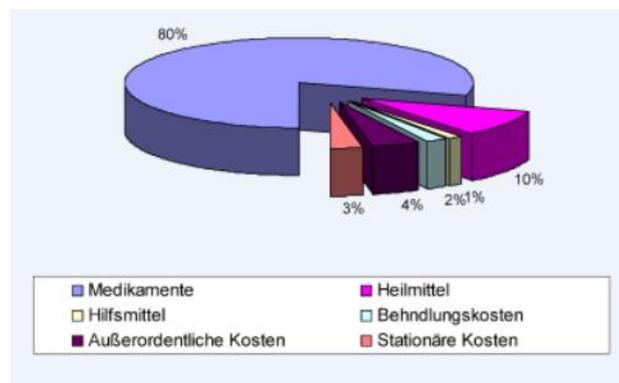


Abbildung 2-1: Prozentuale Verteilung der gesamten direkten Kosten, entnommen aus (Dengler *et al.*, 2006)

Optimale Medikation reicht nicht immer aus, alle Probleme der Bewegungsstörungen zu reduzieren (Siderowf & Stern, 2003). Bei der medikamentösen Therapie der Parkinson-Krankheit wird Levodopa derzeit noch als das wirkungsvollste Medikament betrachtet (Jost, 2010). Allerdings kann Levodopa den neurodegenerativen Prozess nicht verlangsamen oder

aufhalten. Darüber hinaus kann die Medikamentöse Therapie mit Levodopa nur in großen Dosen aber somit auch mit entsprechenden Nebenwirkungen eine befriedigende Wirkung erreichen. Viele Patienten zeigen abnorme unwillkürliche Bewegungen, nämlich motorische Komplikationen aufgrund von Levodopa (Jankovic, 2000). Zudem kann die erhöhte Dosis der Medikamenteneinnahme auch zu starken Nebenwirkungen v.a. exogene Psychosen führen (Rascol *et al.*, 2001).

Seit den 1960er Jahren wurde die Wirkung der Amantadine bei Parkinson-Patienten von mehreren Forscher bestätigt. Nach der Publikation von Schwab *et al.* (1969) konnte in zwei Dritteln der Fälle eine Verbesserung bei 153 Patienten festgestellt werden. Im Vergleich zu anderen Medikamenten sind die Amantadine den Parkinson-Patienten gut verträglich. Trotzdem sollten sie wegen einer möglichen Schlafstörung nicht abends verabreicht werden. Außerdem kann die Nebenwirkung der Levodopa noch zunehmen, wenn die Amantadine mit Levodopa zusammen verwendet werden. Die Wirkung des Alkohols könnte auch durch Amantadine verstärkt werden.

2.2 Problemstellung aus technischer Sicht

Neben pharmakologischen Therapien stehen den Parkinson-Patienten auch nicht-medikamentöse Verfahren, v.a. Operationen und Physiotherapien, zur Verfügung. Die schnelle Entwicklung neuer Technologien hat es ermöglicht, die Abhängigkeit von Medikamenten in gewissem Maße zu reduzieren. Doch obwohl die Bedeutung der nicht-medikamentöse Therapie zunimmt, bestehen heutzutage noch viele Einschränkungen.

2.2.1 Technische Beschränkungen in den Operativen Verfahren

In den letzten zehn Jahren hat sich das Interesse an der funktionellen Neurochirurgie bei Parkinson-Patienten stark erhöht. Insgesamt gibt es zwei operative Behandlungsmöglichkeiten: Stereotaktische Verfahren und Neurostimulation. Beim stereotaktischen Eingriff werden die Hirnzellen gezielt zerstört. Im Gegensatz dazu zerstört die tiefe Hirnstimulation des Nucleus-Subthalamicus (STN-DBS) kein Gewebe und stellt eine wirksame Behandlung der motorischen Symptome dar. Die eingesetzten Elektroden können bestimmte Regionen im Gehirn anregen. Patienten mit schweren motorischen Fluktuationen oder Dyskinesien sind für chirurgische Eingriffe geeignet (Motto *et al.*, 2003). Ein operativer Eingriff ist allerdings nur in Einzelfällen sinnvoll. So wird die Operation nur etwa 10 bis 20% aller Parkinson-Patienten empfohlen. Als Nachteile des operativen Verfahrens können aufgeführt werden: Die hohen Kosten der Stimulatoren, der größere Operationsaufwand und das zusätzliche Infektionsrisiko (Jost *et al.*, 2010).

2.2.2 Physiotherapie und Hilfsmittel

Die Wirksamkeit von nicht-medikamentösen Optionen, wie z.B. Physiotherapie, wurde vor kurzem nachgewiesen (Goodwin *et al.*, 2008). Die Physiotherapie ist beim Parkinson-Syndrom als unverzichtbar anzusehen und sollte begleitend zur medikamentösen Therapie durchgeführt werden. Ziel der Physiotherapie ist es, die Mobilität, die Aktivität und die Unabhängigkeit der Patienten so gut wie möglich zu bewahren. Gelingt dies nicht, brauchen die Patienten individuelle Betreuung und Pflege. Nach der Studie von Dengler *et al.* (2006) entfallen 36 Prozent der gesamten indirekten Kosten auf der Pflege. Indirekte Kosten beziehen sich hier aus volkswirtschaftlicher Sicht auf den anfallenden Ressourcenverbrauch. Daher ist es von tragender Bedeutung, dass die Parkinson-Patienten ihre Bewegungsfreiheit und Selbst-

ständigkei durch Physiotherapie oder diverse Hilfsmittel in gewissem Maße wiedergewinnen können.

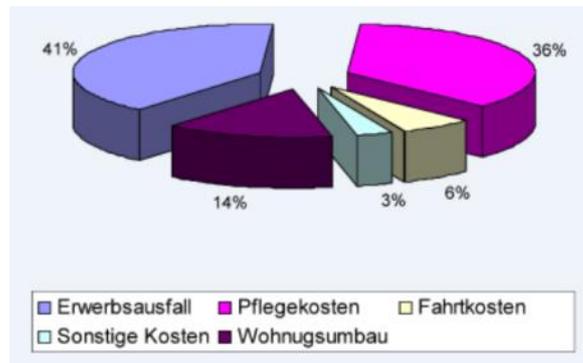


Abbildung 2-2: Prozentuale Verteilung der gesamten indirekten Kosten, entnommen aus (Dengler *et al.*, 2006)

Bei der Physiotherapie kommen verschiedene Geräte oder Ausrüstungen zum Einsatz: Laufband mit Körpergewichtentlastungssystem (Lo *et al.*, 2010), Gitterlinien auf dem Boden (Azulay *et al.*, 2006) und externe sensorische Rhythmusgeber (Nieuwboer *et al.*, 2007). In den meisten Fällen muss der Patient die Rehabilitationsmaßnahmen mit der Unterstützung einer kompetenten Hilfskraft durchführen. Darüber hinaus sind viele Systeme zur Rehabilitation, wie z. B. Körpergewichtentlastungssystem mit Laufband, örtlich und zeitlich beschränkt. Hilfsmittel wie Laserstock und Metronom können zur Überwindung der FOG-Episode im Alltagsleben der Patienten verwendet werden. In den meisten Fällen bietet jedes Hilfsmittel den Patienten nur einzeln Art der Unterstützung an. Außerdem ist der Einsatz der Hilfsmittel nicht mit dem aktuellen Bewegungsstand der Patienten verbunden.

3. Stand der Technik

Verbesserungen der Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge stellen die primären Ziele der Gangtherapie bei den Parkinson-Patienten dar. Ein wichtiges zusätzliches Ziel besteht darin, FOG-Ereignisse zu reduzieren (Mehrholz *et al.*, 2010). In diesem Kapitel sollen zunächst die beispielhaften klinischen Abläufe vorgestellt werden. Anschließend wird der Stand der Technik in den Bereichen von FOG-Analysen, Sensor- und Mess-Systemen, externen Reizen bzw. Geräten zur Gangunterstützung bei Parkinson-Patienten beschrieben.

3.1 Beispielhafte klinische Abläufe

Die Physiotherapie mit Hilfsgeräten wird im Klinikum häufig begleitend zur medikamentösen Therapie durchgeführt. Azulay und Kollegen haben bereits bewiesen, dass Gitterlinien auf dem Boden zur Gangverbesserung bei den Patienten führen können (Azulay *et al.*, 1999). Die weißen Gitterlinien waren 5 cm breit und wurden auf einem 12 m langen Fußweg in Abständen von 45 cm platziert. Die Patienten sollten geradeaus nach vorn schauen und einfach über den Boden laufen. Die Geschwindigkeit und Schrittlänge wurde bedeutend erhöht.

In der Reha-Behandlung bei Parkinson-Patienten mit FOG können externe Reize eingesetzt werden (Frazzitta *et al.*, 2009). Diese externen Reize waren akustisch und visuell. Der akustische Reiz wurde durch einen Taktschlag mit der Frequenz von 2 Hz hervorgerufen. Der visuelle Reiz bestand aus Gitterlinien mit variablem Abstand nach individueller Schrittlänge. Dieser Abstand wurde um 0,05 m pro Schritt alle 3 oder 4 Tage vergrößert. Die Patienten erhielten an 28 aufeinanderfolgenden Tagen täglich ein 20 Minuten langes Training. Die Reha-Behandlung mit externen Reizen kann zudem mit einem Laufband verbunden werden. Die Patienten wurden während des Laufbandtrainings von einem Physiotherapeuten beobachtet. Die maximal tolerierte Gehgeschwindigkeit wurde vor den Trainingsseminaren bestimmt. Diese Geschwindigkeit wurde in der 2-tägigen Aufwärmperiode reduziert (-40%). Danach wurde die Bandgeschwindigkeit um 0,05 Schrittlängen Zyklen pro Sekunde alle 3 Tage erhöht. Der visuelle Reiz bestand aus Formen des rechten und linken Fußes, die alternativ auf dem Bildschirm angezeigt wurden.

Vor und nach der Reha-Behandlung wurden die Schritte der Parkinson-Patienten beobachtet und bewertet, um eine Verbesserung des Gangs zu untersuchen. Im Klinikum werden subjektive Verfahren häufig verwendet, um FOG-Ereignisse zu beobachten und zu messen. Der aktuelle Standard für die Beurteilung der motorischen Symptome bei der Parkinson-Krankheit ist der Rating-Maßstab: United Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS). Die qualitative Beurteilung wird durch Fragebögen und durch klinische Beobachtungen durchgeführt. Die FOG-Häufigkeit beim Gehen wird insbesondere in Frage 14 von UPDRS untersucht. Die Parkinson Activity Scale (PAS) wurde für die funktionelle Beurteilung der Parkinson-Krankheit entwickelt. Fragen 3 bis 8 beziehen sich auf FOG beim Drehen oder bei der Initialisierung von Schritten (Keus *et al.*, 2009). Der Freezing of Gait Questionnaire (FOG-Q) ist ein zuverlässiger Fragebogen, der zur Selbst-Evaluation von Parkinson-Patienten dient (Giladi *et al.*, 2000).

Ziegler hat zudem eine neue Methode mit einem befestigten Gangparcour zur Evaluierung von Festination und Freezing entwickelt (Ziegler *et al.*, 2010). In Abbildung 3-1 wird der Gangparcour dargestellt. Der Parcour wurde in drei Situationen mit unterschiedlicher mentaler Beanspruchung durchlaufen: Gehen, Gehen und Tragen eines Tellers mit einem Wasser

gefüllten Becher und Gehen mit dem Wasser gefüllten Becher und zusätzlichem Kopfrechnen.

Die Patienten wurden gebeten, sich auf einen Stuhl vor einer Tür zu setzen. Nach 30 s wurden die Patienten gebeten aufzustehen und zu einer Boden-Marke (40 x 40 cm) zu gehen. Innerhalb der Marke führten sie zwei 360°-Umdrehungen im Uhrzeigersinn und gegen den Uhrzeigersinn aus. Dann öffneten die Patienten die Tür und gingen durch die Tür, drehten und kamen zurück direkt zu ihrem Stuhl.

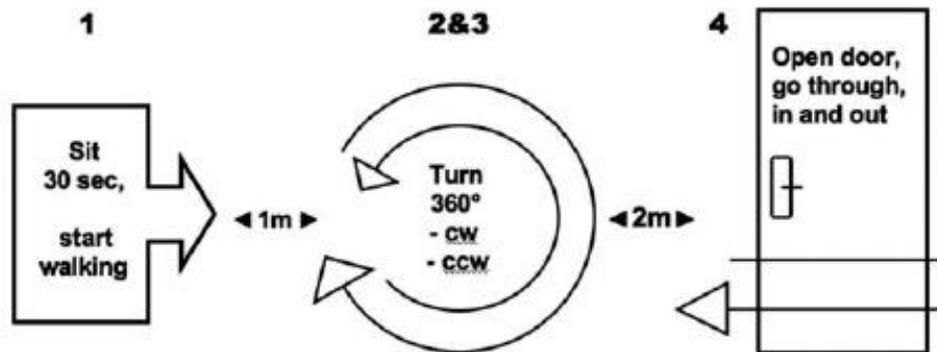


Abbildung 3-1: Der Verlauf mit vier Situationen, die dreimal wiederholt werden mit unterschiedlichem Dual-Tasking, entnommen aus (K. Ziegler *et al.*, 2010)

3.2 Methoden zur FOG-Erkennung

Das Syndrom Freezing of Gait (FOG), das eine der häufigsten Sturzursachen darstellt und die Lebensqualität der Parkinson-Patienten einschränkt, ist üblich bei der fortgeschrittenen Parkinson-Krankheit (PD) und ist resistent gegen die Behandlung. Klinische Beurteilung von FOG beruht weitgehend auf den subjektiven Berichten der Patienten unter Einsatz der subjektiven Fragebogen wie „Unified Parkinson’s Disease Rating Scale“ (UPDRS), „Parkinson’s Disease Questionnaire-39“ (PDQ-39), Teil 15 von „Activities of Daily Living“ (ADL) (Fahn *et al.*, 1987) und der umfassenderen FOG-Fragebogen von Giladi (Giladi *et al.*, 2000). In Schaafsma *et al.* (2003) wurde dargelegt, dass es schwierig ist, bei den Parkinson-Patienten FOG-Episoden in einer klinischen Routineuntersuchung hervorzurufen. Um Einfrieren zu provozieren, ist in der Regel ein komplexer Parcours mit mehreren Umdrehungen und Hindernissen erforderlich. Darüber hinaus sollen die Patienten im Idealfall vorher nicht mit Medikamenten behandelt werden. In diesem Zusammenhang wäre es sinnvoll, objektive Methoden außerhalb der Klinik für die Identifikation von FOG zu erforschen. In diesem Kapitel werden die Maßnahmen und entsprechenden Algorithmen zur objektiven FOG-Erkennung vorgestellt.

In Moore *et al.* (2008) wurde zur FOG Erkennung die vertikale lineare Beschleunigung des linken Unterschenkels verwendet, die bei der Verwendung eines auf den Knöcheln angebrachten Sensor-Arrays erworben wurde. Die Daten wurden an einen Pocket-PC mit einer Rate von 100 Hz drahtlos übertragen. Mit Hilfe einer Power-Spektral-Analyse konnte gezeigt werden, dass während der FOG-Episode ein hoher Frequenzanteil der Beinbewegung im Bereich von drei bis acht Hz aufgetreten sind. Die Leistung in diesem FOG-Frequenzbereich beim Drehen war jedoch höher als bei der Initiation des Gangs (Abbildung 3-2 B, C). Im Gegensatz dazu liegt der hohe Frequenzanteil der Beinbewegung beim Gehen in dem 0,5-3 Hz Band (Abbildung 3-2 D). Beim Stehen wird kein hoher Frequenzanteil der Bewegung beob-

bachtet (Abbildung 3-2 A). Ein „Gehen“-Band war definiert mit den Frequenzkomponenten von 0,5 bis 3 Hz und eine „Einfrieren“-Band von 3 bis 8 Hz.

Die Definition von „Freeze Index“ (FI) kann durch die folgende allgemeine Formel dargestellt werden.

$$FI = \frac{S_{\text{Einfrieren}}}{S_{\text{Fortbewegung}}} \quad (3-1)$$

$S_{\text{Einfrieren}}$ steht für das Quadrat der Fläche unter dem Leistungsspektrum im „Einfrieren“-Band und $S_{\text{Fortbewegung}}$ steht für das Quadrat der Fläche im „Fortbewegung“-Band. Für die Berechnung der FI zum Zeitpunkt t wurde ein sechs-Sekunden-Datensatz im Zeitbereich (Zeitpunkt t zentriert), nämlich 600 Beschleunigungsdaten, verwendet. Der Zustand wurde als ein FOG-Ereignis bezeichnet, wenn die FI eine gewählte Grenze überschritten hat. Die Studie hat ergeben, dass 78% der FOG-Ergebnisse mit einer allgemeinen Schwelle richtig identifiziert wurden, 20% der Standardereignisse jedoch als FOG falsch bezeichnet wurden. Mit individuell kalibrierten Schwellen wurden die Ergebnisse verbessert: Die Genauigkeit und Empfindlichkeit der FOG-Erkennung waren auf 89% gestiegen mit nur 10% „False Positives“.

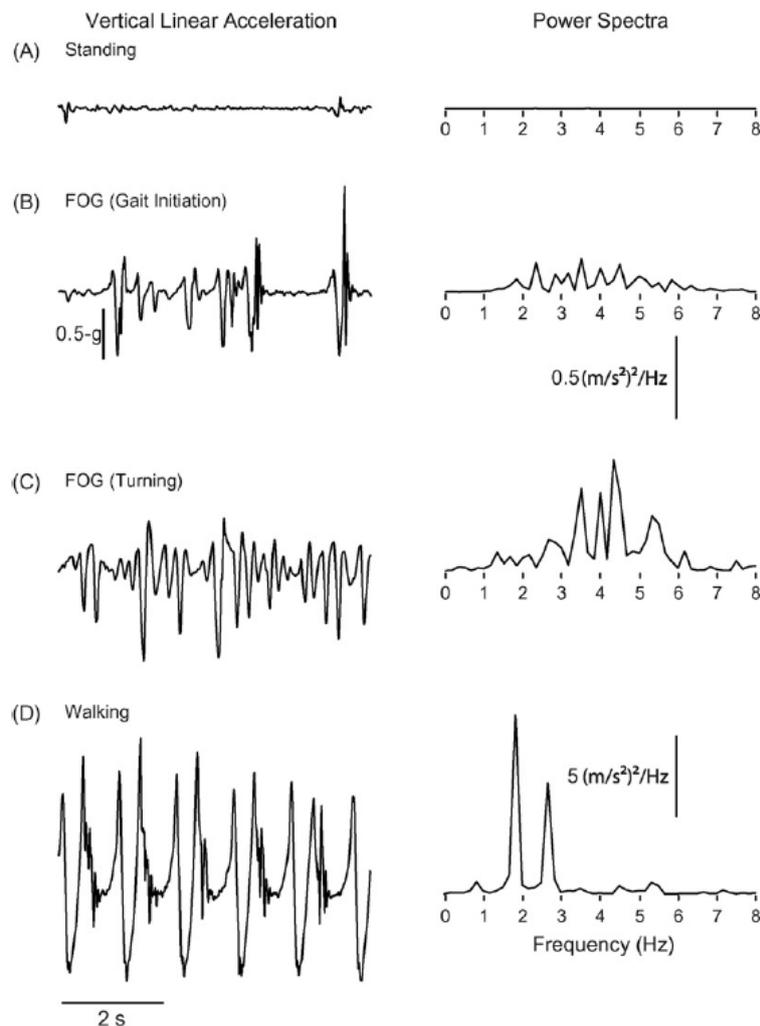


Abbildung 3-2: Vertikale lineare Beschleunigung des linken (6 Sek Daten) und entsprechende Leistungsspektren bei einem Patienten mit fortgeschrittener Parkinson-Erkrankung. (A) Stehen (B) und (C): Während der FOG-Episode wurde eine Hochfrequenz „Zittern“ des Schenkels mit Komponenten in dem 2-6 Hz Band beobachtet, die beim Stehen aber nicht vorhanden waren. (D) Beim Gehen hat die vertikale Bewegung des Beines deutlich abgestimmte Komponenten im 1-3 Hz Band mit höheren Oberschwingungen gezeigt, entnommen aus (Moore et al., 2008).

Basierend auf dem von Moore beschriebenen Prinzip hat die Forschungsgruppe am „Wearable Computing Laboratory“ (Zürich, die Schweiz) einen Algorithmus zur Online-FOG-Erkennung entwickelt, wobei folgende Verbesserungen eingeführt wurden: Eine geringere Latenz, Einbeziehung einer Energieschwelle und Echtzeit-Online-Betrieb. Dem Forschungsergebnis zufolge hat die menschliche Bewegung hauptsächlich den Frequenzbereich zwischen 0 und 30 Hz abgedeckt, worin mehr als 96% der Gesamtenergie für das Gehen und FOG lag (Bächlin *et al.*, 2010). Denn beim Stehen gab es keine Bewegung, wurde die PSD von Sensorrauschen dominiert. Auf dieser Tatsache beruhend wurde eine Energieschwelle definiert, die „PowerTH“ genannt wurde, um zwischen dem Stehen und anderen Zuständen zu unterscheiden. Das „Kontexterkennung Network (CRN) Toolbox (Bannach *et al.*, 2006)“ wurde für die Implementierung des Algorithmus auf dem tragbaren Gerät verwendet.

In Abbildung 3-3 wird das Flussdiagramm des Algorithmus einschließlich der Parameter dargestellt. Die Daten, die von den auf dem Schenkel angebrachten Sensoren erfasst wurden, wurden an den tragbaren Computer über eine drahtlose Bluetooth-Verbindung mit einer Frequenz von 64 Hz übermittelt und für die Online-FOG-Erkennung eingesetzt. Ein Datensatz von vier Sekunden, nämlich von 256 Messwerten, wurde für die Berechnung der Fast-Fourier-Transformation (FFT) verwendet, die in Schritten von 0,5 s durchgeführt wurde. Das Gehen-Frequenzband zwischen 0,5 und 3 Hz und das FOG-Frequenzband zwischen 3 und 8 Hz waren vorgesehen nach Moore *et al.* (2008). Die Erkennungsleistung des Systems wurde mit 0,5 s Zeitfenster evaluiert. Als Referenz für die Leistungsbewertungen des Algorithmus wurden die Annotationen von Videodaten von den Physiotherapeuten verwendet. Durchschnittlich betragen die Sensitivität und Spezifität der Online-FOG-Erkennung 73,1% und 81,6%.

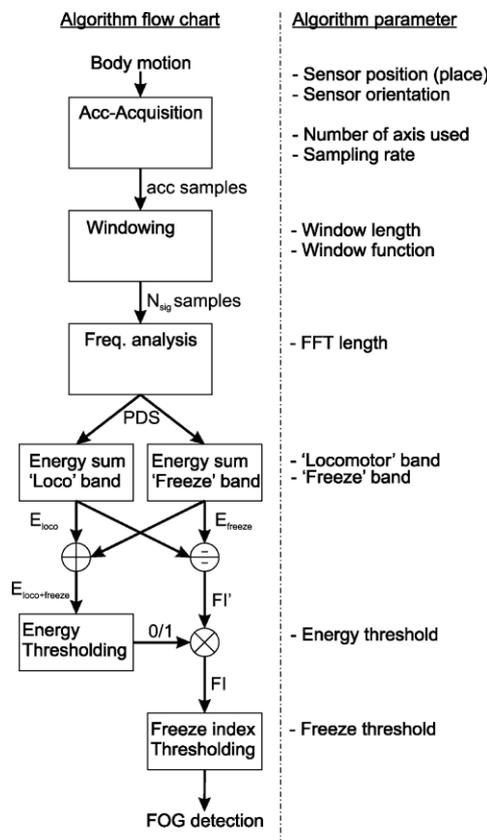


Abbildung 3-3: Flussdiagramm des Algorithmus zur FOG-Erkennung einschließlich der Parameter, entnommen aus (Bächlin *et al.*, 2010).

Die FI von Moore *et al.* (2008) wurde in Jovanov *et al.* (2009) auch als Primärkomponente zur Online-FOG-Erkennung verwendet. Die Sensoren wurden auf den Knien platziert und haben die Daten mit einer Abtastfrequenz von 200 Hz erfasst. 64 Messwerte, und zwar ein Datensatz von 320 ms, wurde im optimierten Algorithmus bei der Spektralanalyse eingesetzt, damit für die effektive echtzeitige Implementierung des Algorithmus eine kürzere Zeitlatenz eingeführt werden konnte. Die Berechnung des FOG-Index wurde alle 50 ms durchgeführt und eine Warnung wurde erzeugt, wenn ein mögliches FOG-Ereignis identifiziert wurde. Sensitivität und Spezifität des entwickelten Algorithmus wurden leider nicht angegeben.

Um die subtilen FOG-Episoden bei Parkinson-Patienten objektiv zu identifizieren, hat die Forschungsgruppe von Delval *et al.* (2010) zuerst die FOG-Episoden bei Parkinson-Patienten durch plötzlich auftauchende Hindernisse auf dem Laufband provoziert. In der Studie gingen die Probanden auf einem motorisierten Laufband und mussten vor den unerwartet auftauchenden Hindernissen ausweichen. Die Prozesse wurden anhand von Videoaufnahmen protokolliert und die FOG-Episoden wurden von zwei unabhängigen Experten identifiziert. Die Trajektorien des Kniewinkels wurden mit einem Goniometer mit einer Abtastrate von 1000 Hz aufgezeichnet und die analogen Signale wurden durch einen Tiefpassfilter von 10 Hz gefiltert und differenziert. Signale des Kniegelenks wurden mittels der Verwendung von Zeit-Frequenz-Verfahren mit der Kombination einer gleitenden „Fast Fourier Transform (FFT)“-Analyse und der Wavelet-Transformation analysiert. In der Abbildung 3-4 werden die Ergebnisse der Analyse für zwei Szenen bei einem Patienten dargestellt. In Szene A hat der Patient ein Hindernis überquert, wobei eine Erhöhung der Leistung im tiefen Frequenzbereich auf dem Bild von „event-related spectral perturbation (ERSP)“ aufgetreten war. In der Szene B wurde ein FOG-Ereignis ausgelöst. Das Muster der erhöhten Leistung besaß die dominanten Frequenzen im Bereich von 0 bis 3 Hz, was (überwiegend) der Festination der Patienten entsprach (1). Anschließend ist eine starke Erhöhung der Leistung im Frequenzbereich von 3 bis 8 Hz auf dem ERSP-Bild aufgetreten(2), was während der FOG-Episode mit der Abnahme der Leistung im Bereich von 0 bis 3 Hz verbunden war (3).

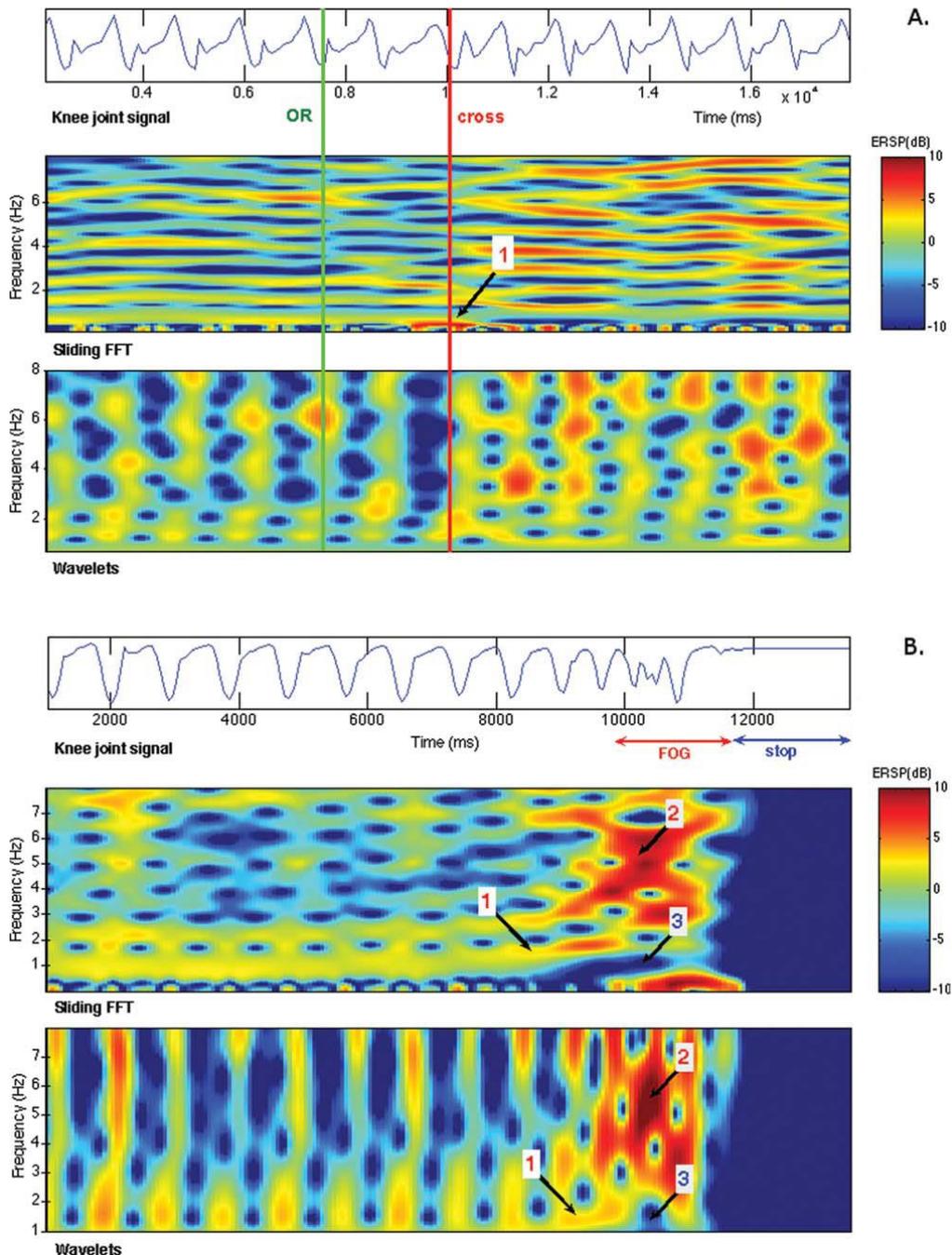


Abbildung 3-4: Gleitende FFT-Analyse (Fast Fourier Transform) und die Wavelet-Transformation von (A) Überquerung des Hindernisses bei Parkinson-Patienten und (B) FOG-Episode bei Parkinson-Patienten, entnommen aus (Delval *et al.*, 2010).

Zusätzlich zu den auf dem Frequenzbereich basierenden Methoden werden seit Kurzem auch Verfahren zur FOG-Erkennung aus anderen Aspekten in wissenschaftlichen Publikationen vorgestellt.

Damit die FOG-Ereignisse bei Parkinson-Patienten mit den Messdaten von den tragbaren Sensoren detektiert wurden, wurde eine automatisierte Methodik entwickelt, die sich aus vier folgenden Phasen zusammengesetzt hat: Signaloptimierung, Datenvorverarbeitung, Merkmalsextraktion und Klassifizierung (Tripoliti *et al.*, 2012).

Das Flussdiagramm der vorgeschlagenen Methodik ist in Abbildung 3-5 dargestellt. In der ersten Phase, der „Signaloptimierung“, wurde der Zeitpunkt, zu welchem alle Sensoren die Übertragungen der Messwerte gestartet hatten, als die Startzeit der Aufzeichnung der Daten

angesehen. Darüber hinaus wurden die fehlenden Messwerte bei der Aufzeichnung, die von Signalverlust bei der Übertragung oder Signalverschlechterung verursacht wurden, mittels der linearen Interpolation berechnet und in dem Rohdatensatz ergänzt. In der zweiten Phase, der "Datenvorverarbeitung", wurden die niederfrequenten Komponenten der Rohdaten durch einen Finite Impulse Response (FIR) Filter, und zwar einen Bandpassfilter im Frequenzbereich von 2 Hz bis 10 Hz, entfernt. Anschließend wurde die Entropie der Rohdaten mittels eines Schiebefensters mit 1 s Zeitdauer und 0,5 s Überlappung extrahiert. In der letzten Phase wurden vier Klassifikationsalgorithmen (Naive-Bayes, Entscheidungsbaum, Random Trees und Random Forests) zum Einsatz gebracht, um beim Gehen die FOG-Episoden zu identifizieren.

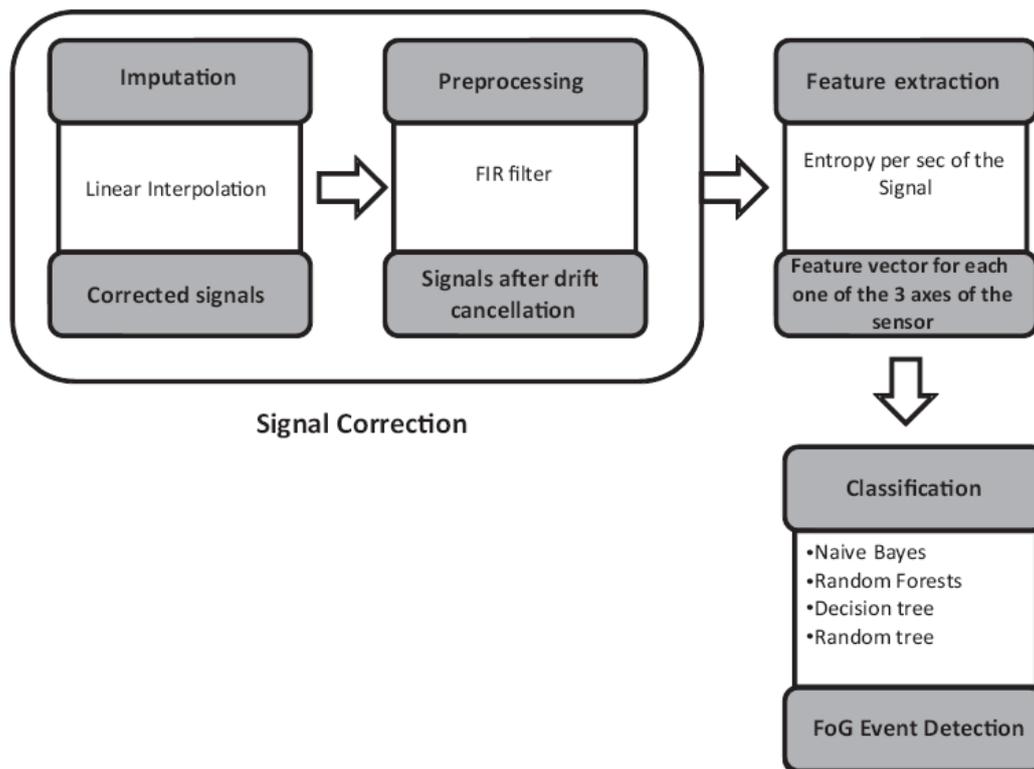


Abbildung 3-5: Flussdiagramm der vorgeschlagenen Methodik, entnommen aus (Tripoliti *et al.*, 2012).

In der Studie von Tripoliti *et al.* (2012) wurden die Signale, die insgesamt 93 FOG-Ereignisse mit 405,6 s Gesamtdauer enthalten, von fünf gesunden Probanden, fünf Parkinson-Patienten mit FOG und sechs Parkinson-Patienten ohne FOG aufgezeichnet. Im Hinblick auf das Ergebnis der Studie ermöglichte es die vorgeschlagene Methodik, die FOG-Ereignisse mit 81,94% Sensitivität, 98,74% Spezifität und 96,11% Genauigkeit zu erkennen.

Eine der Besonderheiten von FOG-Ereignissen ist ihre Abhängigkeit von dem Patientenkontext, wie z. B. dem aktuellen Standort oder einer gegebenen Aufgabe. Die nur auf den tragbaren Sensoren basierten Lösungen haben sich den externen Kontext zur FOG-Erkennung nicht zu Nutze gemacht. Die Forschungsgruppe von Takac *et al.* (2012) hat ein Konzept und einen Laborprototyp von einem Ambiente-Sensor-System entwickelt, das ein tragbares FOG-Überwachungssystem durch präzise Lokalisierung und aktive Abbildung der Umwelt unterstützen könnte.

Komponenten des Ambiente-Sensor-Systems, die in Abbildung 3-6 präsentiert werden, sind ein tragbares Subsystem mit selbständig laufendem Algorithmus zur FOG-Erkennung und ein Vision-Subsystem, das aus den auf einem dedizierten Server laufenden Softwaremodulen für

das bildbasierte Tracking, Environment Mapping und Schlussfolgerung je nach Kontext besteht.

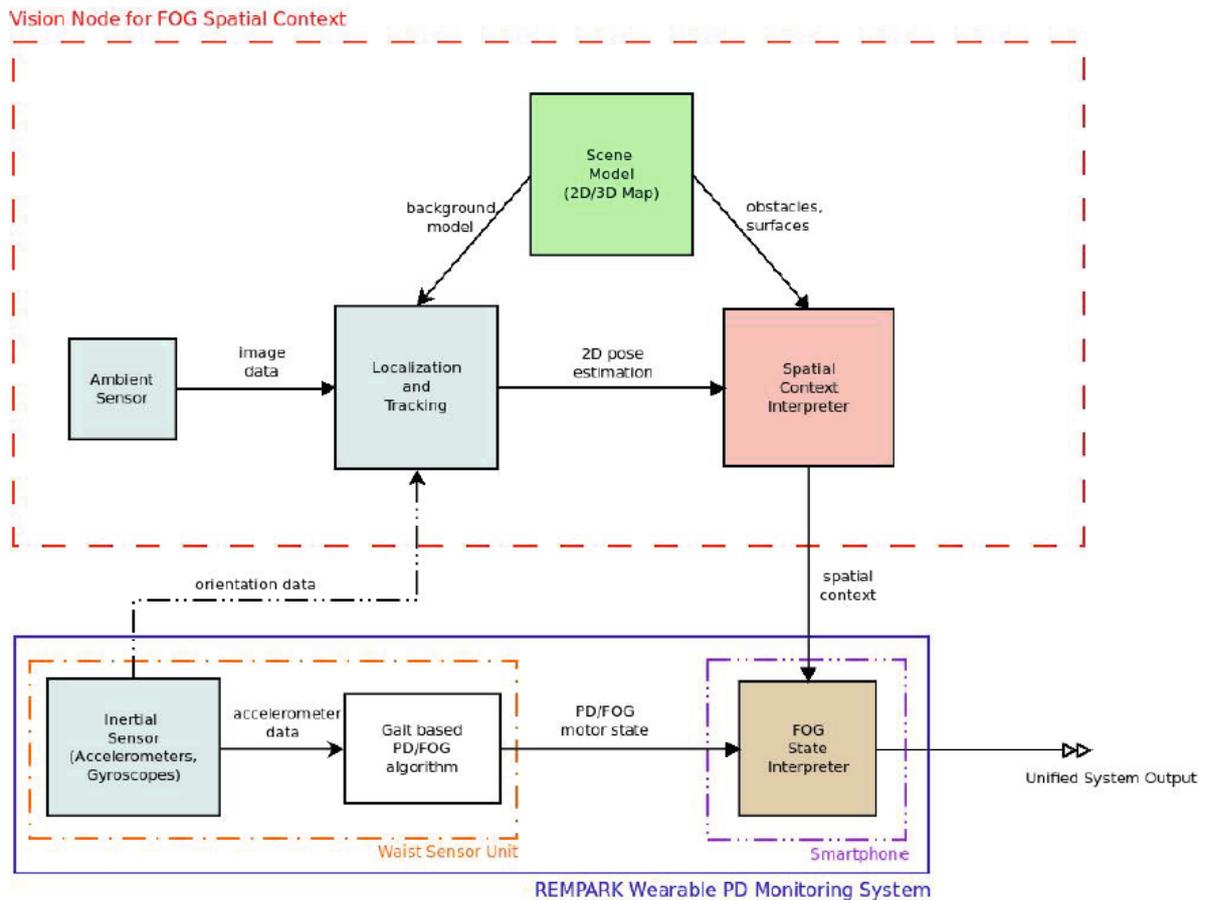


Abbildung 3-6: Ambiente-Sensor-System zur FOG-Erkennung, das aus dem tragbaren Überwachungssystem und dem Vision-Sensor-Subsystem besteht, entnommen aus (Takac *et al.*, 2012).

Das tragbare Überwachungssystem enthielt zwei Trägheitsmeseinheiten (Inertial Measurement Unit (IMU)), auf der Taille und um ein Handgelenk. Der Sensor auf der Taille wurde zur Identifizierung der grundlegenden Gangparameter wie Körperhaltung, Schrittlänge und Gehgeschwindigkeit verwendet. Die Aufgabe des Sensors um das Handgelenk bestand darin, die Symptome von Tremor und Dyskinesie zu erkennen. Um die Informationen über den externen Kontext – wie Standort und Orientierung – der Patienten beim FOG-Ereignis zu erfassen, wurden die visuellen Umgebungssensoren zum Einsatz gebracht. Mit diesem Vision-System konnten folgenden Hauptfunktionen durchgeführt werden:

- Lokalisation und Verfolgung von Patienten (Tracking-Modul);
- automatische Analyse der beobachteten Szene (Szene Modell Modul);
- Rückschluss darüber, wie die aktuelle Position den FOG-Zustand der Patienten beeinflusst (Kontext Interpretationsmodul).

Als Ausgangswert des visuellen Systems wurde die Einschätzung der Wahrscheinlichkeit des FOG-Ereignisses von der aktuellen Position der Patienten geliefert.

3.3 Sensor- und Mess-Systeme zur Bewegungsanalyse der Menschen

Das VICON Motion System wurde von verschiedenen wissenschaftlichen Forschungsgruppen zur Ganganalyse bei Parkinson-Patienten eingesetzt (Willems *et al.*, 2006) (Delval *et al.*, 2010). Abbildung 3-7 präsentiert eine Architektur des Basic VICON Motion Systems, welches aus acht Kameras, einem MX-Ultranet und einer Arbeitsstation (PC mit dem installierten VICON-Software) besteht.

Die Kameras von dem komplexen System positionierten sich um einen 8-Meter-Gehweg. Reflektierende Marker (14 mm Durchmesser) wurden an den unterschiedlichen Körperpositionen der Probanden platziert, damit das Infrarotkameras-System die Bewegungsdaten der Patienten genau erfassen konnte.

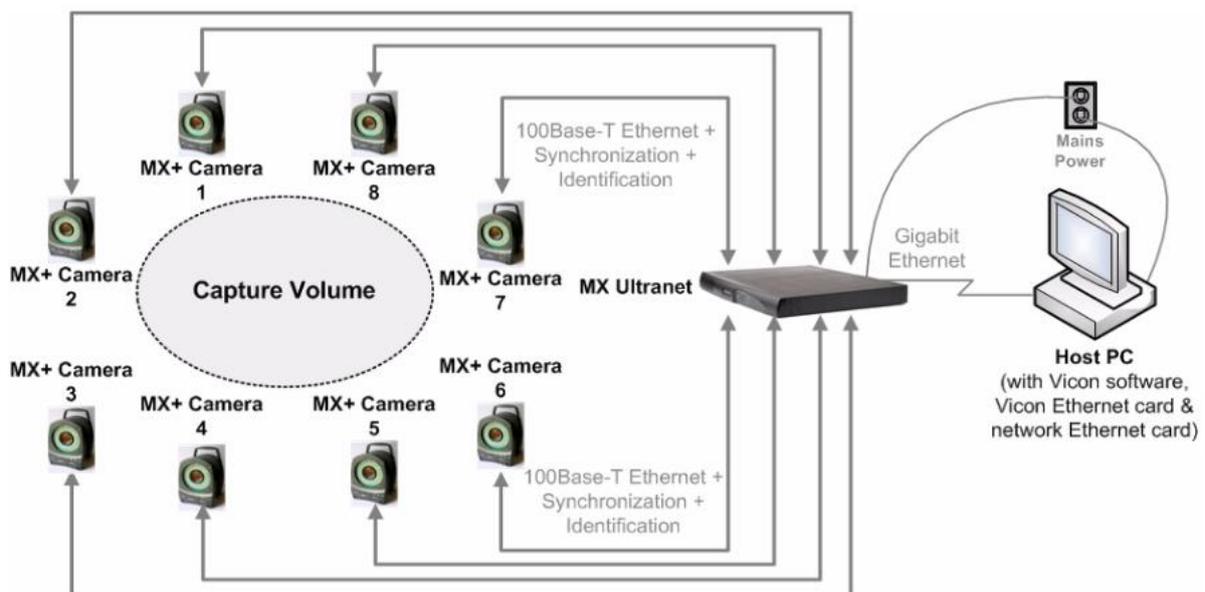


Abbildung 3-7: Architektur des Basic Vicon Systems (© 2004-2005 Vicon Motion Systems Limited)

Biodex Medical Systems, Inc.: Die Firma *Biodex* (New York, USA) bietet Produkte zur neuromuskulären Auswertung und Bewegungstherapie an. Das *Gait Trainer 3™* ist ein Laufband mit einem instrumentierten Deck und geeignet für die pathologische Rehabilitation (Abbildung 3-8 a)). Beim Modus für Gehübungen ist der Geschwindigkeitsbereich des Laufbandes auf 4,8 km/h begrenzt. Gangparameter, wie Schrittlänge, Schrittgeschwindigkeit und Schrittsymmetrie, werden direkt protokolliert. Der Schritt der Patienten wird mit dem gewünschten Schritt verglichen. Beide Schritte werden auf einem 12,1" Farb-Touch-Screen-Display in Echtzeit angezeigt und in einem Histogramm dokumentiert. Das instrumentierte Deck verwendet ein Windows-CE-Betriebssystem und liefert auch akustisches und visuelles Echtzeit-Biofeedback, um die Patienten zu ihrem richtigen Gangmuster aufzufordern. In Abbildung 3-8 b) wird das Biodex Körpergewichtsentlastungssystem veranschaulicht. Das Gerät kann den Patienten eine Unterstützung von bis zu 40% des Körpergewichts bieten. Zur Gehübung kann das System auch mit das *Gait Trainer 3™* kombiniert werden (Abbildung 3-8 c)).



a) **Abbildung 3-8: Systeme für die Gangtherapie.** a) Gait Trainer 3™ (© Biodes, 2012). b) Biodes Körpergewichtsentlastungssystem (© Biodes, 2012). c) Gait Trainer 3™ kombiniert mit dem Körpergewichtsentlastungssystem (© Biodes, 2012).

CIR System, Inc: Die Firma CIR System (Havertown, USA) bietet das validierte Ganganalyse-System GAITRite, das aus einem vier Meter langen elektronischen Gehweg besteht, dessen aktive Fläche 61 cm breit und 366 cm lang ist. Aufgrund der hohen Zuverlässigkeit wird das System GAITRite bei der wissenschaftlichen Forschung und der Physiotherapie eingesetzt. In Espay *et al.* (2010) bildete das System GAITRite zusammen mit dem Gerät Visual-Auditory Walker ein abgeschlossenes Cueing-System, um die Machbarkeit und die Auswirkungen des Heimtrainings mit dem Cueing-System bei Parkinson-Patienten zu beurteilen. Das System GAITRite wurde mit Hilfe einer Videokamera zur Erfassung der Daten verwendet, damit die Noten von „Functional Ambulation Performance (FAP)“ bei den Parkinson-Patienten, die eine auditive Stimulation eines Metronoms benutzten, geprüft wurden. (Freedland *et al.*, 2002). Die FAP-Note, die bei Gesunden zwischen 95 und 100 liegt, ist ein quantitatives Maß des Gangs einer Person, basierend auf spezifischen räumlichen und zeitlichen Determinanten. Das GAITRite-System erfordert die Messung der Höhe, des Gewicht und der Beinlänge, um die Komponenten des Gangs zu analysieren und die entsprechende FAP-Note zu berechnen.

Die tragbare elektronische Gangmatte kann leicht verpackt und an einen anderen Ort transportiert werden. Bei der Arbeitsstation wurde eine benutzerfreundliche Software zur Ganganalyse installiert, die auf Windows basiert. Mit Hilfe der Software können die Gangbilder aufgezeichnet und die objektiven Gangparameter mit den subjektiven Empfindungen abglichen werden. Wie in Abbildung 3-9 dargelegt, ist die dynamische Druckverteilung jedes Schrittes auch bildlich auf der Benutzeroberfläche darzustellen.

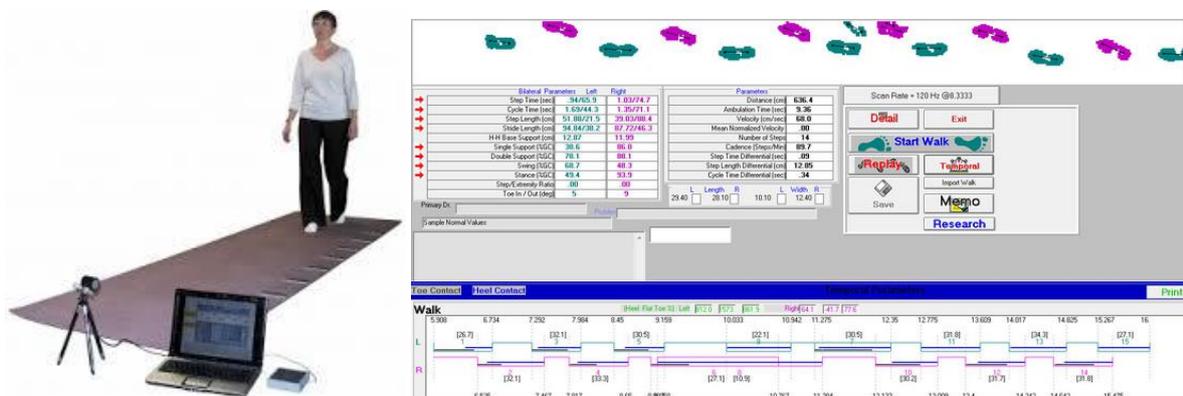


Abbildung 3-9: GAITRite® Ganganalyse-System (© CIR System, 2008).

Am „Laboratory of Movement Analysis and Measurements“ (Lausanne, Switzerland) wird ein tragbares System zur objektiven Bewertung des Gangs und der Mobilität der Menschen entwickelt. Das System besteht aus zwei drahtlosen Messmodulen, die auf Füßen befestigt werden. Das System bietet die Schrittlänge, Schrittgeschwindigkeit, Fuß-Freiheit und Drehwinkel-Parameter bei jedem Gangzyklus basiert auf der Berechnung von 3D-Fuß-Kinematik (Mariani *et al.*, 2010). Ein Wireless-6-dimensionalen-Trägheitsmesseinheit („S-Sense“ genannt) wurde entwickelt (Van de Molengraft *et al.*, 2009). Das S-Sense-Modul ist klein ($57 \times 41 \times 19.5$ mm³) und weist einen geringem Leistungsverbrauch auf (18.5mA bei 3.6V). Zwei S-Sense-Module wurden auf Schuhe bei Rückfuß-Position mit doppelseitigen Klettverschlüssen fixiert (Abbildung 3-10). Die Daten werden mit einer Abtastfrequenz von 200 Hz gesammelt und drahtlos sowie in Echtzeit an den S-Base- Empfänger bei PC gesendet.



Abbildung 3-10: Das S-Sense Modul ist an dem Schuh mit einem Klettverschluss befestigt, entnommen aus (Mariani *et al.*, 2010).

Ein optisches Trackingsystem zur Bewegungserfassung (Vicon, Oxford Metrics) mit Sub-Millimeter-Genauigkeit, das oben vorgestellt wurde, wurde als das Referenzsystem verwendet (Abbildung 3-11 a). Ein schwarzer Bereich von $2,5 \times 5,5$ m (Vgl. Abb. 3-11c) wurde vom Trackingsystem beobachtet. An jedem S-Sense Modul sind drei Reflexionsmarker angebracht worden, um die 3D-Position und die Orientation des Moduls zu messen.

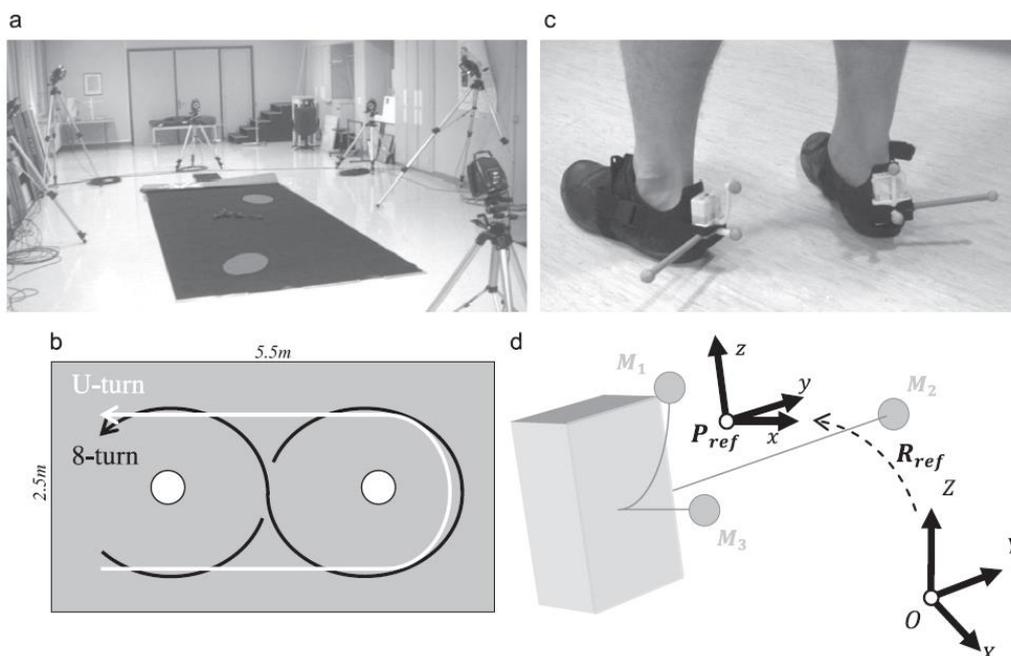


Abbildung 3-11: (a)Optisches Trackingsystem zur Bewegungserfassung (Vicon, Oxford Metrics), (b)Gang Parcours (c)Marker auf S-Sense angebracht und (d) Referenzposition und Orientation von S-Sense, entnommen aus (Mariani *et al.*, 2010).

Ein „Shoe-Integrated Gait Sensor System (SIGSS)“ wurde zur kontinuierlichen Überwachung des Gangs in Echtzeit für die klinische BioMotion-Analyse entwickelt (Morris and Paradiso, 2003). Die die instrumentierte Einlegesohle (Abbildung 3-12, (a)) ist eine Schwerlastfolie, wobei die Sensoren zwischen den zwei PVC-Schichten von 0,02-Zoll laminiert werden. Das Sensorsystem in der Einlegesohle besteht aus vier „Force Sensitive Resistors (FSR)“ Folien für die Messung des anhaltenden Drucks, zwei Streifen aus Polyvinylidenfluorid (PVDF) für die Messung des dynamischen Drucks und zwei Biegesensoren. Wie die Abbildung 3-12 (b) gezeigt hat, kann die Elektronik, die 200 mg wiegt, mit Stromversorgung (9V) und Antenne auf die Schuhe im Bereich der Ferse angebracht werden. Eine Inertialmesseinheit mit drei Gyroskops, drei Beschleunigungssensoren und zwei Sonaren zur Messungen der Abstände zwischen Füßen und Erde bzw. zwischen beiden Schuhen, sind in die Elektronik integriert. Informationen über die dreidimensionale Bewegung, die relative Position und die Druckverteilung des Fußes werden von den instrumentierten Schuhen zu einem Empfänger, der mit einem nahe gelegenen Laptop oder einer tragbaren PDA-Plattform verbunden ist, drahtlos und in Echtzeit übertragen. Wegen des geringen durchschnittlichen Stromverbrauchs der Elektronik (50 mA) kann das System für einen halben Tag im Dauerbetrieb eingesetzt werden.

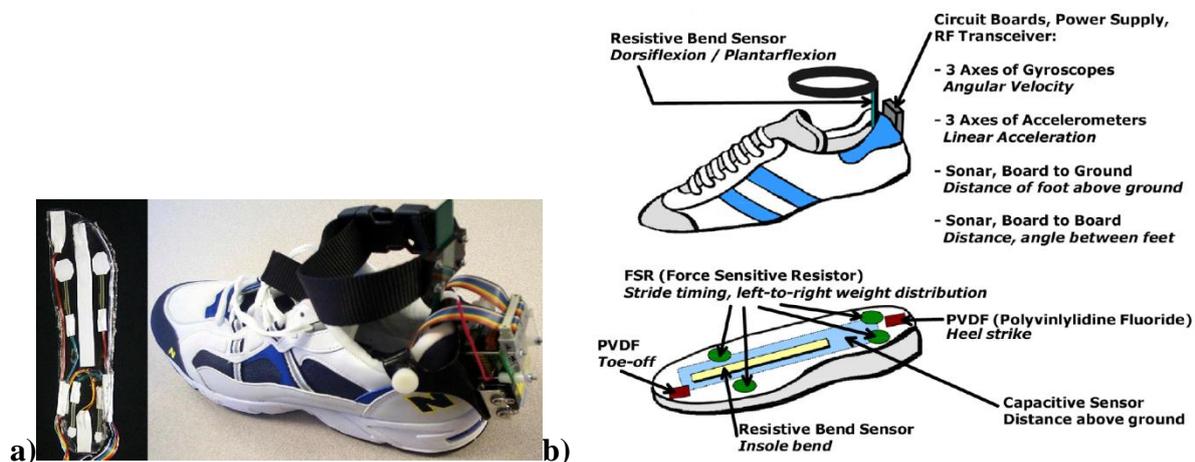


Abbildung 3-12: (a) Der erste Prototyp vom „Shoe-Integrated Gait Sensor System (SIGSS) – Einlegesohle (links) und Schuhe mit Elektronik (rechts) (b) Schematische Darstellung von SIGSS, entnommen aus (Morris and Paradiso, 2003).

3.4 Externe Reize zur Gangunterstützung bei Parkinson-Patienten

Gangstörungen gehören zu den wesentlichen funktional schwächenden Zeichen der Neuropathologie der Parkinson-Erkrankung. Bradykinesie und ein schlurfendes Schrittmuster mit verkürzter Schrittlänge und reduzierter Kadenz sind zwei charakteristischste Merkmale des Gang-Profiles der Parkinson-Patienten.

Es besteht Konsens darüber, dass eine wirksame nicht-pharmakologische Behandlung als Zusatztherapie entwickelt werden muss, um entsprechende Symptome zu lindern und die Mobilität der Patienten zu verbessern (W. J. Weiner & C. Singer, 1989). In der klinischen Literatur wird häufig darauf verwiesen, dass externe sensorische Systeme mit den visuellen, akustischen oder taktilen Reizen als eine Form der nicht-pharmakologischen Maßnahme zur Verbesserung der Mobilität der Parkinson-Patienten verwendet werden können (F. I. Caird, 1991).

Eine große Anzahl von medizinischen Studien wurde von unterschiedlichen wissenschaftlichen Gruppen durchgeführt, um den Effekt der externen sensorischen Reize bei Parkinson-Patienten zu untersuchen. Diese werden im Folgenden ausführlich vorgestellt.

Bryant et al. (2009) evaluierte in seiner Forschung die Selbstverwaltung mit einem akustischen Reiz zur Verbesserung des Gangs bei der Parkinson-Erkrankung. Ein Stimulationsgerät (Tempo Trainer; Finis Inc., Livermore, CA, USA) wurde in der Studie verwendet, das häufig im Sport als Training für Läufer und Schwimmer eingesetzt wird. Das Gerät ist eine kleine elektronische Einheit mit einem Durchmesser von 4 Zentimetern (Abbildung 3-13) und kann daher beim Laufen und Schwimmen auf einem Kopfband montiert oder in einer Kappe versteckt werden. So könnte es auch beim Ausführen körperlicher Aktivitäten einsetzbar sein. Wie ein Metronom sendet das Stimulationsgerät stetig einen akustischen Reiz, um die Bewegung an eine gewünschte Geschwindigkeit anzupassen. Die Stimulationshäufigkeit kann von 6 bis 300 Male pro Minute eingestellt werden. Das Gerät könnte das Gangbild der Parkinson-Patienten verbessern, was ähnlich von seiner Wirkung der Leistungsverbesserung beim Schwimmen ist. Die Probanden wurden gebeten, das Gerät zu Hause beim Gehen zu tragen. Nach der einwöchigen Selbstverwaltung wurden die wichtigen Gangparameter der Patienten wieder gemessen. Die Studie hat ergeben, dass die Schrittlänge und die Gehgeschwindigkeit abgesehen von der Kadenz deutlich erhöht wurden und das Gangbild der Patienten daher wesentlich verbessert werden konnte.

Ein Seiko DM-10 digitales Metronom (Vgl. Abb. 3-13 (b)) wurde zusammen mit einem Polar TARGET™ Herzfrequenz-Messgerät, einem GAITRite-System und einer Videokamera verwendet, um die Auswirkung der impulsartigen akustischen Anregung auf die vielfältigen Gangarten der Parkinson-Patienten zu untersuchen (Freedland *et al.*, 2002)). Die Ergebnisse der Studie haben bestätigt, dass eine auditive Stimulation den Gang der Parkinson-Patienten positiv beeinflussen könnte. Daher wird die vorteilhafte Auswirkung der auditiven Stimulation als eine Ergänzung zu der dopaminergen Therapie zur Behandlung von Gangstörungen bei der Parkinson-Krankheit vorgeschlagen.



a)

Abbildung 3-13 (a): Tempo-Trainer (© FINIS, 2009). (b) Modell DM-10, das klassische elektronische Metronom (©SEIKO, 2002).



b)

Willems *et al.* (2006) hat eine Forschung durchgeführt, um den Zusammenhang zwischen der Frequenz der akustischen Reize und den wichtigen Gangparametern der Parkinson-Patienten herauszufinden. Ein Metronom, das ein rhythmisches akustisches Cueing bieten konnte, wurde in das Messsystem integriert, welches die Bewegungsinformation der Patienten mit Hilfe von Kameras erfasste. Das Metronom wurde mit einem Infrarot-Licht verwendet, welches mit dem akustischen Beat simultan blinkte, damit die Erfassung des Beats (Blinken) mit der Infra-

rotkamera des Mess-systems ermöglicht wurde. Die Frequenz der akustischen Reize wurde an der Grundlinien-Frequenz eingestellt; an einer erhöhten Schrittfrequenz auf 10% und 20% über der Grundlinie und an einer verringerten Schrittfrequenz auf 10% und 20% unter der Grundlinie. Cueing-Bedingungen wurden zufällig ausgesetzt, um den Interferenzeffekt zu vermeiden. Probanden wurden angewiesen, ihren Fuß-Kontakt mit dem Metronom-Beat zu synchronisieren.

In Abbildung 3-14 ist die Einwirkung der Cueing-Frequenz auf die Schrittlänge der Parkinson-Patienten mit und ohne FOG dargestellt. Für Patienten ohne FOG war die Schrittlänge in der +10%-Bedienung größer im Vergleich zur +20%-Bedienung und der Grundlinie. Im Gegensatz dazu war die Schrittlänge bei Patienten mit FOG in der -10%-Bedienung am größten. Auf der Grundlage der Studienergebnisse können eine Reduzierung der akustischen Cueing-Frequenz bis -10% für Parkinson-Patienten mit FOG und eine Steigerung der Frequenz bis +10% für Patienten ohne FOG die Möglichkeit zur therapeutischen Verwendung bieten.

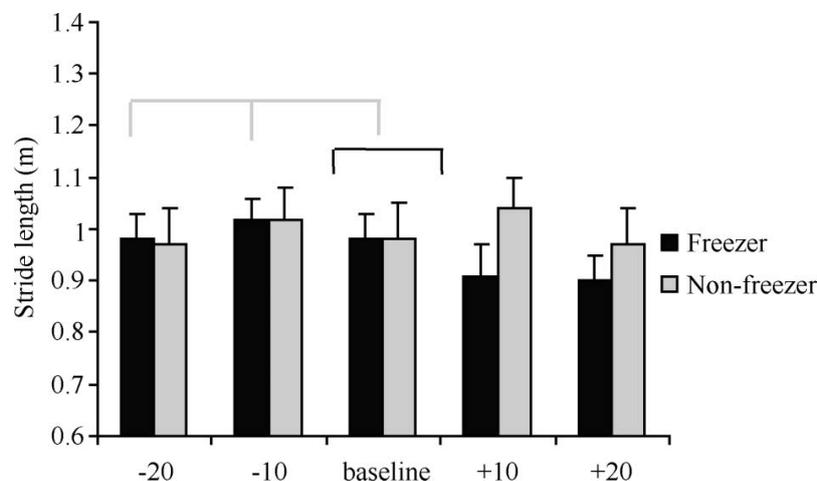


Abbildung 3-14: Einwirkung der Cueing-Frequenz auf der Schrittlänge der Parkinson-Patienten mit und ohne FOG, entnommen aus (Willems *et al.*, 2006).

Rhythmisch-akzentuierte Musik wurde von Thaut M. H. (1996) bei dem häuslichen drei-Wochen Geh-Training genutzt, um die Veränderung der wichtigsten Gangparameter der Parkinson-Patienten zu ermitteln. Die Messungen der Gangparameter wurden vor und nach dem Training ohne die Stimulation durchgeführt. Dem Ergebnis der Studie zufolge haben die Patienten, die mit rhythmisch-akustischer Stimulation behandelt wurden, ihre Ganggeschwindigkeit um 25%, ihre Schrittlänge um 12% und ihre Schrittkadenz um 10% verbessert.

In Lim (2009) wurden die Strategien der rhythmischen Stimulation für die Rehabilitation bei der Parkinson-Krankheit untersucht. Ein Cueing-System, das in Abbildung 3-15 a-d demonstriert wird, wurde für das Training der Patienten im Rahmen des „Rescue“ Projekts entwickelt. Das Cueing-System verfügt über folgende wichtige Eigenschaften: (1) Verschiedene Reiz-Möglichkeiten wie akustischer Reiz (ein rhythmischer Piepton), visueller Reiz (Blinklicht an der Seite einer Brille) und somatosensorischer Reiz (ein rhythmisch vibrierender Mini-Zylinder am Arm) stehen für das Cueing-Training zur Verfügung. (2) Das Gerät besitzt zwei Schalter und zwei Tasten: Ein EIN/AUS Schalter, ein Schalter zum Wählen der Modalität und Tasten zur Änderung des Rhythmus. (3) Das Gerät ist klein, leicht und stoßfest (170 Gram, 64.77 × 111.75 × 23.37 mm). (4) Mit einer zusätzlichen Klammer ist das Gerät tragbar (am Gürtel oder in der Hosentasche).

Die Studie hat dargelegt, dass die Cueing-Therapie eine signifikant positive Wirkung auf die dynamische Aktivität hat, vor allem in Bezug auf das Gehen. Bei der Trainingsgruppe hat sich die Fußwegzeit um 4,5% erhöht. Entsprechende klinische Bewertungen haben folgende Verbesserungen gezeigt: Einen 4,2% Anstieg bei der Haltung- und dem Gang-Score, eine 5,0 cm/s Erhöhung bei der Gehgeschwindigkeit, eine 4,0 cm Vergrößerung bei der Schrittlänge und eine 5,5% Reduzierung des Schweregrades des Freezing-Symptomes gemäß der FOG-Umfrage bei den Parkinson Patienten mit FOG.



Figure 1a.
Cueing device



Figure 1b.
Auditory modality



Figure 1c.
Visual modality



Figure 1d.

Abbildung 3-15: Cueing-System mit verschiedenen Reiz-Möglichkeiten, entnommen aus (Lim, 2009).

Parkinson NextStep GmbH: Die Firma Parkinson Next Step (Raleigh, USA) bietet Produkte zur Gangverbesserung bei Parkinson-Patienten an. In Abbildung 3-16 a) b) wird der Next Step Stock gezeigt und in Abbildung 3-17 a) wird der NextStep Walker präsentiert. Mit diesen Geräten können die Patienten die FOG-Ereignisse überwinden und ihren Gang weiter fortsetzen. Das NextStep-Gerät präsentiert dem Benutzer einen visuellen Reiz in Form von einer federbelasteten Stange, die beim Kontakt der Vorrichtung mit dem Boden absinkt. Die Standardeinheit wird aus eloxiertem Aluminium gebaut und wiegt ca. 269 g. Der NextStep Walker ist ein faltbarer Gehwagen mit zwei NextStep-Standardeinheiten. Die Gummi-Spitze beim Spazierstock wurde beim NextStep Walker durch eine Vinyl-Spitze zum leichteren Gleiten auf jeder Oberfläche ersetzt.

In-Step Mobility Products, Inc.: Die Firma In-Step Mobility (Monticello, USA) hat die visuellen Reize in den Spazierstock und den Rollator integriert. In Abbildung 3-16 c) wird ein Laserstock gezeigt und in Abbildung 3-17 b) wird der U-Step 2 Walker präsentiert. Der Laserstock projiziert eine leuchtende rote Linie auf den Weg des Benutzers. Der Laserstrahl ist ein sicherer, hindernisfreier visueller Hinweis, der es Parkinson-Patienten ermöglicht, FOG-Episoden abzubauen und ihre Schrittlänge zu vergrößern. Der Laser wird mit zwei AA-Batterien betrieben, die einfach zu ersetzen sind und in der Regel mindestens sechs Monate

halten können. Mit dem Gerät U-Step 2 Walker kann die Unabhängigkeit der Patienten erhöht werden. Während des Gehens mit dem Rollator kann auch ein Laserstrahl als visueller Reiz auf den Boden projiziert werden.

Curt Beuthel GmbH & Co. KG: Die Firma Curt Beuthel (Wuppertal, Deutschland) hat einen Anti-Freezing-Stock für Parkinson-Patienten entwickelt (Abbildung 3-16 d)). Eine Querleiste wird als visueller Reiz durch einen Mechanismus am Griff des Stockes per Hand ausgeklappt. Wird der Mechanismus losgelassen, pendelt die Leiste am Stock in die Ausgangsposition zurück.



Abbildung 3-16: Im Spazierstock integrierte visuelle Reize a) Standardeinheit (© Next Step, 2012). b) Spazierstock mit der Standardeinheit (© Next Step, 2012). c) Laser-Stock (© In-Step Mobility, 2009) d) Anti-Freezing-Stock (© Curt Beuthel, 2011)

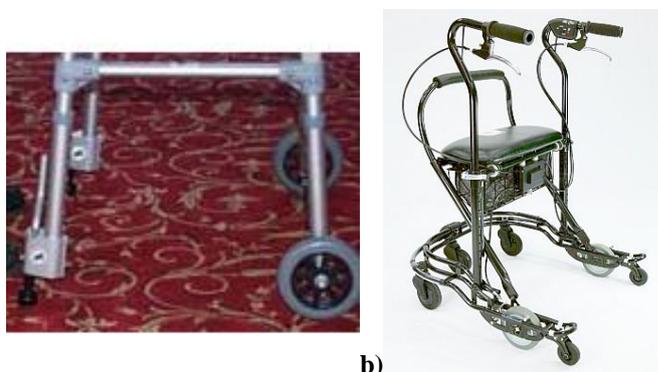
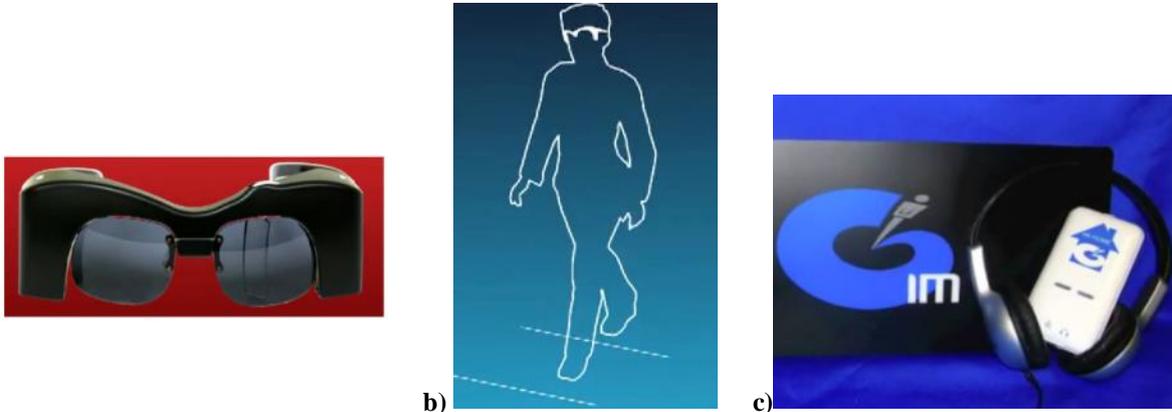


Abbildung 3-17: Im Rollator integrierte visuelle Reize a) NextStep Walker (© NextStep, 2012). b) The U-Step 2 Walker (© In-Step Mobility, 2009)

Enhance Vision Systems, Inc.: Die Firma Enhance Vision Systems (California, USA) hat das Gerät *PDglasses* entwickelt (Abbildung 3-18 a) & b)). Mit *PDglasses* kann die Mobilität der Parkinson-Patientenerhöht werden. *PDglasses* bietet den Patienten visuelle Hinweise an, die in einem leichten undtragbaren Rahmen erzeugt werden. Die visuellen Hinweise können die Benutzer bei der Überwindung des FOG und der verkürzten Schrittlänge unterstützen und können deswegen auch dazu beitragen, die Wahrscheinlichkeit von Stürzen zu verringern. *PDglasses* verfügt über eine Gruppe von Leuchtdioden (LEDs) und einen integrierten Computerchip. *PDglasses* erzeugt visuelle Hinweise, nämlich eine Reihe von dünnen, virtuellen, bewegten, horizontalen Linien, die auf einem transparenten Bildschirm über das gesamte Sichtfeld des Trägers projiziert werden. Die Geschwindigkeit und der Abstand der Linien sind einstellbar. Die Linienrollen in Richtung des Trägers in einem gleichmäßigen Fluss, sehen beim Gehen jedoch stabil aus. Wenn der Benutzer aufsieht, verschwinden die Linien komplett.

Interactive Metronome, Inc.: Die Firma Interactive Metronome (Florida, USA) bietet Produkte zur Bewertung und Verbesserung der Fähigkeit des Gehirns beim Motor-Plan und bei der Reihenfolge an. Das System *IM-Home* steht auch den Parkinson-Patienten zur Verfügung (Abbildung 3-18 c)). Auditive und visuelle Hinweise für das Timing und den Rhythmus sind zwei Schlüsselkomponenten des motorischen Lernens beim Gebrauch des Systems. Patienten können die täglichen Übungen mit diesem Therapie-Tool zu Hause durchführen.



a) **Abbildung 3-18: Tragbare Hilfsmittel** a) PDglasses (© Enhanced Vision Systems, 2009). b) Gang mit PDglasses (© Enhanced Vision Systems, 2009). c) IM-Home (© Interactive Metronome, 2011).

Es gibt eine Vielzahl an Forschungsprojekten und Publikationen im Bereich des externen Reiz-Systems zur Gangverbesserung bei Parkinson-Patienten. Oertel hat in seinem Buch darauf hingewiesen, dass die Parkinson-Patienten vom zusätzlichen Gebrauch der unterschiedlichen sensorischen Reize – und zwar der visuellen, akustischen oder taktilen Reize – zur Verbesserung des Gangbildes profitieren können (Oertel *et al.*, 2011). Bereits seit Ende der 80er Jahre wurde ein Spazierstock mit visuellem Reiz zur Behandlung für Parkinson-FOG-Episoden entwickelt und evaluiert (Dietz *et al.*, 1990). Im Fallbericht von Asahi *et al.* war der visuelle Hinweis eine am Ende des Stocks befestigte Drahtschlinge mit zwei Metallbeschlägen (Asahi *et al.*, 2001). Viele Forschergruppen haben sich auch mit der Entwicklung eines Licht-Reizgeräts für Parkinson-Patienten befasst. In Perry & Perry (1996) werden Konzepte der Methode und Geräte zum Umgang mit den Gangstörungen wie FOG bei der Parkinson-Krankheit vorgestellt. Der Marke-Projektor kann allein verwendet werden oder an einen unterstützenden Träger – wie Spazierstock, Rollator oder Schuh – angepasst werden. Ein leuchtendes Zeichen (dünner Lichtstreifen) auf dem Weg wird als visueller Reiz für Patienten angeboten (Abbildung 3-19 a)-c)).

Am „Human Motor Control Lab and Auckland Gait Lab“ (Auckland, Neuseeland) wurde ein tragbares Licht-Gerät zur Regulation der Schrittlänge bei der Parkinson-Krankheit entwickelt (Lewis *et al.*, 2000). Das Lasergerät wurde dabei im Brustbereich des Trägers angebracht (Abbildung 3-19 d)). Zwei Laserlinien wurden auf den Boden vor dem Träger projiziert. Die Linien waren etwa 50 cm breit und lagen in einem definierten Abstand auseinander. Während der Träger ging, wurden die Linien kontinuierlich auf den Weg projiziert.

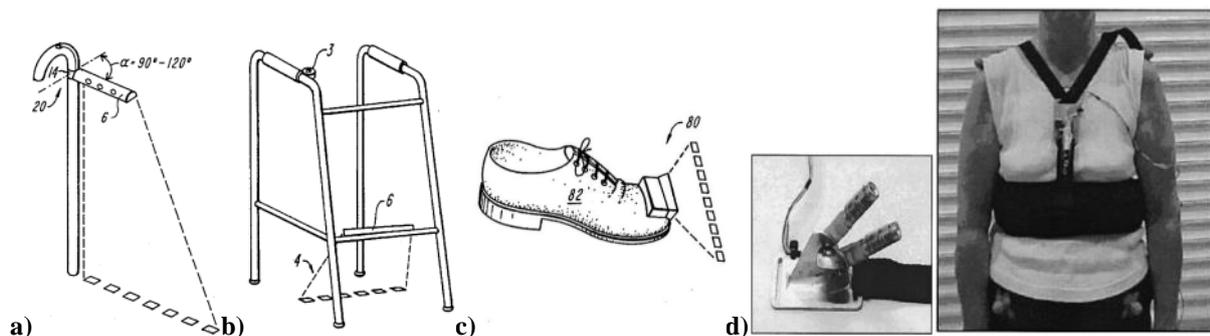


Abbildung 3-19: Lichtstrahlen auf dem Boden als visuelle Reize. a) Spazierstock mit einem Marke-Projektor, entnommen aus (Perry & Perry, 1996). b) Rollator mit einem Marke-Projektor, entnommen aus (Perry & Perry, 1996). c) Marke-Projektor auf dem Schuh, entnommen aus (Perry & Perry, 1996). d) Tragbares Licht-Gerät, entnommen aus (Lewis *et al.*, 2000).

Am „Technion-Israel Institute of Technology“ (Haifa, Israel) wurden visuelle und akustische Feedback-Geräte entwickelt (Baram&Lenger, 2009) (Vgl. Abbildung 3-20 a)-c)). Das an den Brillenrahmen montierte visuelle Feedback-Gerät bietet den Patienten ein Bild von Querlinien als visuellen Reiz an. Das akustische Feedback-Gerät liefert über Kopfhörer ein Klickgeräusch. In Espay *et al.* (2010) wird das Gerät Visual-Auditory Walker zur Gangverbesserung bei Parkinson-Patienten vorgestellt. Der Visual-Auditory Walker bildet mit dem validierten Ganganalyse-System GAITRite, wie bereits im Kapitel 3.3 vorgestellt, ein abgeschlossenes Cueing-System, das als eine effektive undwünschenswerte nicht-pharmakologische Intervention für Parkinson-Patienten mit FOG funktionieren soll.

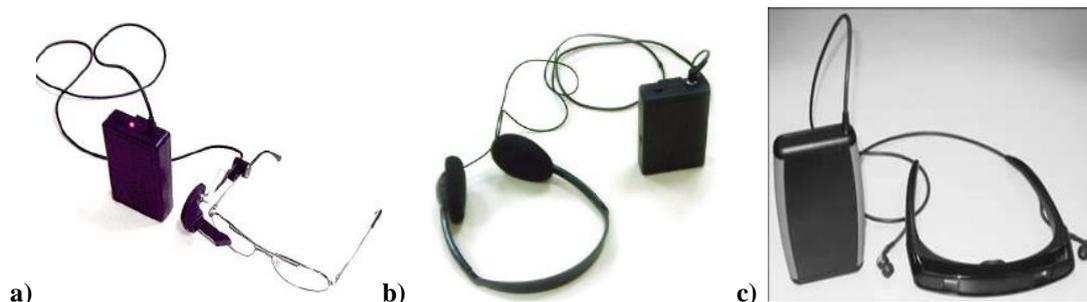


Abbildung 3-20: Visuelle und akustische Reize. a) Visuelles Feedback-Gerät, entnommen aus (Baram&Lenger, 2009). b) Akustisches Feedback-Gerät, entnommen aus (Baram&Lenger, 2009). c) Visual-Auditory Walker, entnommen aus (Espay *et al.*, 2010).

Die Forschergruppe des „Wearable Computing Lab“ (Zürich, Schweiz) entwickelte einen tragbaren Assistenten für Parkinson-Patienten mit dem FOG-Symptom (Bachlin *et al.*, 2010). In Abbildung 3-21 a) wird das tragbare System dargestellt. Die Bewegungsinformation der Patienten wird über die an den Beinen angebrachten Beschleunigungssensoren erfasst und über eine drahtlose Bluetooth-Verbindung zum tragbaren Computer übertragen. Werden FOG-Ereignisse identifiziert, wird eine rhythmische auditive Stimulation zum Überwinden des FOG-Ereignisses vom Patienten über einen Kopfhörer erzeugt. Jedes Sensormodul ist $27 \times 47 \times 12$ mm groß und wiegt 22 g. Um den Stamm wird der tragbare Rechner platziert, der $132 \times 82 \times 30$ mm groß ist und 231 g wiegt, einschließlich eines wiederaufladbaren 300 mAh Li-Ionen-Akkus mit einer Akkulaufzeit von 6 Stunden.

In Jovanov *et al.* (2009) wurde ein tragbares und unauffälliges *deFOG*-System für die Echtzeit-Gangüberwachung bei Parkinson-Patienten entwickelt (Abbildung 3-21 b)). Über das FOG-Sensor-Modul wird die Blockierung des Schrittes erkannt. Zu diesem Zeitpunkt wird den Patienten ein akustischer Reiz über den drahtlosen Kopfhörer geliefert, damit diese ihren Gang weiterführen können.

In Kauw-A-Tjoe *et al.* (2007) wurde die Gestaltung und Evaluation eines tragbaren Systems (SensorShoe) zur Ganganalyse bei Parkinson-Patienten präsentiert (Abbildung 3-21 c)). Das *SensorShoe* analysiert den Gang durch einen Niedrigverbrauchssensorknoten, der mit den Bewegungssensoren ausgestattet wurde. Darüber hinaus bietet das *SensorShoe*-System den Patienten ein Echtzeit-Feedback und eine Therapie-Unterstützung an. Das System soll ein Armband mit integriertem Vibrationsmotor enthalten, das den Patienten taktile Reize liefern kann.

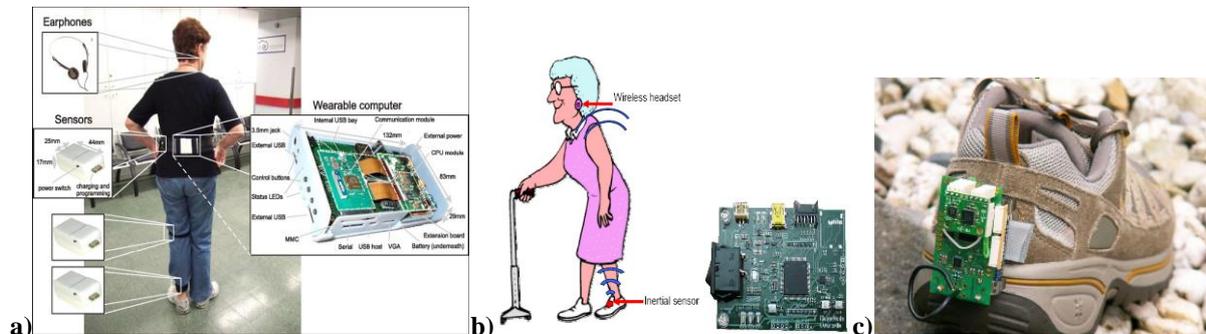


Abbildung 3-21: Tragbare Systeme zur Ganganalyse bei Parkinson-Patienten. a) Tragbarer Assistent, entnommen aus (Bächlin, 2010). b) deFOG System, entnommen aus (Jovanov *et al.*, 2009). c) SensorShoe entnommen aus (Kauw-A-Tjoe *et al.*, 2007).

Die Forschergruppe aus dem „Excellence-Center for Restorative and Regenerative Medicine“ (Chalkstone Ave, USA) befasst sich mit dem Thema: Reduktion des FOG-Ereignisses bei der Parkinson-Krankheit durch Wiederholen des robotergestützten Laufbandtrainings (Lo *et al.*, 2010). In Abbildung 3-22 a) wird das Trainingssystem veranschaulicht. Eine automatisierte Gangorthese (Lokomat) auf einem Laufband mit dem Körperentlastungssystem wurde in dieser Pilotstudie verwendet. Die Patienten erhielten zehn 30-minütige Termine für ein robotergestütztes Laufbandtraining innerhalb von fünf Wochen. Das Ergebnis der Studie konnte eine Reduktion des FOG-Ereignisses sowie eine Verbesserung bei der Geschwindigkeit und Schrittlänge nachweisen.

In Mirelman *et al.* (2010) wird ein neuer Ansatz für Gehübungen bei Parkinson-Patienten präsentiert. In Abbildung 3-22 b) c) wird das Trainingsgerät dargestellt. Die Patienten sollen auf dem Laufband mit einem Sicherheitsgurt (ohne Körpergewichtunterstützung) gehen und die virtuelle Umgebung im Außenbereich betrachten. Bei der Virtuellen-Realitäts-Simulation (VR-Simulation) sollen die Patienten Mehrfach-Stimuli gleichzeitig verarbeiten. Das Training hat sechs Wochen gedauert (drei Termine je Woche), wobei jede Trainingseinheit etwa 45 Minuten lang war. Nach dem Ergebnis hat sich die körperliche Leistungsfähigkeit der Patienten bedeutend verbessert.

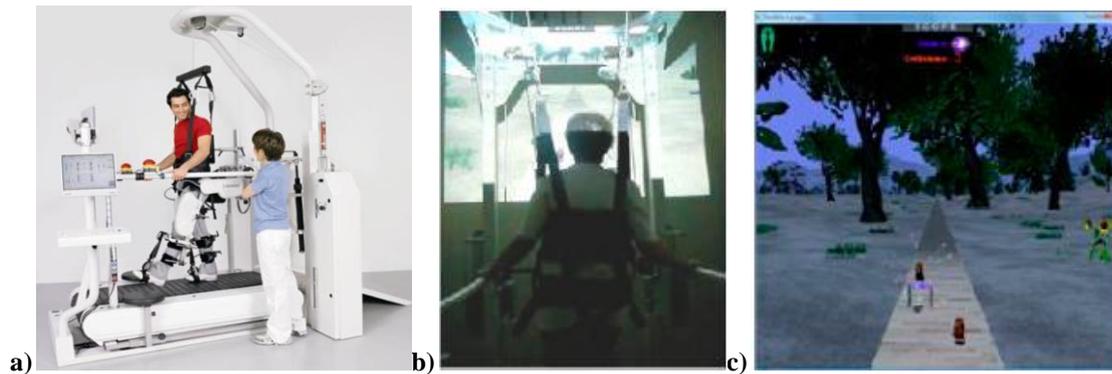


Abbildung 3-22: Laufbandunterstütztes Trainingssystem. a) Der Lokomat, eine automatisierte Gangorthese auf einem Laufband mit dem Körperentlastungssystem, entnommen aus (Lo *et al.*, 2010). b) Laufband mit einem Sicherheitsgurt (ohne Körpergewichtunterstützung), entnommen aus (Mirelman *et al.*, 2010). c) Die virtuelle Umgebung im Außenbereich, entnommen aus (Mirelman *et al.*, 2010).

Die Forschungsgruppe „Human Movement Analysis Lab, National Institute of Rehabilitation“ (Mexico City, Mexico) hat ein Virtuelles-Realitäts-System (VR-System) zur Ganganalyse und Rehabilitation von Parkinson-Patienten entwickelt. Das VR-System besteht aus einem Laufband, drei Bildschirm-Displays ($3,50/2,60 \times 2,60$ m), drei Short-Throw-Projektoren mit einer Wurfweite von 0,6 m bzw. einer Frequenz von 60 Hz, einem Kamera-System und einem Kontrollsystem mit einem Intel Core i7 Prozessor, 8 GB RAM Hauptspeicher und AMD Radeon HD 6770 1Gb Grafikkarte (Gonzalez-Mendoza *et al.*, 2012). Abbildung 3-23 links zeigt die konzeptionelle Ansicht der räumlichen Konfiguration und rechts den konstruierten Prototyp. Die virtuellen Umgebungen (VE) wurde in Softimage (Autodesk) entwickelt, wodurch die Model-Entwicklung in 3D ermöglicht wurde. Abbildung 3-24 zeigt die Outdoor-Umgebungen und die Inhaus-Umgebung. Das System zielt darauf ab, wichtige Gangparameter von Patienten wie Ganggeschwindigkeit, Kadenz und Schrittlänge zu messen. Darüber hinaus können die akustischen und visuellen Stimuli in Echtzeit die Kontrolle über die obenerwähnten Gangparameter ermöglichen.

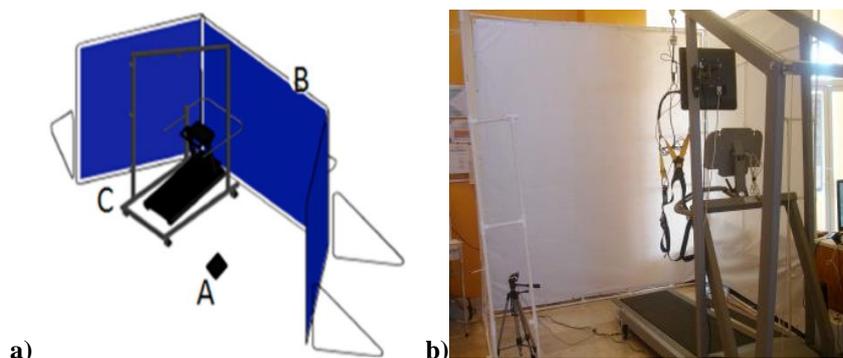


Abbildung 3-23: (a): die konzeptionelle Ansicht der räumlichen Konfiguration; (b) der konstruierte Prototyp, entnommen aus (Gonzalez-Mendoza *et al.*, 2012).

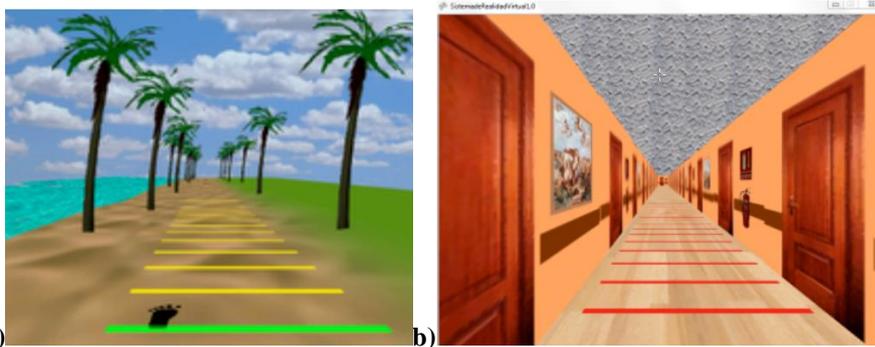


Abbildung 3-24: Die virtuellen Umgebungen: (a) Outdoor-Umgebungen und (b) Inhaus-Umgebung, entnommen aus (Gonzalez-Mendoza *et al.*, 2012).

3.5 Übersicht über Systeme und Eigenschaften

In Tabelle 3-1 stellt eine Übersicht der oben erwähnten Systeme und ihrer Eigenschaften dar.

Tabelle 3-1: Übersicht über Systeme und Eigenschaften. Das Zeichen - steht für negativ und das Zeichen + steht für positiv.

	Mobilität	Unaufdringlichkeit	FOG-Erkennung	Alternative der Reize	Symmetrie des Gangs
Spazierstock mit visuellem Reiz	+	N.A.	-	-	-
PDglases (© Enhanced Vision Systems, 2009)	+	-	-	-	+
IM-Home (© Interactive Metronome, 2011)	-	N.A.	-	+	N.A.
Die laufbandunterstützten Trainingssysteme	-	-	-	N.A.	+
Visual-Auditory Walker (Espay <i>et al.</i> , 2010)	+	-	-	+	+
Tragbarer Assistent (Bächlin, 2010)	+	-	+	-	N.A.
deFOG System (Jovanov <i>et al.</i> , 2009)	+	+	+	-	N.A.
SensorShoe (Kauw-A-Tjoe <i>et al.</i> , 2007)	+	+	-	+	N.A.

3.6 Technische Defizite

Trotz der technischen Fortschritte bestehen noch immer Defizite. Im Folgenden soll nun über diese Defizite bezüglich des Stands der Technik diskutiert werden.

3.6.1 Echte und möglicherweise lösbare Defizite

Fehlende Alternative bei den externen Reizen: Externe sensorische Reize für Parkinson-Patienten können visuelle, akustische und taktile Reize sein. Derzeit sind Hilfsmittel am Markt meist nur mit einem einzelnen Reiz verbunden. Zum Beispiel verfügt der Laser-Stock nur über den visuellen Reiz. Ein akustischer Reiz wird den Patienten meistens über Kopfhö-

regeliefert. Für manche Patienten jedoch ist der akustische Reiz über Lautsprecher komfortabler. Ein visueller Reiz über die LED-Brille könnte zudem intrusiv für den Träger sein. Die Position der Reizgeräte ist normalerweise am Körper befestigt. Zurzeit gibt es noch kein unauffälliges und flexibles Multi-Reizsystem, das den Patienten mehrere Wahlmöglichkeiten bezüglich der Reize anbieten kann.

Unaufdringliches Reizsystem mit FOG-Erkennung: Derzeit existiert kein unaufdringliches Reizsystem auf dem Markt, das die FOG-Ereignisse identifizieren und dem Träger in Echtzeit externe Reize anbieten kann. Die externen Reize sollen daher ständig in Betrieb gesetzt werden. Ein den ganzen Tag über laufender akustischer Reiz – wie z.B. ein rhythmischer Pieps-ton – könnte für den Patienten eine erhebliche Störung darstellen. In Bächlin *et al.* (2010) besteht das tragbare System mit FOG-Erkennung aus einem Paar an den Beinen angebrachten Sensoren und einem um den Stamm platzierten Rechner. Die um die Beine gebundenen Trägheitsmesseinheiten haben folgende Nachteile: Wenn die Sensormodule zu eng gebunden sind, ist es unbequem für die Probanden. Sind die Sensormodule zu locker gebunden, kann sich die Position der Sensoren während der Bewegung leicht verändern. Darüber hinaus sind die Größe und das Gewicht des Rechners ziemlich auffällig.

Fehlende Mobilität der Gangunterstützungssysteme: Die Gangunterstützungssysteme, wie das Körpergewichtentlastungssystem mit Laufband, sind räumlich und zeitlich beschränkt. Die Patienten können im Alltagsleben nicht von diesen Geräten profitieren, denn sie sind zu schwer, zu groß und auch aufwendig zu installieren. Auch wenn die Patienten diese Geräte nur bei der Gangübung verwenden, können sie das Training wegen der Ortsabhängigkeit der Ausrüstungen nicht zu einer beliebigen Zeit durchführen. Außerdem sind die Kosten für solche Systeme (inklusive Wartungskosten) für eine Einzelperson nicht tragbar. Diese komplexen Systeme können nur im Klinikum oder Labor eingesetzt werden.

Unnatürlichkeit des Gangmusters: Obwohl der Spazierstock mit dem visuellem Reiz – wie der Laser-Stock oder der Stock von NextStep[®] – zum verbesserten Gang der Parkinson-Patienten beitragen kann, bleibt das Gangmuster der Patienten trotzdem asymmetrisch. So bewegt sich der linke Fuß nach vorne, um einen Schritt zu machen, woraufhin der rechte Fuß daneben anstatt davor positioniert wird.

Unstabilität der visuellen Reize: Das am Körper angebrachte Lasergerät kann einen Lichtstahl auf den Boden projizieren. Doch das Lasergerät bewegt sich auch während des Gehens. Die Bewegung des Projektors könnte daher zu starken Schwankungen des Lichtstahles führen.

3.6.2 Gegenwärtig nicht mit vertretbarem Aufwand lösbare Defizite

Gewöhnungseffekt: Obwohl die Hilfsmittel den Patienten eine große Unterstützung anbieten können, könnte der Gewöhnungseffekt Nachteile mit sich bringen. Denn wenn sich die Patienten stark auf ein Hilfsmittel mit externen Reizen verlassen, können sie sich irgendwann ohne diese Reize nicht mehr zurechtfinden und sind schließlich nicht mehr in der Lage, ohne externe Hilfe weiterzugehen.

Anwendbarkeit auf bestimmte Gruppen: Es wurde bereits bewiesen, dass Parkinson-Patienten durch Hilfsmittel mit externen Reizen ihren Gang verbessern können. Trotzdem haben mehrere Forschergruppen herausgefunden, dass nicht alle Parkinson-Patienten von den externen Reizen profitieren können (Dietz *et al.*, 1990).

Entwicklung der Krankheit: Das Parkinson-Syndrom ist eine degenerative Erkrankung. Bei der Parkinson-Krankheit ist im Gehirn zu wenig Dopamin vorhanden, das wichtig für die Signalübertragung im Gehirn und die Steuerung der Bewegungen des Körpers ist. Warum diese dopaminbildenden Nervenzellen im Mittelhirn der Patienten absterben, ist bisher unklar. Deswegen kann die Parkinson-Krankheit bis heute nicht ursächlich behandelt werden. Mittels Hilfe der externen Reize kann die Krankheit in ihrem Fortschreiten auch nicht aufgehalten, sondern nur zeitweise in ihren Symptomen kompensiert werden.

4. System zur Gangverbesserung bei PD-Patienten

4.1 Eigener Ansatz

In diesem Kapitel werden die neuartigen Eigenschaften des hier vorgestellten Systems dargestellt.

Alternative externe Reize: Das tragbare System besitzt mehrere unterschiedliche externe Reize: Visueller Reiz, akustischer Reiz und taktiler Reiz. Dadurch wird es den Patienten ermöglicht, ihr Vertrauen, ihre Stärke und ihre Schrittlänge wiederzugewinnen. Bei den akustischen Reizen existieren zwei Möglichkeiten, einen Rhythmus anzubieten: 1. Reiz über Lautsprecher, 2. Reiz über Kopfhörer. Die Position des taktilen Reizes soll zudem sehr flexibel einstellbar sein: Am Arm, an der Taille oder am Knöchel. Patienten können sich entscheiden, welchen Reiz oder welche Verbindung der Einstellungen sie für ihren Gang bevorzugen, damit sie sich während des Gehens wohlfühlen.

FOG-Erkennung: Weil die ständig laufenden akustischen und taktilen Reize für den Patienten unvermeidliche Störungen darstellen könnten, erscheint es sinnvoll, dass das tragbare System den Patienten erst in dem Moment des Einfrierens akustische und taktile Reize liefert. Diese neue Eigenschaft verlangt, dass das tragbare System die Bewegungsinformation des Trägers analysiert und die FOG-Ereignisse in Echtzeit identifizieren kann. Beim Stehen oder normalen Gehen können die Patienten ihren Gang dann in einer ruhigen Umgebung weiterführen. Das System soll eine Sensitivität von 80% erreichen können.

Unauffälligkeit und Mobilität des Systems: Das tragbare System besteht aus einem Bewegungsanalyse-Modul und einem Multi-Reiz-Modul. Die am Lehrstuhl schon vorhandene Mi-Med-Messhose wird als Bewegungsanalyse-Modul verwendet. Die in der Messhose integrierten Sensoren sind für den Patienten unaufdringlich. Die Größe und das Gewicht des Multi-Reiz-Moduls sollen auch nicht auffällig sein (Gewicht ≤ 80 g, Volumen ≤ 90 cm³). Es ist zu erwarten, dass das tragbare System nicht nur zur Rehabilitation bei Parkinson-Patienten, sondern auch in ihrem Alltagsleben benutzt werden kann.

Stabiler visueller Reiz: Das System ist in der Lage, für die Patienten während ihres Gehens einen stabilen Laserstreifen auf den Boden zu projizieren. In dem Moment, in dem der Laserstreifen als Reizsignal betrachtet wird, soll keine Schwankung von diesem Lichtstreifen ausgehen.

Symmetrie des Gangs beim visuellen Reiz: Ein Laserreizgerät vom tragbaren System bietet beiden Füßen Laserstrahlen auf dem Boden als visuellen Reiz an, der die Patienten zu einem symmetrischen Gang führen kann. In Abbildung 4-1 werden einige wichtige Begriffe dargestellt, die die Platzierung der Füße auf dem Boden beschreiben. Beim visuellen Reiz sollen die rechten und linken Schrittlängen gleich sein.

Kadenz-Ermittlung: Nach Yang *et al.* (2011) lassen sich die folgenden Gangveränderungen bei Parkinson-Patienten beobachten: Erhöhte Kadenz, kleinere Schrittlänge und verringerte Schrittgeschwindigkeit. Solche Änderungen des Gangs können Aufschluss über den Verlauf der Krankheit geben. Daher wird erwartet, dass die Kadenz über das System mit einer hohen Genauigkeit ermittelt wird.

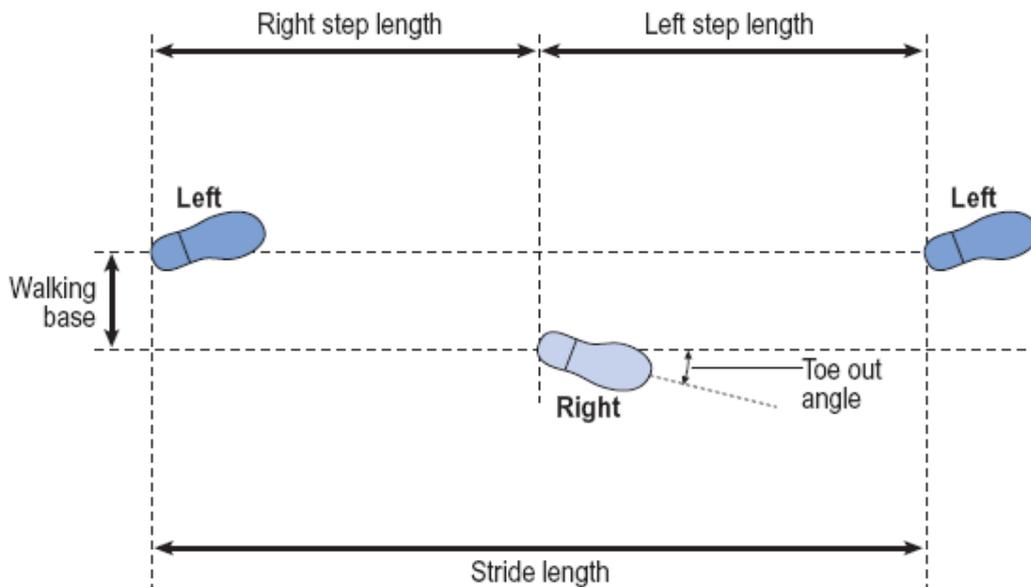


Abbildung 4-1: Die Platzierung der Füße auf dem Boden, entnommen aus (Whittle, 2007).

4.2 Abgrenzung

Die folgenden Bestandteile des Systems waren bereits vorhanden und sind nicht im Rahmen dieser Arbeit entwickelt worden.

Messhose: Die am Lehrstuhl schon vorhandene MiMed-Messhose wird zur Erfassung der Bewegungsinformation verwendet. Fünf Beschleunigungssensoren SMB380 von Robert Bosch GmbH sind in der Messhose integriert.

Funkmodule: Die NanoLOC AVR Module von der Firma Nanotron Technologies GmbH werden als Funkmodule im System zur Signalübertragung zwischen der Messhose und dem Multi-Reiz-Modul eingesetzt.

Evaluation and Transmission Unit (ETU): Dieses Elektronikmodul ist am Lehrstuhl MiMed bereits entwickelt worden. Die erfassten Sensordaten können in diesem Elektronikmodul analysiert werden.

4.3 Aufbau der Arbeit

In den vorangegangenen Kapiteln wurde der Stand der Technik im Bereich der FOG-Analysen, Systemen zur Messung der Bewegung und externen Reizen bzw. Geräten zur Gangunterstützung bei Parkinson-Patienten dargestellt. Wie in Abbildung 4-2 nachvollzogen werden kann, ist die Arbeit folgendermaßen gegliedert: In Kapitel 5 wird das Konzept des tragbaren Systems zur Analyse und Unterstützung des Gangs bei Parkinson-Patienten vorgestellt. Im Abschnitt 5.2 wird zunächst das Gesamtkonzept dargestellt, um einen Überblick über die Struktur und Charakteristik des Gesamtsystems zu geben. Die einzelnen Komponenten des Gesamtkonzepts und die detaillierten Prozesse wie Algorithmen, werden jeweils in Abschnitt 5.3 und 5.4 ausführlich beschrieben. Anschließend wird die prototypische Realisierung der einzelnen Konzeptkomponente in Kapitel 6 erläutert. Insgesamt wurden folgende sechs einzelne Prototypen für die Realisierung des Gesamtkonzepts entwickelt: Software zur Kadenz-Ermittlung (Abschnitt 6-1), Software zur Offline-FOG-Erkennung (Abschnitt 6-2), Software zur Online-FOG-Erkennung (Abschnitt 6-3), Laser-Reizgerät (Abschnitt 6-4), Multi-Cue-Unit (Abschnitt 6-5) und System zur FOG-Erkennung in Echtzeit (Abschnitt 6-6). In

Kapitel 7 werden die durchgeführten Experimente vorgestellt und deren Evaluierungsergebnisse werden zum Schluss diskutiert.

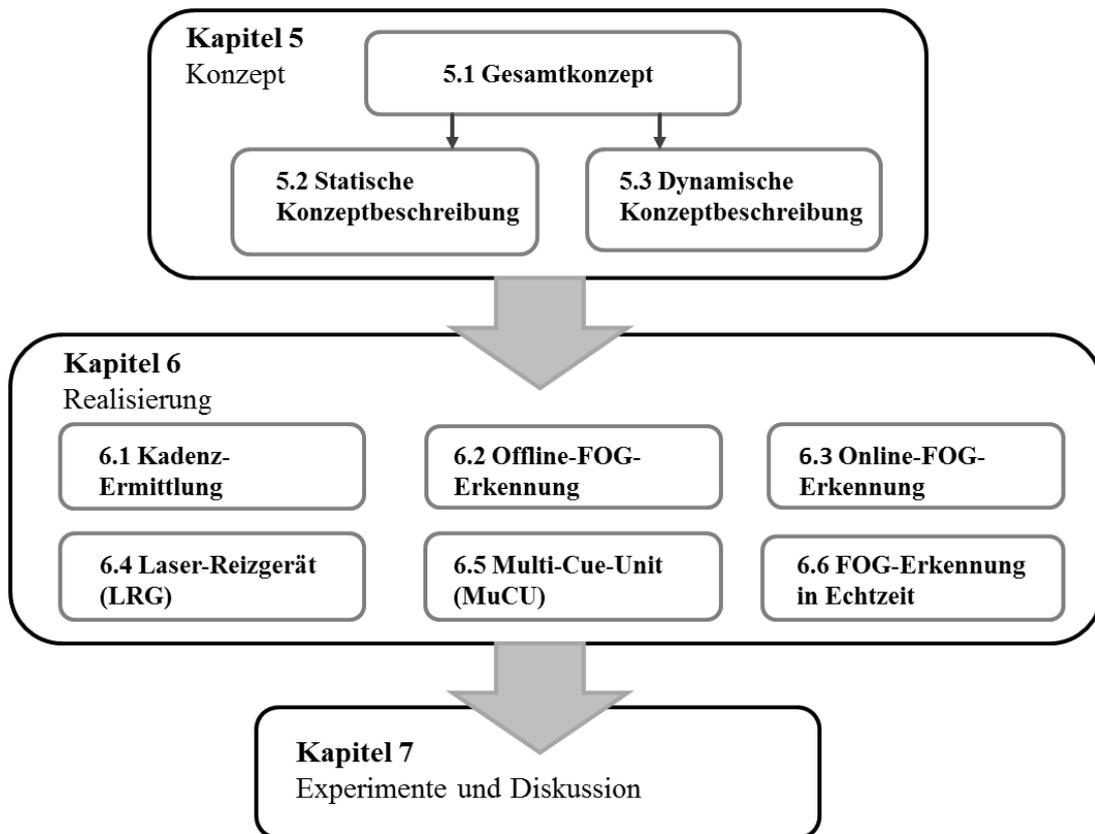


Abbildung 4-2: Gliederung der Arbeit: Die Beschreibung des Konzepts (Kapitel 5), die Realisierung der Konzeptkomponenten (Kapitel 6) sowie die Evaluierung der Experimente und Diskussion über die Ergebnisse (Kapitel 7).

5. Konzept

Im vorliegenden Kapitel wird das tragbare System zur Analyse und Unterstützung des Gangs bei Parkinson-Patienten in Form von einzelnen, statischen und dynamischen Konzepten dargestellt. In der statischen Systembeschreibung wird zunächst das Gesamtkonzept vorgestellt. Anschließend werden die einzelnen Komponenten des Konzepts des gesamten Systems beschrieben. In der dynamischen Systembeschreibung wird der Funktionsablauf des gesamten Systems präsentiert, wobei der Zusammenhang zwischen den Systemkomponenten erklärt wird. Die Beschreibung der einzelnen Algorithmen, die in dem System implementiert sind, wird auch als dynamische Konzeptbeschreibung dargestellt.

5.1 Statische Konzeptbeschreibung

5.1.1 Gesamtkonzept des tragbaren Systems

In Abbildung 5-1 wird das Gesamtkonzept des Systems dargestellt. Das tragbare System wurde hauptsächlich zum Zweck der Verbesserung des Gangbilds bei Parkinson-Patienten entwickelt. Bezüglich der Hardware besteht das System aus folgenden wichtigen Komponenten: Sensor-integrierte Messhose mit der Evaluation und Transmission Unit (ETU), Multi-Cue-Unit (MuCU) und Laser-Reizgerät (LRG).

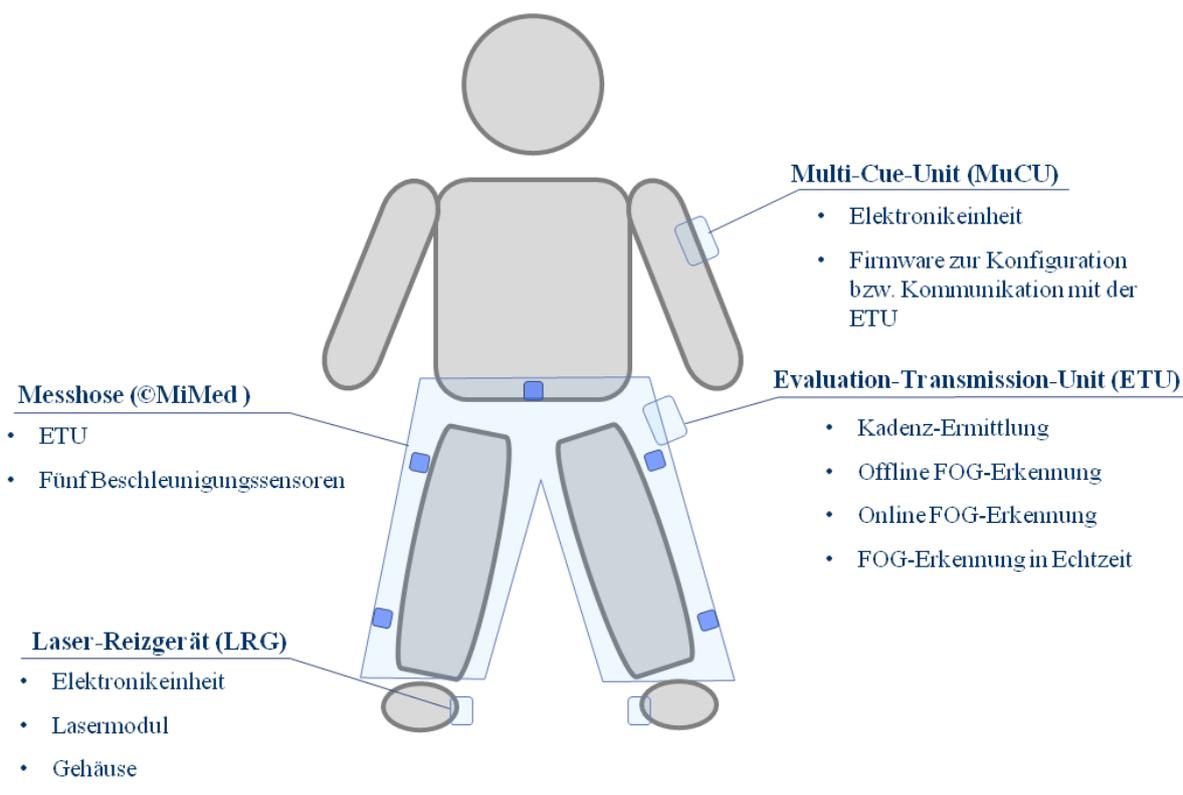


Abbildung 5-1: Übersicht über die Struktur des tragbaren Multi-Reiz-Systems für PD-Patienten.

Die Messwerte der Beschleunigungssensoren auf den beiden Unterschenkeln werden über die ETU gesammelt und zur Kadenz-Ermittlung und zur FOG-Erkennung bei Parkinson-Patienten verwendet. Der Algorithmus zur FOG-Erkennung wird in folgenden Szenarien rea-

lisiert und implementiert: Offline FOG-Erkennung, Online FOG-Erkennung und FOG-Erkennung in Echtzeit. Darüber hinaus können die MuCU und das LRG den Parkinson Patienten zum Überwinden der FOG-Episode verschiedene Arten von Cueing (akustisches, taktiles oder visuelles Cueing) anbieten.

5.1.2 Messhose

Wie in Abbildung 5-1 dargelegt, sollen die Bewegungsinformationen des Körpers für die Kadenz-Ermittlung und die FOG-Erkennung mit der Messhose erfasst werden, die am Lehrstuhl MiMed entwickelt wurde. Fünf 3-achsige Beschleunigungssensoren wurden in eine konventionelle Hose integriert. Die fünf Beschleunigungssensoren befinden sich an folgenden verschiedenen Positionen des Unterkörpers: Am rechten Oberschenkel (ROS)/linken Oberschenkel (LOS), am rechten Unterschenkel (RUS)/linken Unterschenkel (LUS) und vor dem Bauch (SBV). Das Sensornetz ist mit einer PVC-Schicht wasserdicht verpackt, damit die Messhose aus hygienischen Gründen waschbar ist.

Die Messhose verfügt zudem über eine Elektronikeinheit, die ETU, die zur Akkuladung und beim Waschen von den Textilien vom Sensornetz getrennt werden kann. Diese Elektronikeinheit ist hauptsächlich für die Bearbeitung der Messdaten und die Übertragung der Signale zuständig. Bei den Bewegungsstörungen der Parkinson-Patienten liegt eine maximale Frequenz üblicherweise bei 7 Hz (Schwarz&Storch, 2007). Gemäß der Nyquist-Theoriesollten die Beschleunigungswerte daher mit einer Frequenz von mindestens 14 Hz abgetastet werden (Marco, 1995). Denn ist die Abtastrate der ETU bei den Messungen der Bewegung von 1 Hz bis 64 Hz einstellbar, kann die Voraussetzung der Frequenz-Analyse für die FOG-Erkennung erfüllt werden.

5.1.3 Kadenz-Ermittlung und FOG-Erkennung bei Parkinson-Patienten

In den folgenden drei verschiedenen Szenarien soll der Algorithmus zur FOG-Erkennung entworfen und realisiert werden, sodass sich die unterschiedlichen Anwendungsmöglichkeiten untersuchen lassen:

- *Offline-FOG-Erkennung*: Die Messdaten werden zunächst mittels der Messhose gesammelt und auf einer MikroSD-Karte mit einer Zeitinformation gespeichert. Daraufhin sollen die Bewegungsinformationen der Patienten zur Erkennung der FOG-Episode über eine Anwendungssoftware am PC ausgewertet werden.
- *Online-FOG-Erkennung*: Die Beschleunigungsdaten werden ständig über ein Funkmodul der ETU auf einen Empfänger übertragen, der an den PC angeschlossen ist. Die in Echtzeit empfangenen Daten werden über eine Anwendungssoftware am PC, wo der Algorithmus zur FOG-Erkennung regelmäßig implementiert werden soll, zur Online-Erkennung der FOG-Episode analysiert.
- *FOG-Erkennung in Echtzeit*: Die ankommenden Messdaten aus dem Sensornetz sollen unmittelbar in der ETU ausgewertet werden, und zwar soll die Firmware, in welche der Algorithmus zur FOG-Erkennung integriert ist, in einem Mikrokontroller der ETU regelmäßig durchgeführt werden. Wird eine FOG-Episode beim Gehen erkannt, soll ein START-Befehl an die anderen Geräte wie MuCU gesendet werden, um externes Cueing für die Parkinson-Patienten zu starten.

Darüber hinaus ist die Lösungsstruktur der Kadenz-Ermittlung ähnlich wie die bei der Offline-FOG-Erkennung, wie in Abbildung 5-2 nachvollziehbar. Zur Kadenz-Ermittlung werden lediglich die Signale des Sensors „Sensor-Bauch-Vorne (SBV)“ zum Einsatz gebracht, während die Messdaten von den beiden Sensoren LUS und RUS zur FOG-Erkennung benutzt werden.

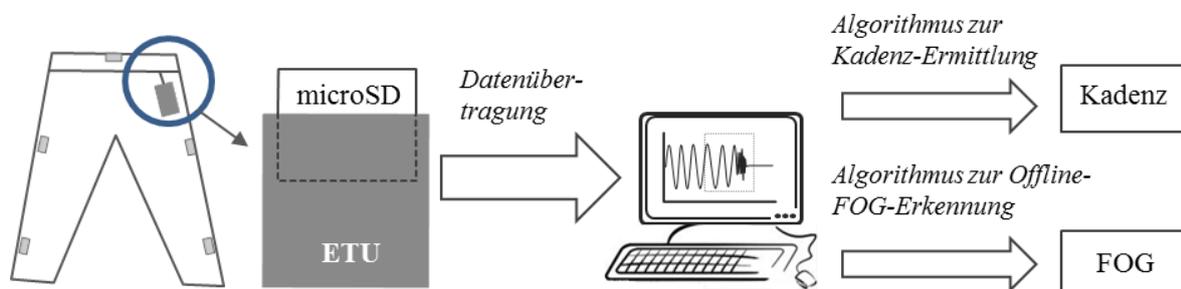


Abbildung 5-2: Darstellung der Lösungsstruktur zur Ermittlung der Kadenz und zur Offline-Erkennung der FOG-Episode.

Die Modulansicht des realisierten Systems zur FOG-Erkennung in Echtzeit wird in Abbildung 5-3 dargestellt. Die ETU enthält bezüglich der Software eine Laufzeitumgebung, die aus Basistreiber und einer Laufzeitschleife besteht, sodass die Algorithmen, die für die Auswertung der Beschleunigungsdaten benötigt werden, in Echtzeit implementiert werden können. Die Beschleunigungswerte der Sensoren werden mit einer bestimmten Frequenz unter Verwendung der Beschleunigungstreiber abgetastet. Nachdem ein neuer Datensatz empfangen wurde, wird der entsprechende Wert der Aktivität aus den Beschleunigungsdaten unverzüglich berechnet und in einem Puffer gespeichert. Der konkrete Algorithmus, der benötigt wird um den Aktivitätswert zu ermitteln, soll in Kapitel 5.2.3 ausführlich erklärt werden.

Das FOG-Erkennungsmodul erkennt dadurch, dass eine Reihe von Algorithmen in Abhängigkeit von den aktuellen und vorherigen Beschleunigungswerten periodisch ausgeführt wird, ob eine FOG-Episode bei einem Parkinson-Patienten auftritt oder nicht. Für weitere Verbesserungen des Moduls sind die Parameter jedes Algorithmus konfigurierbar.

Die Daten aus den beiden Beschleunigungssensoren RUS und LUS kommen zur echtzeitigen FOG-Erkennung zum Einsatz. Der Algorithmus für die Zeit- und Puls-Analyse werden im FOG-Erkennungsmodul mit einem Datenfenster, dessen Länge vordefiniert ist, implementiert, und die gefilterte Spitzenzahl und die Dauer des Zitterns der Signalkurve werden als Ergebnis zurückgegeben. Aus diesem Ergebnis wird ersichtlich, ob eine Bewegung stattfindet oder der Proband immer noch steht.

Identifiziert das FOG-Erkennungsmodul eine Bewegung, wird die Freezing-Index-Analyse gestartet, wodurch die Analyse der spektralen Leistungsdichte (PSD) durchgeführt wird. Basierend auf den letzten fünf Freezing-Indexes zeigt das FOG-Erkennungsmodul der MuCU an, ob ein FOG-Ereignis aufgetreten ist. Das Ergebnis kann auch gleichzeitig in einer Text-Datei auf der SD-Karte gespeichert werden.

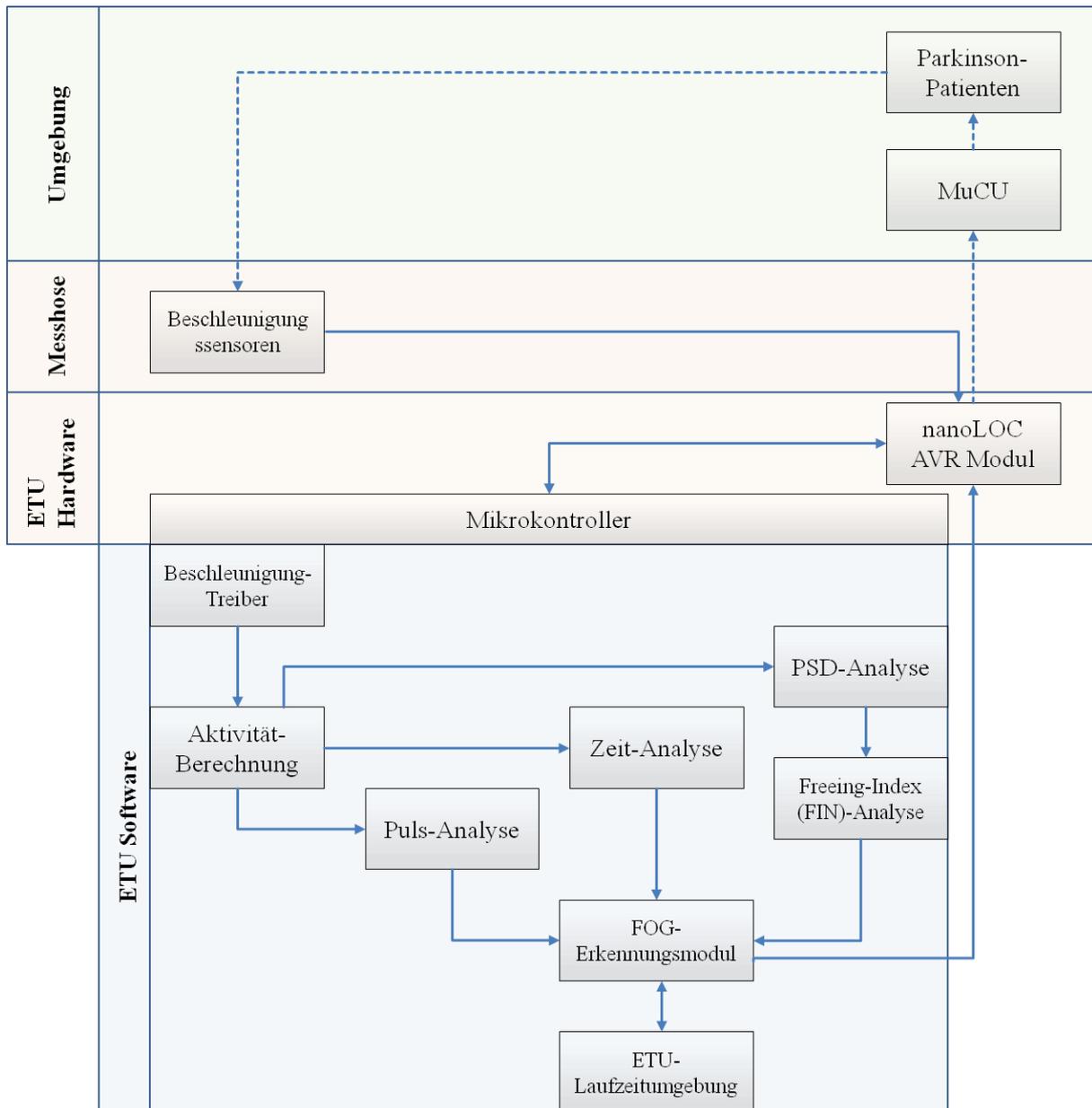


Abbildung 5-3: Die Modulansicht des Systems zur FOG-Erkennung in Echtzeit.

Im Bereich der Hardware besteht das FOG-Erkennungssystem aus der Messhose mit ETU und der MuCU, die in Kapitel 5.1.5 ausführlich vorgestellt werden. Die ETU enthält zwei Mikrokontroller, die durch das Master- und Slave-Verhalten zusammenarbeiten. Der Slave ist für die drahtlose Kommunikation mit der MuCU sowie das Sammeln der Beschleunigungsdaten zuständig, während der FOG-Erkennungsalgorithmus in Echtzeit beim Master regelmäßig durchgeführt wird. Die eigentliche Laufzeitumgebung der ETU soll vom Master gesteuert werden und die Kommunikation zwischen Master und Slave findet durch einen I²C Bus statt.

5.1.4 Laser-Reizgerät

Die roten Laserlinien, die von den an den Füße angebrachten Laser-Reizgeräten auf den Boden projiziert werden, können als ein Cueing-Signal für die Parkinson-Patienten mit der FOG-Episode oder zur Regulierung der Schrittlänge bei den Patienten ohne FOG-Episode zum Einsatz gebracht werden (Abbildung 5-4). Während des Gehens sollen die Lichtstreifen

aus dem Laser-Reizgerät abwechselnd für den nächsten Schritt des anderen Fußes angeboten werden.

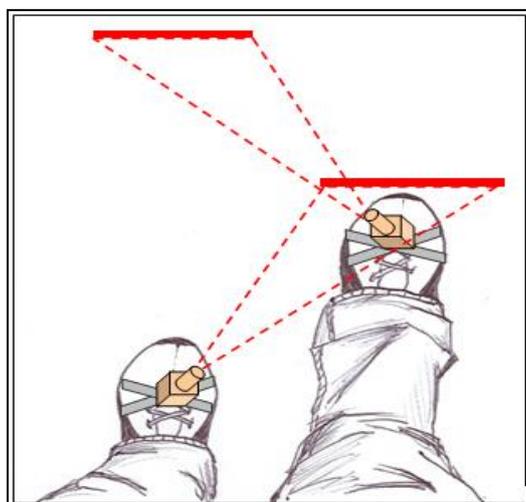


Abbildung 5-4: Skizze der Laserlinie aus den Laser-Reizgeräten.

Abbildung 5-5 zeigt das grundlegende Konzept des Laser-Reizgerätes. Das tragbare Gerät besteht aus zwei Hauptteilen: Die Laser-Elektronik Einheit (A), die zuständig für die Ansteuerung der Laserlinie ist, und die Bodenplatte (B), die zwischen dem Boden und der Sole liegt. Ein roter Laserlichtstreifen (6) wird von der Lasereinheit (2) in Laufrichtung auf dem Boden projiziert. Die drehbare Laser-Einheit besitzt zwei Freiheitsgrade, wie die schwarzen Pfeile in Abbildung 5-5 (A) zeigen, damit der Abstand zwischen dem Laserstreifen und dem Fuß bzw. die Neigung des Laserstreifens individuell für den Probanden einstellbar sind. Aus der Elektronik und der Batterie setzt sich die Elektroneinheit (1) zusammen, die zum Aufladen der Batterie von der Bodenplatte abgenommen werden kann. Das tragbare Laser-Reizgerät wird mit einem Klettband (3) am Schuh angebracht. Die Bodenplatte (4) trägt Kräfte von dem Klettband und dem Schuh, wie die gestrichelten Pfeile zeigen. Die Kräfte (f), die senkrecht auf den Boden zeigen, drücken die Bodenplatte beim Gehen auf den Boden. Ein dünner Folientaster oder ein Membran-Drucksensor kann in die Bodenplatte integriert werden, um die unterschiedlichen Phasen des Fußes beim Gehen zu unterscheiden.

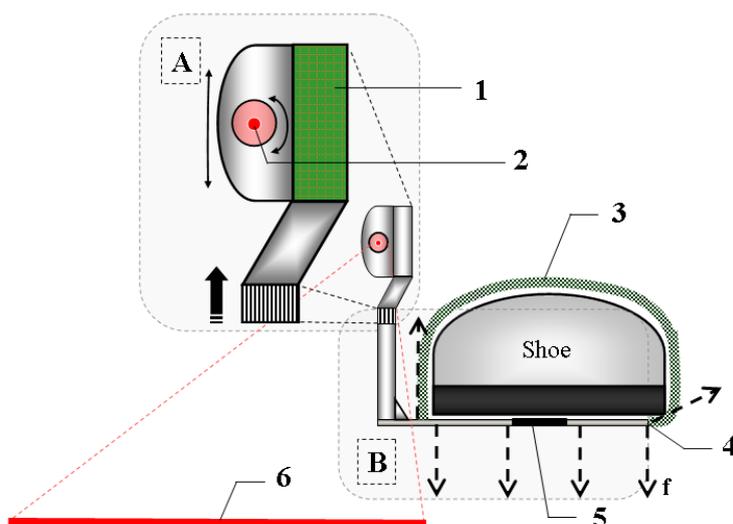


Abbildung 5-5: Das grundlegende Konzept des Laser-Reizgerätes, entnommen aus (Zhao *et al.*, 2013a)

Basierend auf der grundlegenden Struktur wird ein weiteres Konzept des Laser-Reizgerätes mit einer Pufferfeder in Abbildung 5-6 dargestellt. Die kräftige Pufferfeder zwischen der Bodenplatte und der Laser-Elektronik-Einheit soll es ermöglichen, dass sich die Position der Lasereinheit sogar bei kleiner Schwankung der Bodenplatte immer statisch und stabil halten kann, damit die auf dem Boden projizierten Lichtsteifen nicht schwanken.

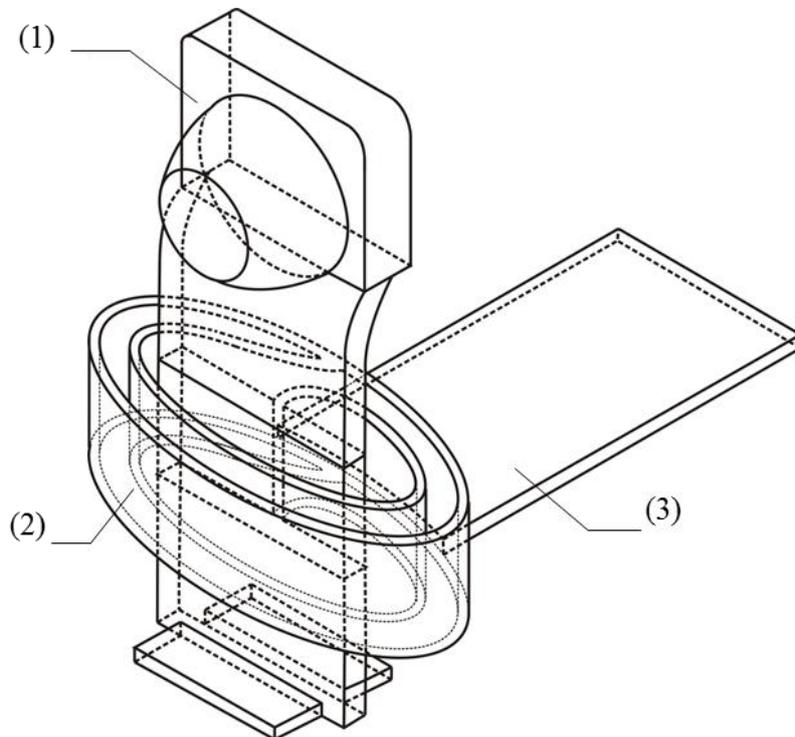


Abbildung 5-6: Konzept des Laser-Reizgerätes mit der Pufferfeder zwischen der Bodenplatte und der Laser-Elektronik Einheit: (1) Laser-Elektronik-Einheit (2) Pufferfeder (3) Bodenplatte.

5.1.5 Multi-Cue-Unit (MuCU)

Da bereits bewiesen wurde, dass die unterschiedlichen Arten von Cueing, wie akustisches Cueing, visuelles Cueing und taktiles Cueing, das Alltagsleben der Parkinsonerkrankten erleichtern und deren Gangparameter verbessern können, kann eine sogenannte Multi-Reiz-Einheit (abgekürzt MuCU für engl. Multi-Cue Unit) hierfür entwickelt werden. Das tragbare Gerät kann den Parkinson-Patienten rhythmische, akustische und taktile Reize anbieten, damit sie die plötzlich auftretenden FOG-Episoden verkürzen oder überwinden können. Wie in Abbildung 5-7 veranschaulicht, werden zwei Varianten in Bezug auf die akustischen Reize angeboten: Kopfhörer oder Lautsprecher. Der taktile Reiz wird von einem im MuCU integrierten Vibrationsmotor erzeugt. Der Laut der akustischen Reize, die Stärke der taktilen Reize und die Frequenz der Reize sind einstellbar. Die Größe und das Gewicht der MuCUs sollen gering sein (Gewicht ≤ 80 g, Volumen ≤ 90 cm³), damit die Patienten durch das tragbare Gerät möglichst wenig gestört oder behindert werden.

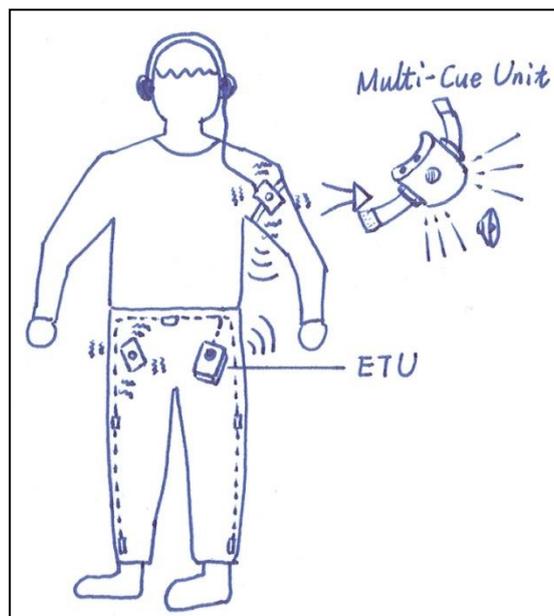


Abbildung 5-7: Skizze über eine Verwendungsszene der MuCU zusammen mit dem ETU.

In Abbildung 5-8 wird die Grundstruktur der MuCU – ein in Mikrokontroller-Technik konzipiertes elektronisches Gerät – dargestellt. Alle Aktivitäten werden von dieser Zentraleinheit gesteuert. Der Mikrokontroller ist mit einer drahtlosen Kommunikationsschnittstelle verbunden, um Nachrichten zu und von anderen Systemen, z. B. zu und von der am MiMed entwickelten Messhose, mit dem „Evaluation and Transmission Unit“ (ETU) zu senden und zu empfangen. Mittels der Messhose, die ein mit Beschleunigungssensoren ausgestattetes tragbares System ist, können die Bewegungen der Parkinson-Patienten analysiert werden. Wird ein FOG-Ereignis bei den Patienten identifiziert, sendet ETU einen Befehl an die MuCU, um ein entsprechendes Cueing zu starten.

Es existiert zudem eine Taste zum manuellen Starten und Stoppen des Cueings. Das Gerät wird mit einer microSD-Karte ausgestattet, auf der eine Konfigurationsdatei mit unterschiedlichen Möglichkeiten der Einstellungen gespeichert wird. Dabei lässt sich die Art des Cueings (akustisch, taktil oder beides) durch die Einstellung in der Konfigurationsdatei auswählen. Darüber hinaus können die Messdaten oder die vom Mikrokontroller ermittelten Ergebnisse auch auf der microSD-Karte gespeichert werden. Da der Mikrocontroller nicht direkt genügend elektrische Leistung an die Aktuatoren wie Vibrationsmotor, Lautsprecher oder Kopfhörer liefert, sind speziell integrierte Treiberschaltungen erforderlich.

Damit sich das Cueing noch besser an die individuellen Bedürfnisse der Verwender anpassen lässt, kann sowohl die Vibrationsstärke und als auch die Lautstärke durch einen Drehknopf der MuCU eingestellt werden. Ist ein Kopfhörer eingesteckt, soll das Gerät beim akustischen Cueing von dem Lautsprecher-Modus in den Kopfhörer-Modus wechseln. Außerdem gibt es noch mehrere LEDs zur Statusanzeige und eine Programmierung-Debugging-Schnittstelle. Alle Komponenten einschließlich des Akkus sollen in einem unauffälligen Gehäuse integriert werden, das an den unterschiedlichen Positionen des Körpers über ein verstellbares Klettband zu befestigen ist.

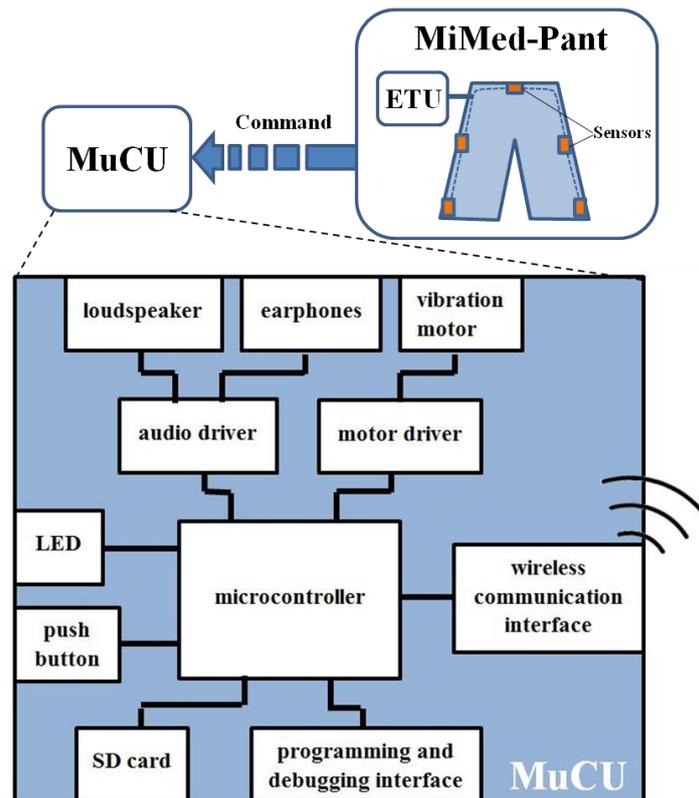


Abbildung 5-8: Schematische Darstellung der Grundstruktur der MuCU, entnommen aus (Zhao *et al.* 2013b).

5.2 Dynamische Konzeptbeschreibung

In den folgenden Abschnitten wird vorgestellt, durch welche Prozesse die obengenannten Konzeptkomponenten zusammenwirken, um die Funktionen des tragbaren Systems zu realisieren. Darüber hinaus werden die Auswertungsprozesse der Bewegungsdaten, und zwar die Algorithmen zur FOG-Erkennung und zur Kadenz-Ermittlung, ausführlich beschrieben.

5.2.1 Funktionsablauf des Systems

In Abbildung 5-9 wird Funktionsablaufplan des tragbaren Systems dargestellt. Während die Patienten gehen erfasst die Messhose mit der ETU die Bewegungsinformation über das Sensornetz in Form von Beschleunigungswerten.

Die erfassten Daten sollen entweder auf der microSD-Karte gespeichert oder über das Funkmodul auf andere Geräte übertragen werden. Die auf der microSD-Karte gespeicherten Daten können am PC zur Kadenz-Ermittlung bzw. zur Offline-FOG-Erkennung analysiert werden. Bei Online-FOG-Erkennung werden die Daten auf den PC übertragen und dort ausgewertet. Darüber hinaus können die Signale der Sensoren zur FOG-Erkennung in Echtzeit direkt in der ETU evaluiert werden, das heißt, dass der Algorithmus im Mikrocontroller der ETU regelmäßig implementiert wird. Wird ein FOG-Ereignis beim Gehen identifiziert, sendet die ETU der MuCU bzw. dem LRG über Funkmodul ein START-Signal, um die externen Cueings zu starten und die Patienten bei ihrer FOG-Episode zu unterstützen.

Die MuCU ist in der Lage, den Patienten akustisches Cueing bzw. taktiles Cueing anzubieten. Vor dem Gang können sich die Patienten entscheiden, mit welchem Cueings, mit welcher

Form des akustischen Cueings (entweder Lautsprecher oder Kopfhörer) und in welcher Position des Körpers (am Arm, an der Taille oder am Knöchel) sie beim taktilen Cueing gehen wollen. Darüber hinaus soll das Laser-Reizgerät dem Patienten einen Lichtstreifen als visuellen Reiz auf den Boden projizieren, damit dieser das FOG-Ereignis überwinden und die Schritte weiterführen kann.

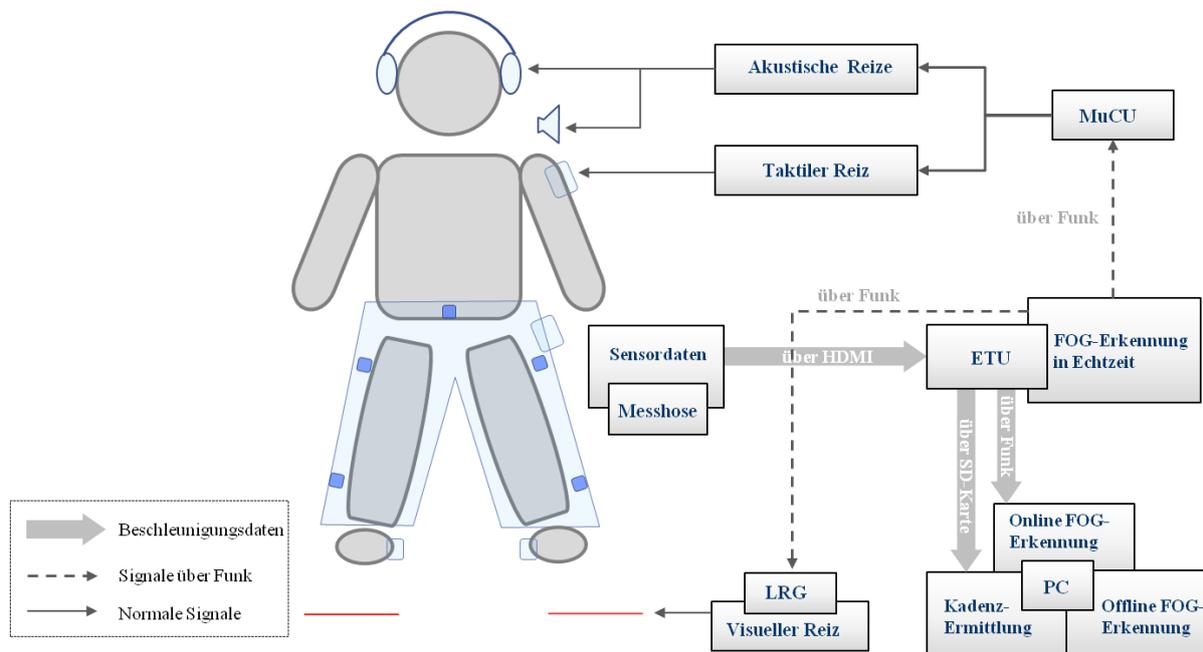


Abbildung 5-9: Funktionsablaufplan des tragbaren Systems.

5.2.2 Algorithmus zur FOG-Erkennung

Im folgenden Ablaufdiagramm (Abbildung 5-10) wird der Algorithmus zur FOG-Erkennung dargestellt.

Die Signale von „linker Unterschenkel (LUS)“ und „rechter Unterschenkel (RUS)“ werden für die FOG-Erkennung verwendet. Zunächst wird der relative Beschleunigungswert $x'[k]$ aus den erfassten Rohdaten $a[K]$ berechnet (Gleichungen 1-2). Basierend auf den relativen Beschleunigungsdaten können die Aktivitätswerte $X'[k]$ ermittelt werden (Gleichung 3) (Niazmand *et al.*, 2011).

Das g_m ist die Erdbeschleunigung und f_s steht für die Abtastfrequenz. N_{THLD} bezieht sich auf den maximalen Rauschpegel, den die Elektronik der Messhose (Sensoren, Kabel) verursacht. Während die Messhose sich im Ruhezustand befindet, kann der Wert von N_{THLD} bestimmt werden. Der daraus resultierende maximale Rauschpegel ist $0.008 g_m (N_{THLD} = 1)$.

Im nächsten Schritt werden die berechneten Aktivitätsdaten mit den Fenstern von 4 s und 1,5 s jeweils für die Frequenz-Analyse und die Zeit-Analyse abgeschnitten. Ist die Abtastfrequenz auf 20 Hz eingestellt, enthalten die 4s- und 1,5s-Fenster jeweils 80 und 30 Abtastpunkte.

In letzter Zeit fokussierten sich viele Forscher auf den Ansatz der Spektralanalyse zur Erkennung der FOG-Episoden (Moore *et al.*, 2008) (Delval *et al.*, 2010). Die Forschungsgruppe von Bächlin *et al.* (2012) hat einen Algorithmus zur Online-FOG-Erkennung entwickelt. Die

Fenstergröße betrug 4 s und die Bewertung basierte auf einem Rahmen von 500 ms mit einer Verzögerungstoleranz von zwei Sekunden.

Abbildung 5-10(a) zeigt einen Datensatz von 14 Sekunden beim linken Schenkel eines Parkinson-Patienten einschließlich einer FOG-Episode von fünf Sekunden. Die Bewegung wurde mit einer Frequenz von 20 Hz abgetastet. Um die spektrale Leistungsdichte (PSD) zu einem bestimmten Zeitpunkt zu erhalten, wird eine Fast-Fourier-Transform (FFT) mit einer Auflösung von 80 Punkten berechnet. Es wird also eine Fensterbreite von vier Sekunden verwendet.

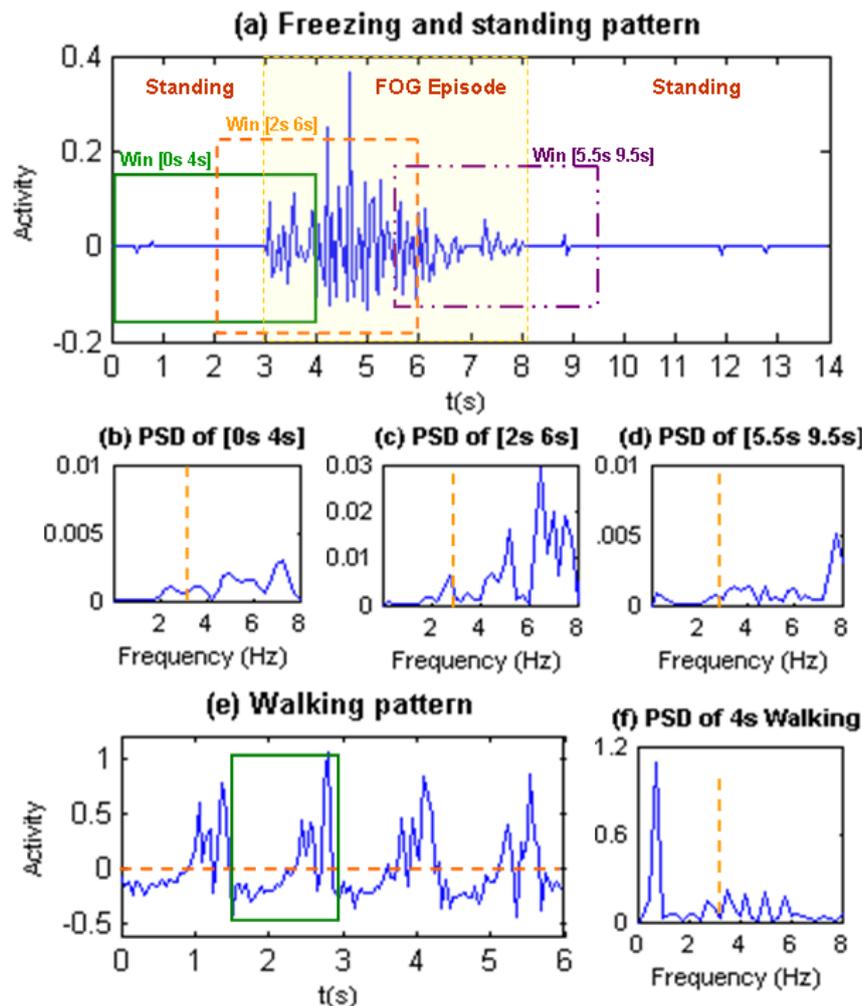


Abbildung 5-10 (a) Aktivitätswerte von 14s FOG- und Stand-Episode des linken Schenkels von einem Parkinson-Patienten bzw. (b) (c) (d) die entsprechenden Leistungsspektren werden zu den folgenden Zeitpunkten berechnet: 4s, 6s und 9,5 s mit einer Fensterbreite von vier Sekunden. (e) Aktivitätswerte von dem 6s-normalen Gangbild bzw. (f) Leistungsspektren des normalen Gehens wird zu dem Zeitpunkte 0s mit einer Fensterbreite von vier Sekunden berechnet, entnommen aus (Zhao *et al.*, 2012).

Abbildung 5-10 (b), (c), (d) zeigen jeweils die entsprechenden Leistungsspektren für drei verschiedene Phasen einer FOG-Episode: Zu Beginn, während und am Ende der FOG-Episode. Die spektrale Amplitude im „Einfrieren“-Band (3Hz -8Hz) während der FOG-Episode (c) ist wesentlich größer als am Anfang (b) und am Ende (d) der FOG-Episode. Trotzdem dominiert die Frequenzkomponente vom „Einfrieren“-Band nach dem Verfahren „Freezing Index“ (FI) von Moore *et al.* (2008) bei allen drei Phasen. Das heißt, dass über das FOG-Ereignis durch die Frequenzanalyse in allen drei Phasen berichtet wird, obwohl in der Endphase die FOG-Episode bereits vorbei ist. Um den Informationsbedarf zur FOG-Erkennung zu decken, wird eine Fensterbreite von vier Sekunden für den Algorithmus benötigt, was die Verzögerung der

FOG-Erkennung in der Anfangsphase der FOG-Episode verursachen könnte. Wie in Abbildung 5-10(d) ersichtlich, endete die FOG-Episode zum Zeitpunkt 8s. Trotzdem wurde ein FOG-Ereignis nach 1,5 Sekunden weiterhin identifiziert. Der Grund liegt darin, dass die 4-Sekunde-Fensterbreite, die zu dem Zeitpunkt 9,5s ausgewählt ist, noch dominante „Zittern“-Informationen enthält. Ebenso, wenn die FOG-Episode bereits vorbei ist, gibt es noch eine Zeitverzögerung von mindestens 1,5 Sekunden bei der richtigen Identifikation. Deswegen kann ein FOG-Erkennungssystem, das lediglich die Methode der Frequenz-Analyse verwendet, eine bestimmten Zeitverzögerung der richtigen Identifikation sowohl in der Endphase und als auch in der Anfangsphase der FOG-Episode nicht vermeiden.

Um die Verzögerung der richtigen Identifikation während des Zustandes am Ende der FOG-Episode zu reduzieren, wird eine Zeitbereich-Analyse mit der PSD-Methode kombiniert und durchgeführt. Im Vergleich zum FOG-Ereignis ist ein normales Gangbild regelmäßig und periodisch. Wie in Abbildung 5-10(e) nachvollzogen werden kann, wird der Zeitraum des normalen Gangbildes mit einer Fensterbreite von 1,5s erfasst. Zwei unterschiedliche Abschnitten lassen sich in diesem Zeitraum deutlich erkennen: Ein Schwingen-Abschnitt und ein Schütteln-Abschnitt. Der Schütteln-Abschnitt im normalen Gangbild sieht ähnlich aus wie das Signal in der FOG-Episode, während die Aktivitätswerte im Schwingen-Abschnitt kontinuierlich unter null liegen, was sich im Gangbild mit FOG nicht sehen lässt. Basierend auf dieser signifikanten Eigenschaft, ist eine FOG-Episode von dem normalen Gehen zu unterscheiden. Die ausführlichen Algorithmen in der Zeitbereich-Analyse werden folgendermaßen interpretiert:

Das Flussdiagramm des Algorithmus zur FOG-Erkennung wird in Abbildung 5-11 dargestellt. Die Zeit-/Puls-Analyse wird stetig in Schritten von einer halben Sekunde durchgeführt. Hat ein Parameter seinen Referenzwert überschritten, wird die Situation als ein abnormes Ereignis betrachtet. In diesem Fall wird die Frequenz-Analyse implementiert, um zu entscheiden, ob es sich um ein FOG-Ereignis handelt oder nicht.

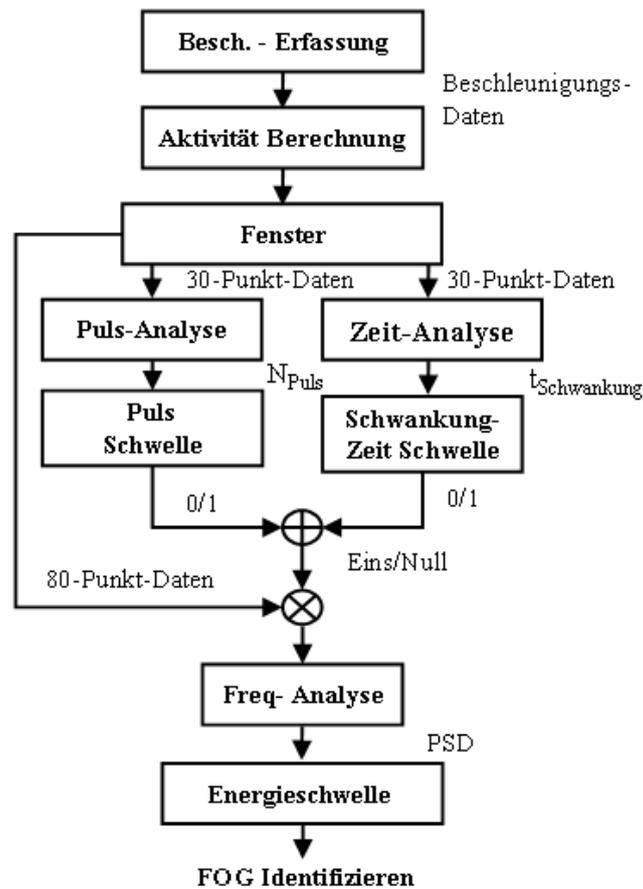


Abbildung 5-11: Flussdiagramm des Algorithmus zur FOG-Erkennung, entnommen aus (Zhao *et al.*, 2012).

Die Einzelheiten des Algorithmus sollen im Folgenden ausführlich vorgestellt werden. Um den Algorithmus deutlich zu erklären, basiert die Beschreibung darauf, dass die Abtastfrequenz der Sensordaten auf 20 Hz liegt, was nach der Nyquist-Theorie auch akzeptabel ist (Nazimand *et al.*, 2011b).

5.2.2.1 Berechnung der Aktivität

Die Aktivitätswerte werden aus Rohdaten (a_x , a_y , a_z) der 3-Achsen-Beschleunigungssensoren berechnet. Die Berechnung der Aktivität besteht aus drei Phasen, die mittels der Gleichungen 1-3 dargestellt werden (Niazmand *et al.*, 2011a).

Zuerst wird die relative Beschleunigung $x[k]$ folgendermaßen ermittelt:

$$x[k] = \sqrt{a_x^2[k] + a_y^2[k] + a_z^2[k]} - g_m \quad (5-1)$$

g_m steht für die Erdbeschleunigung. Anschließend werden die Aktivitätswerte mit Rauschen über die Gleichung (5-2) berechnet.

$$\hat{x}[k] = x[k] - \frac{1}{20} \sum_{k-19}^k x[k] \quad (k > 20) \quad (5-2)$$

Der Endwert der Aktivität ohne Rauschen wird folgendermaßen bestimmt:

$$\dot{X}[k] = \begin{cases} \dot{x}[k], & |\dot{x}[k]| > N_{THLD} \\ 0, & |\dot{x}[k]| < N_{THLD} \end{cases} \quad (5-3)$$

Das Rauschen des Systems wurde durch die elektronischen Teile des Messsystems (z.B. Mikrocontroller, Beschleunigungssensoren, Kabel) verursacht. Der maximale Geräuschpegel N_{THLD} wurde dadurch empirisch bestimmt, dass die Messhose während der Datenaufzeichnung auf einem Tisch lag. Der daraus resultierende Wert von N_{THLD} betrug $0,008 \text{ g}_m$.

5.2.2.2 Datenaufbereitung

In diesem Kapitel wird die Datenaufbereitung für Algorithmen von Spitzen-, Zeit- und Frequenzanalyse vorgestellt. In Abbildung 5-12 (a) wird die Signalkurve der normalen Schrittlänge eines Parkinsonerkrankten gezeigt. Die gefilterte relative Beschleunigung \dot{X} enthält negative Werte, die kontinuierlich auftreten. In diesem Zeitraum befindet sich der Fuß in der Luft, nämlich in der Schwungphase, die in Kapitel 5.2.4 vorgestellt wird. Um die Analyseverfahren im Zeitbereich zu vereinfachen, wird die relative Beschleunigung in der Schwungphase auf null gesetzt. Der Prozess der Datenverarbeitung wird folgendermaßen mathematisch beschrieben:

$$\dot{X}[k] \leq 0; \dot{X}[k-1] \leq 0; \dots; \dot{X}[k-n] \leq 0$$

Wenn $n > 7$

$$\text{Dann } \dot{X}[k] = \dot{X}[k-1] = \dots = \dot{X}[k-n] = 0 \quad (5-4)$$

Abbildung 5-12 (b) zeigt die Signalkurven nach Beseitigung der kontinuierlich negativen Daten.

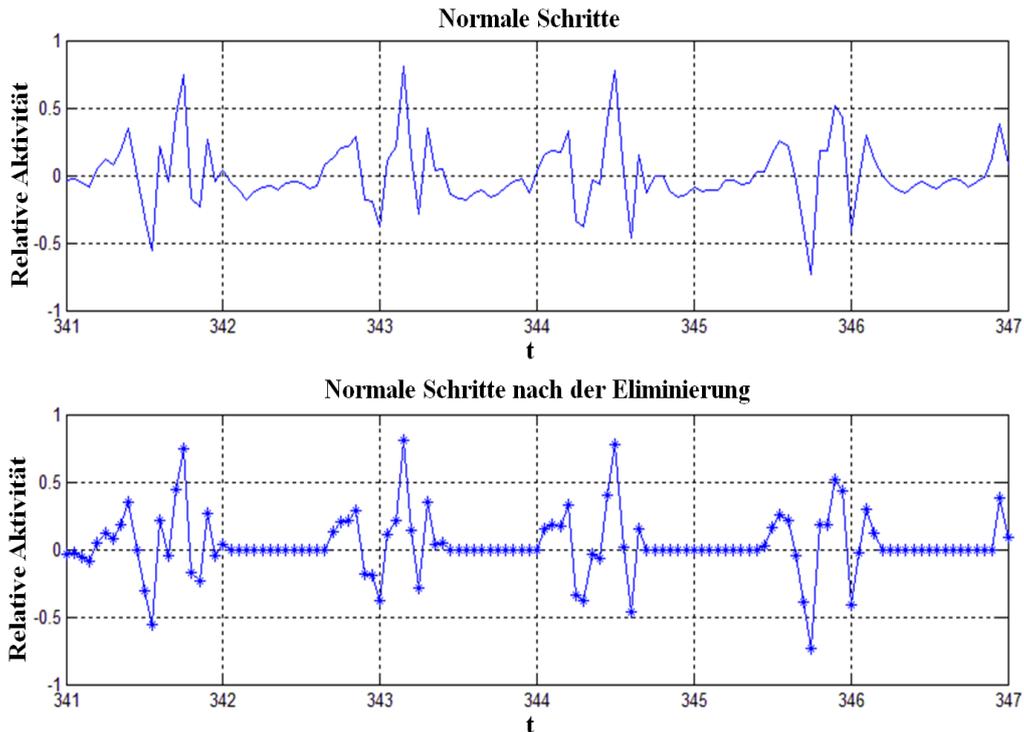


Abbildung 5-12: Vergleich der Kurven der normalen Schrittlänge einer Parkinsonerkrankung vor und nach Beseitigung der kontinuierlich negativen Daten.

Anschließend werden unterschiedlich lange Datensätze für die Spitzen-, Zeit- und Frequenzanalyse ausgewählt. Um den aktuellen Status des Gangs zu jedem Zeitpunkt zu beobachten, wird die Fensterung des Signals bei Online-FOG-Erkennung und bei FOG-Erkennung in Echtzeit folgendermaßen durchgeführt: $\dot{X}[k]$ steht für den gegenwärtigen Wert der relativen Beschleunigung.

Für die Spitzen- und Zeit-Analyse wurde eine Fensterbreite von 1,5 Sekunden (bei 20 Hz: 30 Punkte) gewählt (Abbildung 5-13).

$$\bar{X}_{1,5s}[k] = \{\dot{X}[k-29], \dot{X}[k-28], \dots, \dot{X}[k]\} \quad k \geq 30 \quad (5-5)$$

Für die Frequenz-Analyse wird eine Fensterbreite von vier Sekunden (bei 20 Hz: 80 Punkte) gewählt.

$$\bar{X}_{4s}[k] = \{\dot{X}[k-79], \dot{X}[k-78], \dots, \dot{X}[k]\} \quad k \geq 80 \quad (5-6)$$

Die Fenster bei der Offline-FOG-Erkennung werden über die gesamte vorhandene Messreihe mit einer Überlappung diskret verschoben. Der aktuelle Zeitpunkt liegt in der Mitte des Fensters. k und steht für den gegenwärtigen Zeitpunkt, an dem die Identifikation des FOG-Ereignisses stattfindet.

Eine Fensterbreite von 1,5 Sekunden (bei 20 Hz: 30 Punkte) wurde für die Spitzen- und Zeit-Analyse gewählt und $\dot{X}[k]$ steht für den gegenwärtigen Wert der relativen Beschleunigung.

$$\bar{X}_{1,5s}^{-1}[k] = \{\dot{X}[k-14], \dots, \dot{X}[k-1], \dot{X}[k], \dot{X}[k+1], \dots, \dot{X}[k+15]\} \quad k \geq 15 \quad (5-7)$$

Eine Fensterbreite von vier Sekunden (bei 20 Hz: 80 Punkte) wurde für die Frequenz-Analyse gewählt.

$$\bar{\dot{X}}_{4s}[k] = \{\dot{X}[k-39], \dots, \dot{X}[k-1], \dot{X}[k], \dot{X}[k+1], \dots, \dot{X}[k+40]\} \quad k \geq 40 \quad (5-8)$$

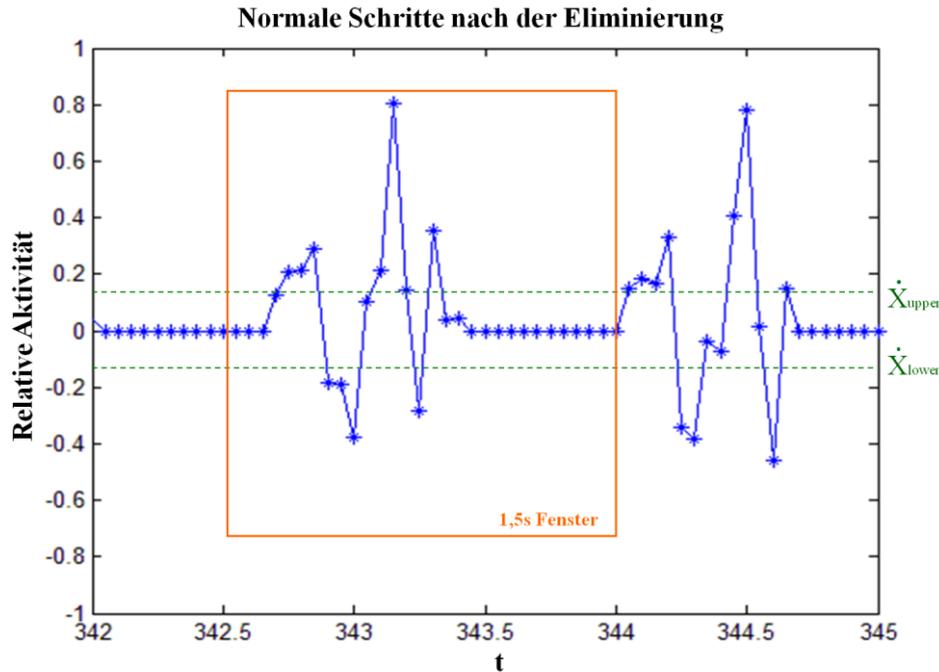


Abbildung 5-13: Eine Fensterbreite von 1,5 Sekunden (bei 20 Hz: 30 Punkte) wurde für die Spitzen- und Zeit-Analyse gewählt.

5.2.2.3 Zeit-Analyse

Die Dauer der Schwungphase des Fußes wird durch die Null-Punkte innerhalb des Fensters kalkuliert. Bei Berechnung der Dauer des Signalkurve-Schwings t_s wurde die Dauer der Schwungphase von der gesamten Fensterbreite $T_{Fenster}$ abgezogen, wie in Gleichung (5-9) dargestellt.

$$t_s = T_{Fenster} - \frac{1}{f} \times (n-1) \quad (s) \quad (5-9)$$

f steht für die Abtastfrequenz und n für die Zahl der Null-Punkte innerhalb des Fensters. Der Datensatz mit der Fensterbreite von 1,5 Sekunden in Abbildung 5-13 wird als Beispiel für die Berechnung angeführt und das Ergebnis wird im Folgenden dargelegt, wobei die Abtastfrequenz f und die Zahl n jeweils 20 Hz bzw. 16 betragen. Die ermittelte Dauer des Signalkurve-Schwings t_s beträgt 0,75 Sekunden.

$$t_s = 1,5 - 0,05 \times (16-1) = 0,75(s) \quad (5-10)$$

5.2.2.4 Spitzen-Analyse

Die Aktivitätswerte nach Beseitigung der kontinuierlich negativen Daten werden für die Spitzen-Analyse eingesetzt. Wie in Abbildung 5-14 dargestellt, wird eine Fensterbreite von 1,5

Sekunden (bei 20 Hz: 30 Punkte) bei jedem Identifikationszyklus zur Bestimmung der Zahl der Spitzen verwendet.

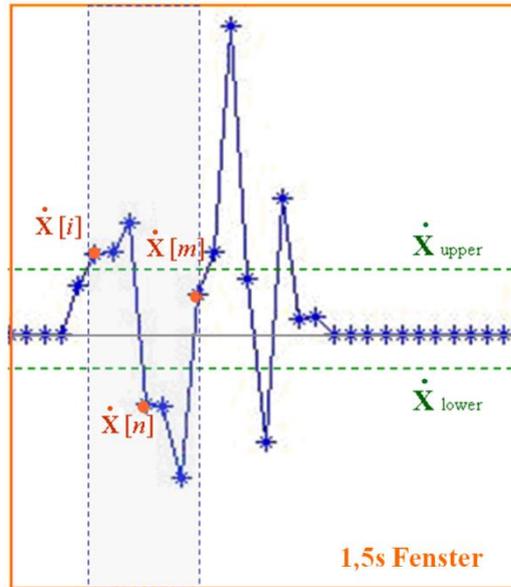


Abbildung 5-14: Eine Fensterbreite von 1,5 Sekunden wird zur Identifikation einer Spitze benutzt.

Die mathematische Beschreibung des Verfahrens zur Identifikation einer Spitze wird im Folgenden dargestellt. Zunächst werden der obere Schwellwert \dot{X}_{upper} und der untere Schwellwert \dot{X}_{lower} mittels der Formeln (5-11) und (5-12) angelehnt an Niazmand *et al.*, (2011b) ermittelt, wobei μ_+ bzw. μ_- für den Mittelwert aller positiven Aktivitätswerte bzw. aller negativen Aktivitätswerte steht (Formel (5-13)). σ_+ bzw. σ_- steht für die Standardabweichung der positiven Punkte bzw. der negativen Punkte (Formel (5-14)).

$$\dot{X}_{upper} = \mu_+ - \frac{\sigma_+}{2} \quad (5-11)$$

$$\dot{X}_{lower} = \mu_- - \frac{\sigma_-}{2} \quad (5-12)$$

$$\begin{cases} \mu_+ = \mu(\dot{X}[k] > \bar{\mu}) \\ \mu_- = \mu(\dot{X}[k] < \bar{\mu}) \end{cases} ; \quad \bar{\mu} = \frac{\sum_{k=1}^N \dot{X}[k]}{N} \quad k = 1, \dots, N \quad (5-13)$$

$$\begin{cases} \sigma_+ = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^N (\dot{X}[k]^{>\bar{\mu}} - \mu_+)^2}{N}} \\ \sigma_- = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^N (\dot{X}[k]^{<\bar{\mu}} - \mu_-)^2}{N}} \end{cases} \quad (5-14)$$

Um eine Spitze zu identifizieren, müssen drei wichtige Indikationspunkte i, m, n in der Messreihe nacheinander bestimmt werden, wie Abbildung 5-14 zeigt. Der Punkt i wird so definiert, dass der Aktivitätswert erstmals größer als der obere Schwellwert in einer Fensterbreite ist. Anschließend soll es einen Punkt m geben, der unterhalb der Unterschwelle liegt. Sobald da-

nach ein Punkt n auftritt, der sich wieder oberhalb der Oberschwelle befindet, wird eine Spitze in der Messreihe identifiziert. Dann wird das Verfahren für den restlichen Datensatz in derselben Fensterbreite wiederholt durchgeführt, um weitere Spitzen zu detektieren. Die mathematische Beschreibung davon wird folgendermaßen dargestellt (Formeln (5-15) (5-16)), wobei N_{peak} für die Zahl der Spitze innerhalb eines Fensters steht:

$$\text{Wenn } (\dot{X}[i] > \dot{X}_{upper}) \cap (\dot{X}[m] < \dot{X}_{lower}) \cap (\dot{X}[n] > \dot{X}_{lower}) \quad 0 < i < m < n \leq N$$

$$\text{Dann } N_{peak} = N_{peak} + 1 \quad (5-15)$$

$$\text{Datensatz einer Spitze: } \bar{\dot{X}}[k] = \{ \dot{X}[i], \dots, \dot{X}[m], \dots, \dot{X}[n] \} \quad i \leq k \leq n \quad (5-16)$$

5.2.2.5 Frequenz-Analyse

Für die Frequenz-Analyse wird der Aktivitätswert mit einer Fensterbreite von vier Sekunden ohne Beseitigung der kontinuierlich negativen Daten verwendet. Die spektrale Leistungsdichte-Analyse (PSD) bietet die Möglichkeit, im Frequenzbereich den Unterschied zwischen Gehen und der FOG-Episode zu untersuchen.

Gemäß Brown und Hwang (1997) ergibt sich PSD aus dem durchschnittlichen Periodogramm für eine große Zeitperiode. Der Wert $P(m)$ wird als Periodogramm für den diskreten Zufallsprozess definiert (Ventkatarama, (2006)). PSD beschreibt, wie die Leistung eines Signals über die verschiedenen Frequenzen verteilt wird. Formel (5-17) beschreibt die Schätzung der Leistung für jeden Punkt (m) und mittels einer Formel (5-18) wird die entsprechende Frequenz $f(m)$ berechnet (Niazmand *et al.*, 2011b).

$$P(m) = \frac{\left| \sum_{k=0}^{N-1} \dot{X}(k) \cdot e^{-j2\pi m k / N} \right|^2}{N} \quad (5-17)$$

$$f(m) = \frac{m}{N \cdot \Delta t_{sample}} \quad (0 \leq m \leq N-1) \quad (5-18)$$

In Abbildung 5-15 wird die PSD beim normalen Gehen (blau) und bei einer FOG-Episode (rot) eines Parkinson-Patienten gezeigt. Die Amplitude der Leistung für eine FOG-Episode wurde um einem Vergrößerungsfaktor von drei multipliziert, um eine bessere Erkennung zu erreichen. Da die meisten Leistungen von FOG unter der Frequenz zwischen 3Hz bis 8Hz (Moore *et al.*, 2013) liegen, wird hier ein Fenster von 0 bis 10 Hz für die Darstellung der Verteilung von PSD gewählt.

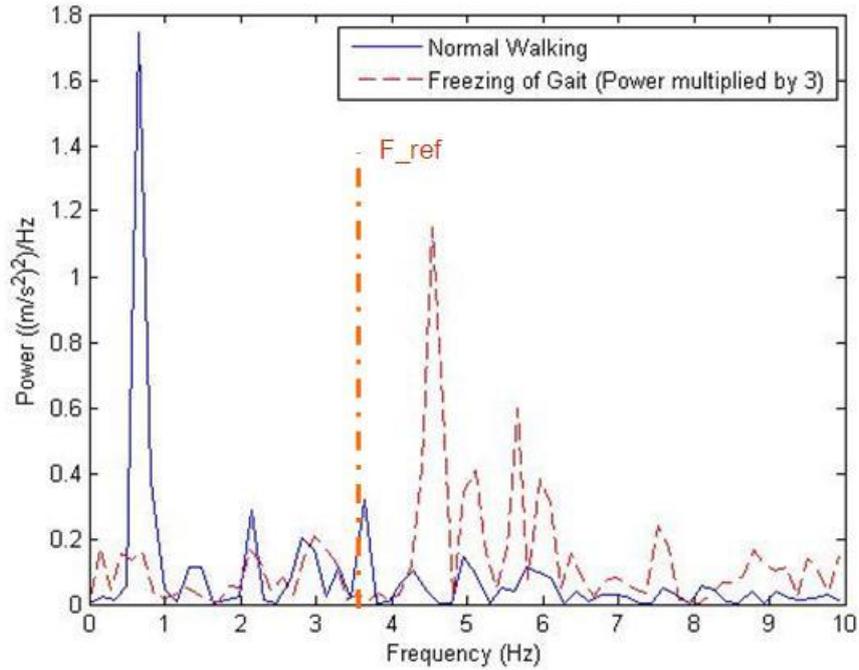


Abbildung 5-15: PSD beim normalen Gehen (blau) und bei einer FOG-Episode (rot) eines Parkinson-Patienten, entnommen aus (Niazmand *et al.*, 2011b).

Während die Frequenz der Hauptleistung beim normalen Gehen unter 3 Hz liegt, befinden sich die Hauptleistungen bei der FOG-Episode in einem Frequenzbereich von 3 bis 8 Hz. Moore *et al.* (2008) hat für ein „Gehen“ Band bzw. ein „Einfrieren“ Band die Frequenzkomponenten jeweils von 0,5 bis 3 Hz bzw. von 3 bis 8 Hz definiert. Um den Unterschied der Zustände „Gehen“ und „Einfrieren“ quantitativ darstellen zu können, wird ein „Freezing Index“ (FI) eingeführt, dessen Wert über folgende Formel berechnet wird.

$$FI = \frac{S_{\text{Einfrieren}}}{S_{\text{Gehen}}} \quad (5-19)$$

$S_{\text{Einfrieren}}$ steht für das Quadrat der Fläche unter dem Leistungsspektrum im „Einfrieren“ Band und S_{Gehen} steht für das Quadrat der Fläche im „Gehen“ Band. Die Werte beider Flächen werden über die Formel (5-20) (5-21) ermittelt.

$$S_{\text{Einfrieren}} = \left(\sum_{k=0}^{I_{3\text{Hz}}} (P_k + P_{k+1}) f_{\text{sample}} \right)^2 \quad (5-20)$$

$$S_{\text{Gehen}} = \left(\sum_{k=I_{3\text{Hz}}+1}^{I_{8\text{Hz}}-1} (P_k + P_{k+1}) f_{\text{sample}} \right)^2 \quad (5-21)$$

Denn die Fensterbreite der Daten liegt bei 4 Sekunden, beträgt der Punktindex $I_{3\text{Hz}}$ bzw. $I_{8\text{Hz}}$ jeweils 12 bzw. 32, die nicht von der Abtastfrequenz f_{sample} abhängen (Bächlin *et al.* 2009).

5.2.2.6 Erkennung eines FOG-Ereignisses

Eine Zustand wird als FOG-Ereignis identifiziert, wenn einer der beiden Parameter, nämlich die Zahl der Spitze innerhalb eines Fensters oder die Dauer des Signalkurve-Schwingens t_s , seinen Schwellenwert überschreitet und gleichzeitig die Freezing-Index FI auch oberhalb des

Schwellenwert liegt. Die mathematische Beschreibung des Beurteilungsprozesses wird über folgende Formeln dargestellt.

$$(N_{peaks} < N_{REF}) \cap (t_{shake} < t_{REF}) \Rightarrow NO\ FOG \quad (5-22)$$

$$\left((N_{peaks} \geq N_{REF}) \cup (t_{shake} \geq t_{REF}) \right) \cap (FI \leq FI_{REF}) \Rightarrow NO\ FOG \quad (5-23)$$

$$\left((N_{peaks} \geq N_{REF}) \cup (t_{shake} \geq t_{REF}) \right) \cap (FI > FI_{REF}) \Rightarrow FOG \quad (5-24)$$

Folgende Default-Werte der Schwellen wurden experimentell ermittelt:

$$N_{REF} = 3, t_{REF} = 0,85, FI_{REF} = 2,3$$

Der oben vorgestellte Algorithmus wird verwendet, um die FOG-Episode an einem Bein zu erkennen. Daher lässt sich die Identifizierung der FOG-Ereignisse bei Parkinson-Patienten schließlich wie folgt ermöglichen:

$$FOG_{Körper} = FOG_{links} \cap FOG_{rechts} \quad (5-25)$$

5.2.2.7 Automatische Schätzung über den Schwellenwert des Freezing-Indexes

Um den individuellen Schwellenwert des Freezing-Indexes für jeden einzelnen Patienten zu bestimmen, soll der Patient vor dem Identifizierungsprozess zuerst normal gehen (ohne Auftreten von FOG). Dann wird der maximale Freezing-Index für diese Gehen-Phase ermittelt. Tritt ein FOG-Ereignis plötzlich beim Gehen auf, muss der Algorithmus zur automatischen Schätzung über FI_{REF} erneut ausgeführt werden.

Um das Ergebnis zu optimieren, wird die 3-Sigamal-Regel zur Filterung der Ausreißer verwendet. Denn die empirische Regel zeigt, dass 99,7% aller Werte in den ersten drei Standardabweichungen vom Mittelwert fallen werden (Smirnov und Dunin-Barkovskii, 1969). Die konkrete mathematische Beschreibung der 3-Sigamal-Regel lautet wie folgt:

$$P\{\bar{x} - 3\sigma < X < \bar{x} + 3\sigma\} = 0,9973 \quad (5-26)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (x_k - \bar{x})^2} \quad (5-27)$$

\bar{x} bzw. σ bezeichnet jeweils den Mittelwert bzw. die Standardabweichung. Der Schwellenwert des Freezing-Indexes wird dann über Formel (5-28) bestimmt.

$$FI_{REF} = \max(FI_{gefilttert}) \quad (5-28)$$

5.2.3 Kadenz-Analyse

Weil schlurfende Schrittmuster mit verkürzter Schrittlänge und reduzierter Kadenz als ein charakteristischstes Merkmal des Gang-Profiles der Parkinsonkranken betrachtet werden, ist die Kadenz ein wichtiger Parameter für die Ganganalyse.

Die Kadenz wird als die Anzahl der Schritte pro Minute berechnet. Da ein Algorithmus entwickelt wird, um die Schritte der Patienten zu erkennen und die Kadenz zu zählen, werden die Signale von dem zentralen Sensor „Sensor-Bauch-Vorne (SBV)“, der in der Position des Bauchs der MiMed-Hose integriert ist, für die Ermittlung der Kadenz verwendet.

Wie in Abbildung 5-16 ersichtlich, befindet sich die relative Position vom SBV-Sensor (1) in der Mitte zwischen den beiden Füßen beim Gehen. Deswegen ist der SBV-Sensor in der Lage, die Schrittbevewegung seitenunabhängig zu erfassen.

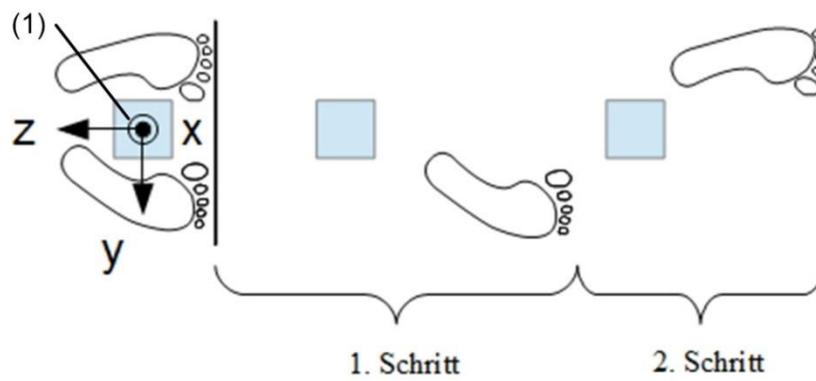


Abbildung 5-16: Positionen des SBV-Sensors (1) während des Gehens. (©MiMed, 2012)

Das Signal in der Laufrichtung, nämlich in der z-Richtung von dem dreiaxialen Beschleunigungssensor, wird zur Ermittlung der Schritte und Kadenz verwendet.

Mittels der Formeln (5-29) und (5-30) werden der gleitende Mittelwert und die entsprechende Differenz der eigentlichen Daten kalkuliert. $\Delta X[k]$ wird als die relative Beschleunigung bezeichnet. In Anlehnung an Niazmand *et al.* (2010) beträgt die Aufnahme Frequenz des SBV-Sensors 64 Hz.

$$\bar{X}_{64}[k] = \frac{\sum_k^{k-63} X[k]}{64} \quad (5-29)$$

$$\Delta X[k] = X[k] - \bar{X}[k] \quad (5-30)$$

Für den Algorithmus wird ein iteratives Muster mit einem vordefinierten Fenster von dem gesamten Datensatz ausgeschnitten und analysiert. Um das Prinzip des Algorithmus zur Schritt-/Kadenz-Erkennung deutlich zu erklären, wird das iterative Muster in Abbildung 5-17 vereinfacht dargestellt, woraus die wichtigen Überlegungen abgeleitet werden können. Wenn die relative Beschleunigung des Sensors innerhalb eines gewissen Zeitintervalls die Unter- und Oberschwelle überschreitet, wird es als ein Schritt betrachtet.

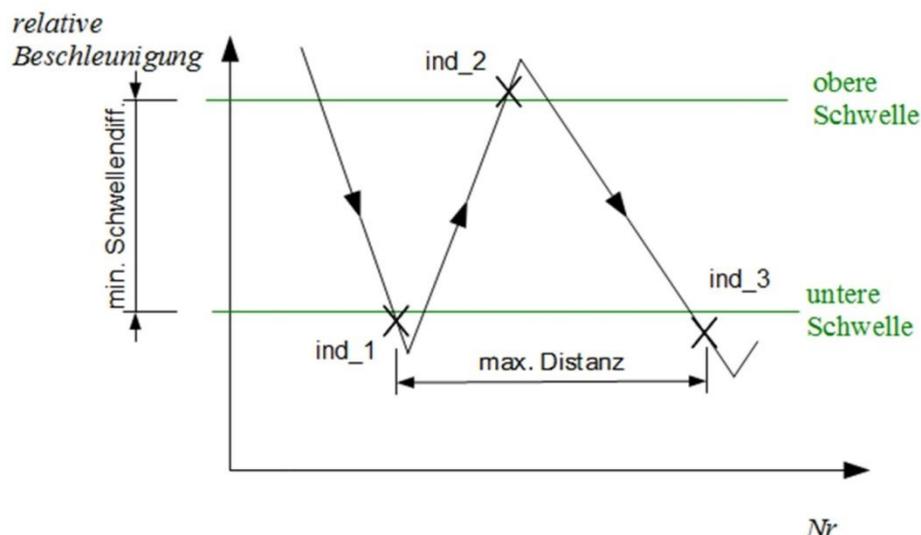


Abbildung 5-17: Das Muster eines Schrittes mit der Ober- und Unterschelle sowie den drei Indikationspunkten (ind_1, ind_2, ind_3) (©MiMed, 2012)

Angelehnt an A. Kalaras (2010) können die die Ober- und Unterschelle mittels der Formeln (5-31) und (5-32) aus der Differenz von dem positiven bzw. negativen Mittelwert (μ_+ bzw. μ_-) und der Hälfte der Standardabweichung ($\sigma_+/2$ bzw. $\sigma_-/2$) berechnet werden. Hier beträgt die Länge des Fensters vier Sekunden, bzw. es werden 256 Messdaten zur Berechnung des Mittelwerts herangezogen (Formel(5-33)).

$$\bar{\mu} = \frac{\sum_{i=1}^{256} a_i}{256} \quad (5-31)$$

$$\text{obere Schwelle} = \mu_+ - \frac{\sigma_+}{2} = \frac{\sum_{i=1}^n a_i^{>\bar{\mu}}}{n} - \frac{1}{2} \cdot \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n \left(a_i^{>\bar{\mu}} - \frac{\sum_{i=1}^n a_i^{>\bar{\mu}}}{n} \right)^2}{n}} \quad (5-32)$$

$$\text{untere Schwelle} = \mu_- - \frac{\sigma_-}{2} = \frac{\sum_{i=1}^m a_i^{<\bar{\mu}}}{m} - \frac{1}{2} \cdot \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^m \left(a_i^{<\bar{\mu}} - \frac{\sum_{i=1}^m a_i^{<\bar{\mu}}}{m} \right)^2}{m}} \quad (5-33)$$

Um einen Signalabschnitt als Schritt zu identifizieren, müssen mehrere wichtige Kriterien erfüllt sein. Zuerst müssen sich die drei Indikationspunkte (ind_1, ind_2 und ind_3), wie in Abbildung 5-17 dargelegt, in der richtigen Position befinden: ind_1 und ind_3 sind kleiner als die Unterschelle und ind_2 liegt oberhalb der Oberschwelle. Darüber hinaus soll der Abstand zwischen den ersten Indikationspunkten und den dritten Indikationspunkten die vordefinierte maximale Distanz nicht überschreiten. In Anlehnung an Stamatakis *et al.* (2011) wurde der Wertebereich dieser maximalen Distanz nach den Angaben für die Schrittfrequenz bei Parkinson-Patienten bestimmt (Formel (5-34)). Bei Patienten ergibt sich die mittlere Schrittfrequenz 1,234 Schritte pro Sekunde und bei Gesunden beträgt die Frequenz 1,624 Schritte pro Sekunde.

$$\text{Schrittfrequenz}_{\text{Parkinson}} = 1,234 \frac{\text{Schritte}}{\text{sek}} \Leftrightarrow 1 \text{ Schritt} \cong 52 \text{ Punkte} \quad (5-34)$$

Unter Berücksichtigung der niedrigeren Schrittfrequenzen bei den individuellen Parkinson-Patienten, wird die Grenze der maximalen Distanz in den Algorithmus zur Erkennung der Schritte auf 115 Punkte festgelegt.

Damit die „Signalschwankungen“ nicht fälschlicherweise als Schritt erkannt werden, soll der Abstand der beiden Schwellen in dem Fall mindestens nicht kleiner als die vordefinierte minimale Schwellendifferenz sein, deren Grenzwert aus einer Vielzahl von Beschleunigungsdaten berechnet wurde. Weil die mittlere Schwellendifferenz beim Gehen bzw. Stehen 78,20 (g/256) und 3,95 (g/256) beträgt, kann eine Gehbewegung von einem Ruhezustand unterschieden werden. Für den Algorithmus wird eine minimale Schwellendifferenz von 40 (g/256) vorgeschlagen, damit auch kleine Signalschwankungen, die z.B. aus dem Verstauen der Elektronikeinheit in der Hosentasche verursacht werden, nicht als Schritte erkannt werden.

Bei vielen Parkinson-Patienten sind die nicht-gleichmäßigen Schritte beim Gehen zu beobachten. Deswegen ist es sinnvoll, in dem Algorithmus zur Schritt-/Kadenz-Erkennung variabel anpassbare Schwellen statt konstanter Schwellen einzusetzen, wodurch die Variationen im Gangmuster in Betracht gezogen werden können.

Wie in Abbildung 5-18 ersichtlich, wird bei der Verwirklichung der Methodik mit den variabel anpassbaren Schwellen ein Schiebefenster von vier Sekunden, in dem die aktuellen Schwellen und die Kadenz berechnet werden, mit dem Verschiebungsabstand von einer Sekunde zum Einsatz gebracht. Angelehnt an Yang *et al.* (2011) ergibt die Kadenz eines Parkinsonerkrankten beim normalen Gehen 102,2 Schritte pro Minute, wobei innerhalb eines Zeitfensters 6,8 Schritte gezählt werden können.

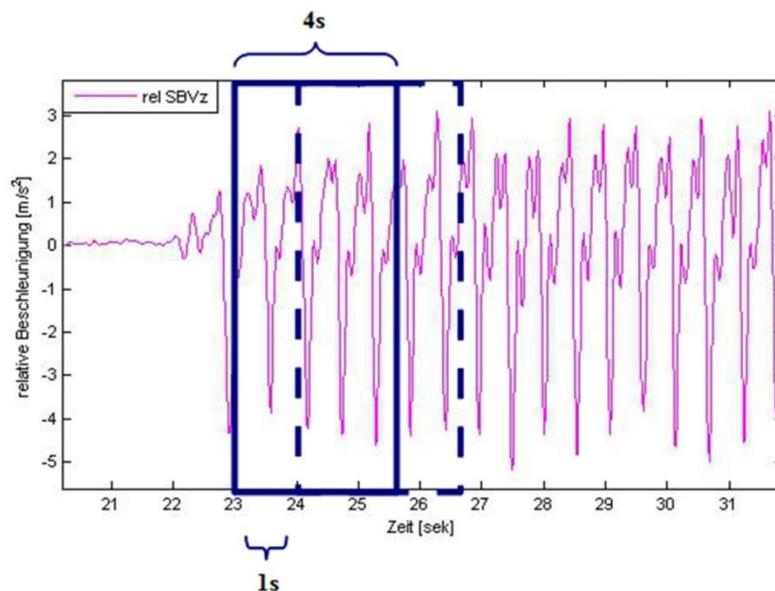


Abbildung 5-18: Schiebefenster von vier Sekunden mit dem Verschiebungsintervall von einer Sekunde (©MiMed, 2012)

Abbildung 5-19 zeigt das Flussdiagramm des Algorithmus zu Schritt-/Kadenz-Erkennung innerhalb eines Zeitfensters. Stehen genug Datenreihen – nämlich Datenreihen von mindestens vier Sekunden – zur Verfügung, wird die Implementierung des Algorithmus zur Ermittlung der Fensterkadenz durchgeführt. Zunächst werden die Ober- und Unterschwelle sowie die entsprechende Schwellendifferenz berechnet und festgelegt. Liegt die Schwellendifferenz

unterhalb der minimalen Schwellendifferenz, wird der Algorithmus unterbrochen und die Datenreihen werden dadurch aktualisiert, dass das Zeitfenster nach rechts verschoben wird. Liegt die Schwellendifferenz oberhalb der minimalen Differenz, werden die Daten nach den oben vorgestellten Kriterien analysiert und die Zahl der Schritte für dieses Zeitfenster ermittelt.

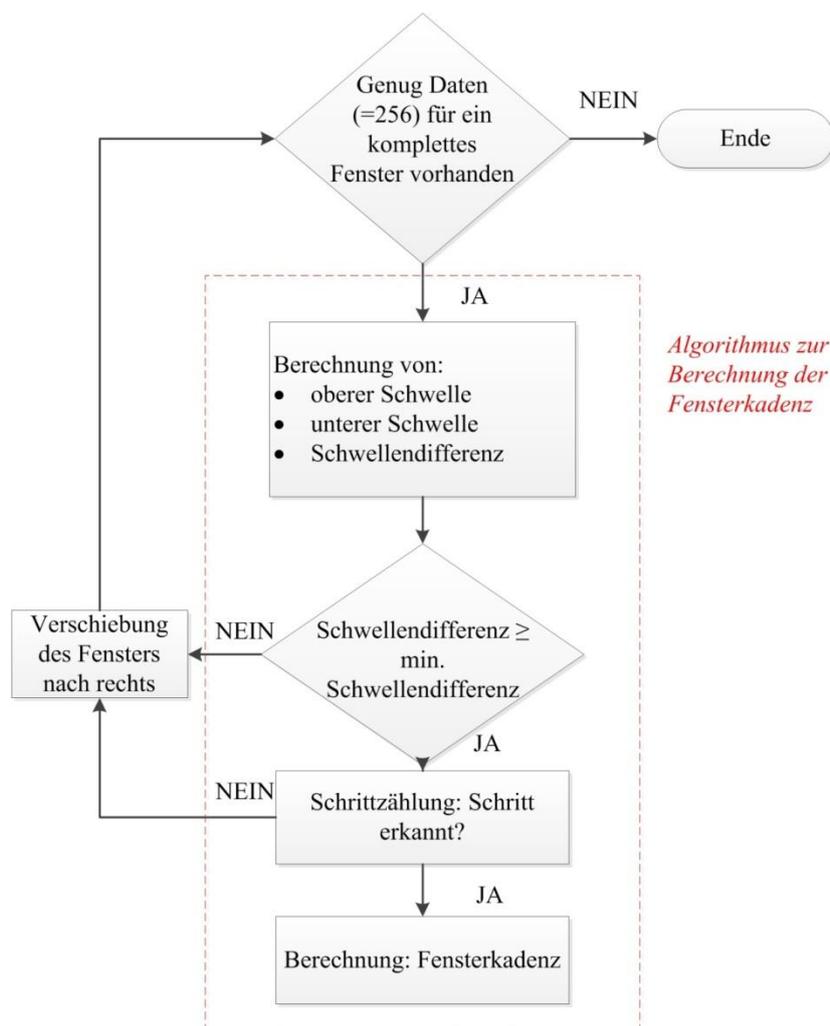


Abbildung 5-19: Flussdiagramm des Algorithmus zu Schritt-/Kadenz-Erkennung innerhalb eines Zeitfensters (©MiMed, 2012).

Die Fensterkadenz, nämlich die Kadenz innerhalb eines Zeitfensters kann mittels der Formeln (5-35) berechnet werden.

$$Kadenz_{Fenster} = \frac{Anzahl_Schritte}{dt} \quad (5-35)$$

Das effektive Zeitintervall innerhalb der Zeitfenster wird mit dem Symbol „dt“ bezeichnet, das mittels (5-36) bestimmt werden kann.

$$dt = \frac{Endpunkt_{Fenster} - Startpunkt_{Fenster}}{Abtastfrequenz(Hz)} \cdot \frac{1}{60} \quad \text{in [min]} \quad (5-36)$$

Wie in Abbildung 5-20 dargestellt, ist das effektive Zeitintervall der Zeitabstand zwischen dem ersten Indikationspunkt unterhalb der Unterschwelle (ind_1) des ersten Schrittes, der im Bild als „Startpunkt_{Fenster}“ bezeichnet wird, und dem letzten Indikationspunkt unterhalb der Unterschwelle (ind_3) des letzten Schrittes, der im Bild als „Endpunkt_{Fenster}“ bezeichnet wird. Zum Schluss wird sich die Kadenz anhand der Einheit Schritte pro Minute ergeben.

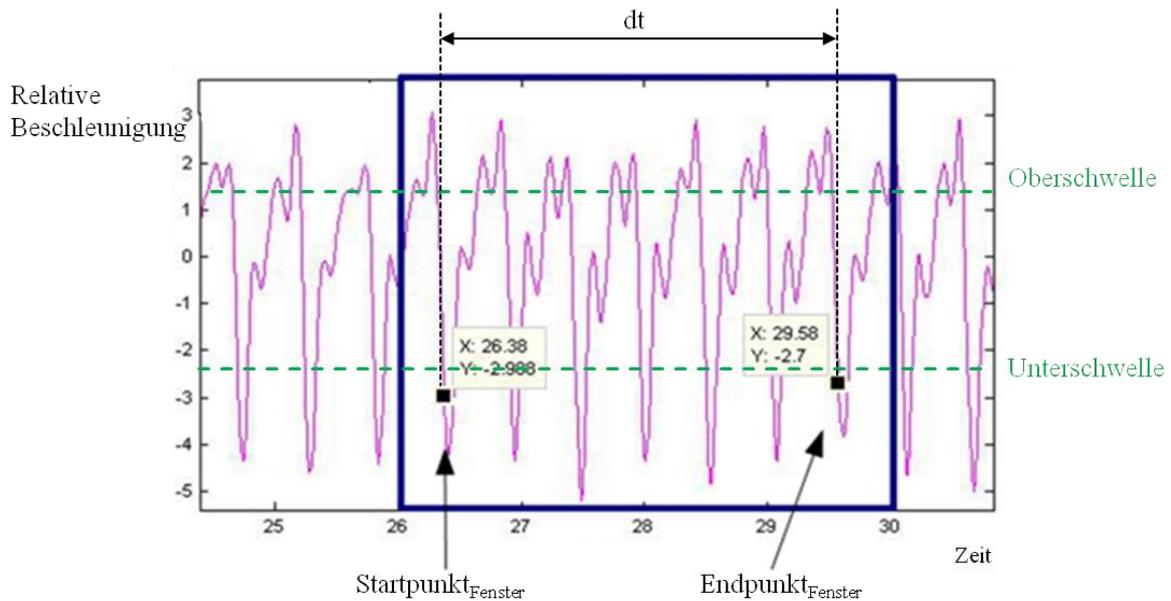


Abbildung 5-20: Start- und Endpunkt innerhalb von einem Zeitfenster (©MiMed, 2012).

Sobald vier Fensterkadenzen berechnet werden, kann ein Mittelwert (Mittel_Kadenz_1) berechnet werden. Werden alle Mittelkadenzen bestimmt, kann daraus eine Gesamtkadenz gebildet werden. In Abbildung 5-21 wird das Vorgehen der Gesamtkadenz-Ermittlung dargestellt.

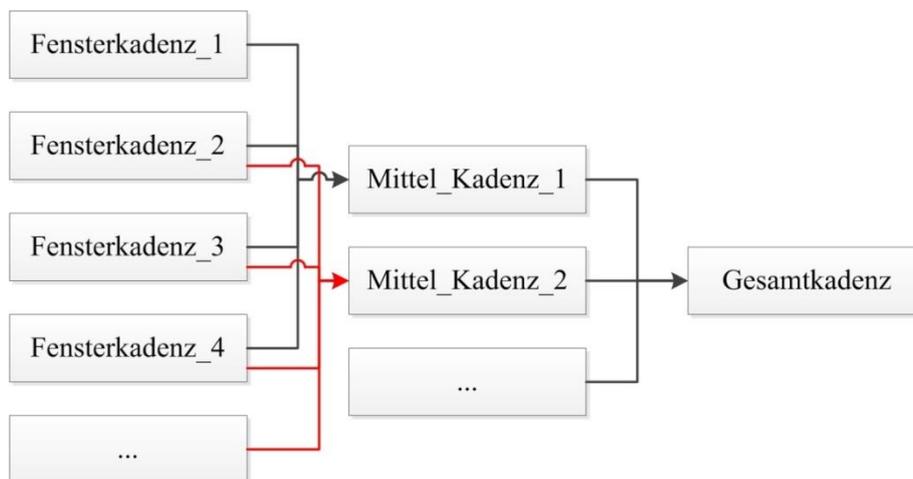


Abbildung 5-21: Berechnungsprozess der Gesamtkadenz (©MiMed, 2012).

5.2.4 Laser-Reizgerät

Seit langem stellt sich die Frage nach der Stabilität des projizierten Lichtstreifens aus den am Körper angebrachten Lasergeräten. Weil sich der ganze Körper beim Gehen ständig bewegt, stellt der menschliche Körper keine stabile Befestigungsplattform für ein Laser-Reizgerät dar. Kleine Schwankungen des Geräts entweder am Bauch oder auf den Schuhen können bereits zu einem vergrößerten Schütteln des Lichtstreifens auf dem Boden führen. Damit die Mobilität des Laser-Reizgeräts nicht verloren geht, soll der Gangzyklus der Menschen tiefergehend

analysiert werden. Es ist zu erwarten, dass ein relativ stabiler Punkt im Körper beim Gehen vorliegen könnte.

Beim Gehen hat der Körper in jeder Phase des Bewegungszyklus mindestens mit einem Fuß Kontakt zum Boden. In Abbildung 5-22 werden die Positionen der Beine während eines einzigen Gangzyklus von dem rechten Bein dargestellt (M. W. Whittle, 2007). Der gesamte Gangzyklus lässt sich in zwei Phasen aufteilen: Die Schwungphase und die Standphase. Während der Standphase des rechten Fußes trägt der linke Fuß das gesamte Körpergewicht und muss deshalb besonders starken Belastungen standhalten. Die Kontaktstelle zwischen Boden und dem linken Fuß ist daher in diesem Moment befestigt und stabil. Basierend auf dieser relativ stabilen Position kann somit ein Laser-Reizgerät fixiert werden, um einen stabilen Orientierungslaserstrahl für den rechten Fuß auf den Boden zu projizieren. Das gleiche gilt auch beim rechten Fuß.

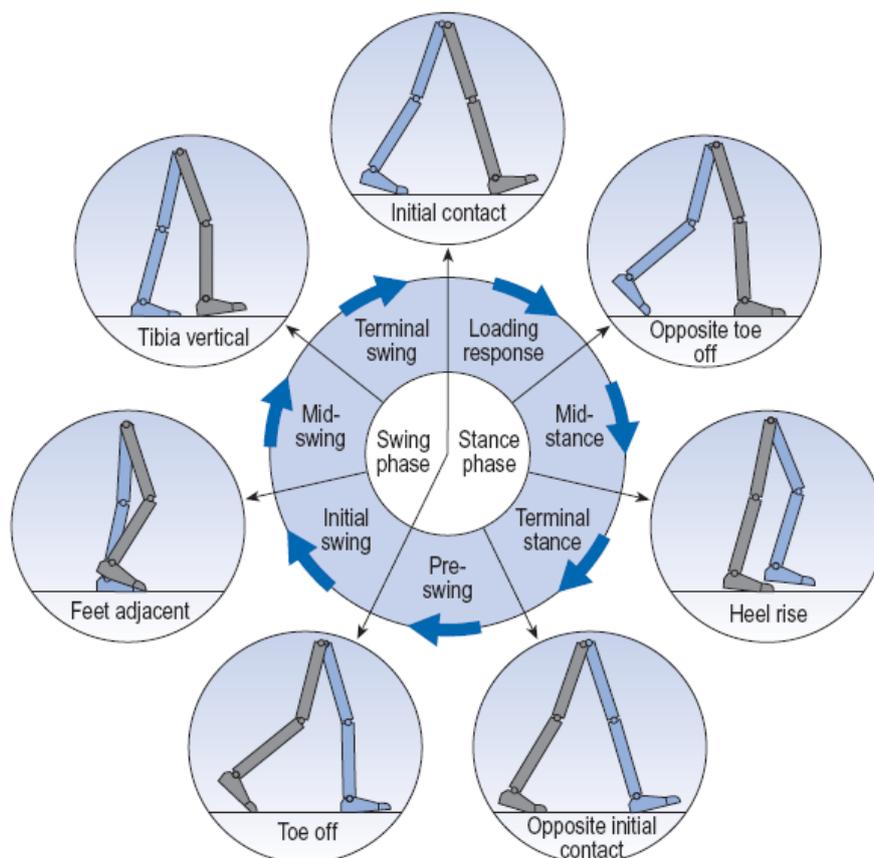


Abbildung 5-22: Positionen der Beine während eines einzigen Gangzyklus des rechten Beins (grau), entnommen aus (Whittle, 2007).

Um den oben beschriebenen Prozess besser zu erklären, wird das Zustandsdiagramm eines Schrittes in Abbildung 5-23 dargestellt. In diesem Szenario befindet sich der linke Fuß in der Unterstützungsphase, und zwar in der Standphase, und der rechte Fuß in der Schwungphase. In der kurzfristigen Initial-Kontaktphase liegt der Schwerpunkt der Körper zwischen beiden Füßen und anschließend wechselt die Initial-Kontaktphase wieder in die Standphase des rechten Fußes (Schwungphase des linken Fußes). Die Stellen, wo das Laser-Reizgerät dem Probanden die Laserlinie bieten soll, werden im Zustandsdiagramm mit einem roten Rechteck gekennzeichnet.

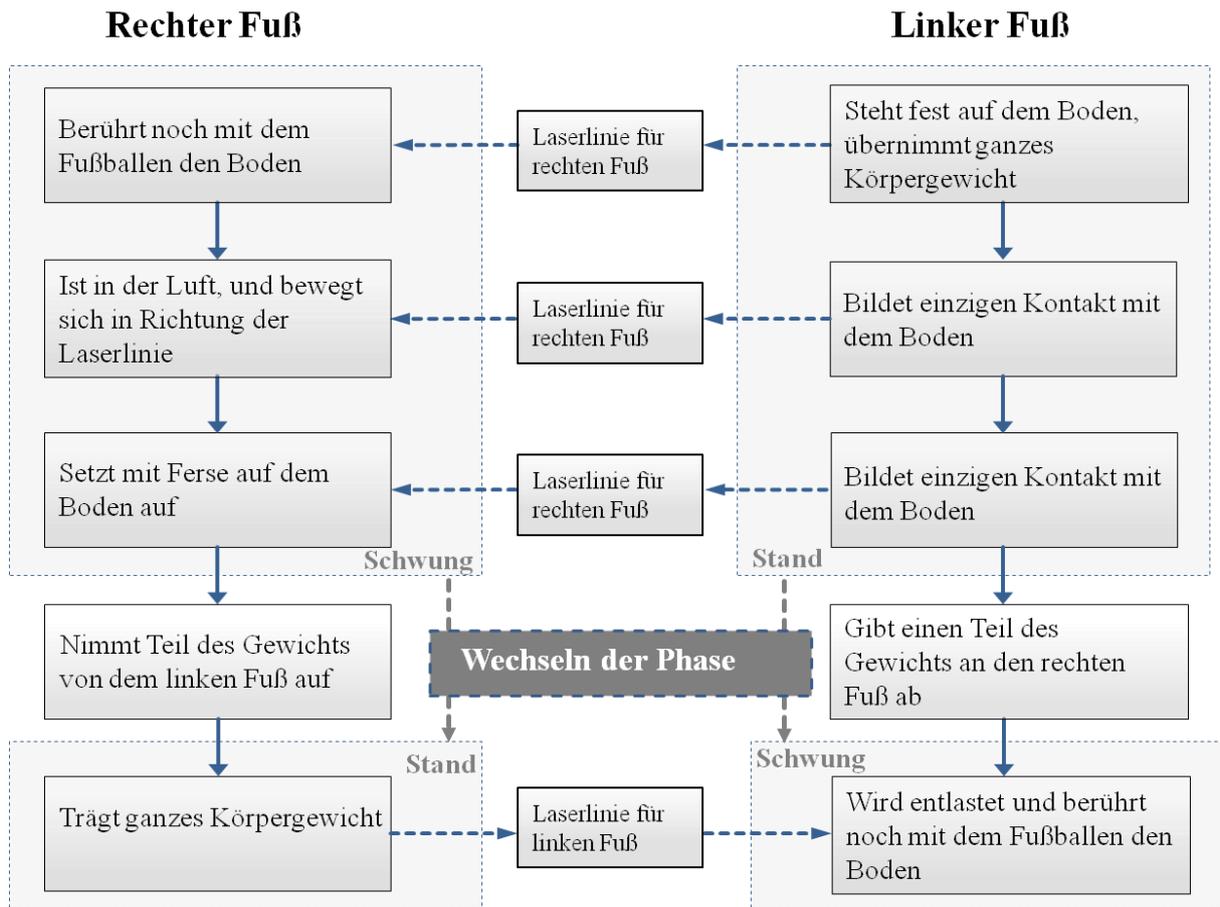


Abbildung 5-23: Zustandsdiagramm der Gangphase und Anzeige der Laserlinie (©MiMed, 2013)

In Abbildung 5-24 wird das Szenarium, im dem der linke Fuß das meiste Körpergewicht trägt und der rechte Fuß sich in der Schwungphase befindet, wiederum mit der vorwärts projizierten Laserlinie zusammen dargestellt.

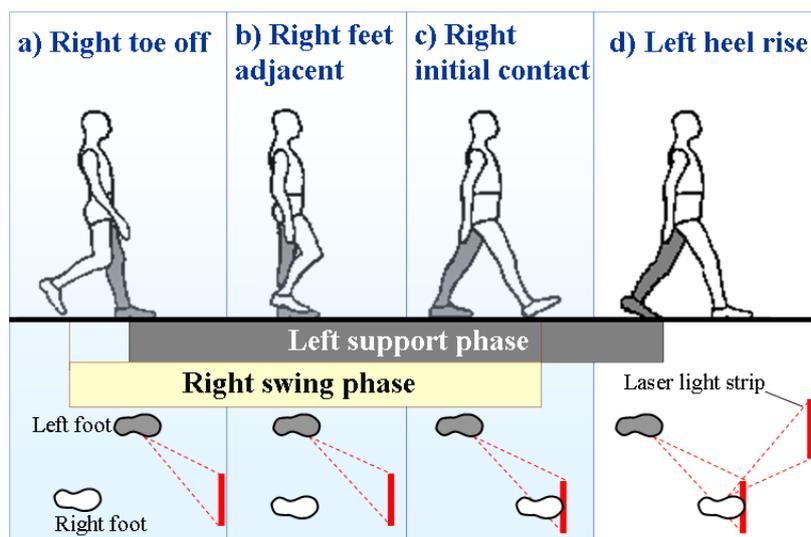


Abbildung 2-24: Position des linken Fußes während der Unterstützungsphase und Position des rechten Fußes während der Schwungphase, entnommen aus (Zhao et al., 2013a)

Zu Beginn der Schwungphase des rechten Fußes wird die Fußspitze vom Boden abgehoben (a). Anschließend bewegt sich der Körper vorwärts (b) und danach wird die Ferse des rechten Fußes auf den Boden aufgesetzt (c), was als das Ende der Schwungphase betrachtet wird. Dann wird das Körpergewicht vom linken auf den rechten Fuß verlagert, indem der rechte Fuß in die Standphase und der linken Fuß in die Schwungphase übergehen (d).

Während der Schwungphase des rechten Fußes muss der linke Fuß das meiste Körpergewicht tragen. Bleibt der linke Fuß während der Standphase nicht stabil, wird der Proband nicht mehr in der Lage sein, seinen Gang weiter auszuführen. Es besteht dann sogar eine große Wahrscheinlichkeit, dass der Proband stürzt. Demzufolge muss die Kontaktstelle zwischen dem linken Fuß und dem Boden in diesem Moment statisch und stabil sein.

In Abbildung 5-25 ist die Druckverteilung zwischen Boden und Fuß während eines Schritts abgebildet. Offensichtlich liegt der höchste Druck auf dem Fußballen, was bedeutet, dass der Fußballen den Hauptanteil des Körpergewichts trägt. Aus diesem Prinzip ergibt sich, dass während der Standphase (jedes Fußes) der Bereich unter dem Fußballen über den stabilsten Kontakt verfügt. Aufgrund dieser Erkenntnis ist es möglich, dass die Bodenplatte des Laserreiz-Gerätes an die Stelle unter dem Fußballen angebracht wird, um eine stabil projizierte Laserlinie zu erhalten.

Wie in Abbildung 5-24 (a)-(c) unten veranschaulicht, liefert das Gerät auf dem linken Fuß einen stabileren roten Lichtstreifen auf dem Boden als der visuelle Hinweis für den rechten Fuß, der sich in seiner Schwungphase befindet. Beginnt die Standphase des linken Fußes (d), wird die zweite rote Laserlinie als Ziel von dem rechten Fuß auf den Boden für den linken Fuß projiziert. Auf diese Weise kann sich der Proband während des Gehens an den abwechselnd auftretenden Lichtstreifen auf dem Boden orientieren und die Schrittlänge regulieren. Darüber hinaus können die Lichtstreifen den Parkinson-Patienten auch als visuelles Cueing-Signal zur Verfügung stehen, um die FOG-Episode zu überwinden und den Gang weiterhin auszuführen.

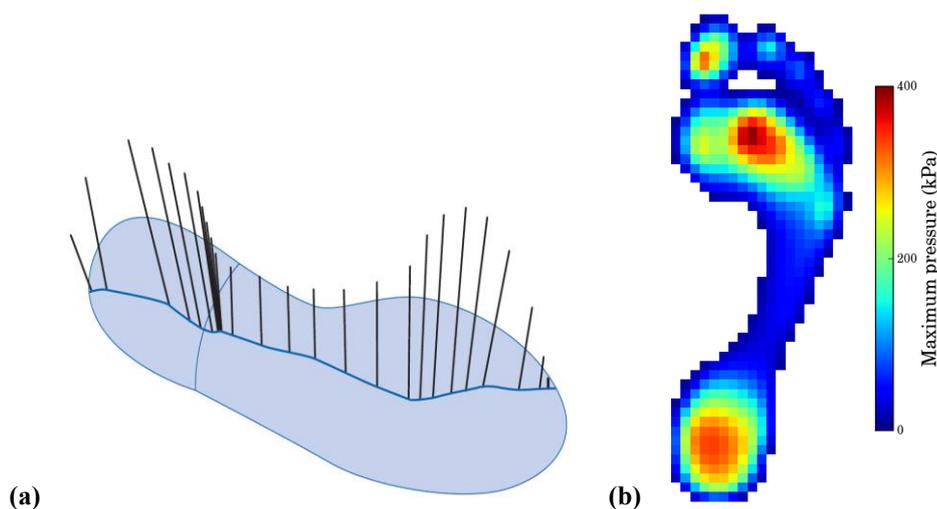


Abbildung 5-25: (a) Druckverteilung zwischen Boden und Fuß (a) entnommen aus M. W. Whittle (2007); (b) Fuß-Druckverteilung: Maximaler Druck während eines Schrittes, entnommen aus <http://en.wikipedia.org/wiki/Pedobarography>.

5.2.5 MuCU

Alle dynamischen Prozesse werden durch den Mikrocontroller der MuCU vom darauf laufenden Programm gesteuert. Die Abbildung 5-26 zeigt ein vereinfachtes Flussdiagramm des Hauptprogrammes.



Abbildung 5-26: Vereinfachtes Flussdiagramm des Hauptprogrammes im Mikrocontroller.

Beim Programmstart findet zunächst die Initialisierung des Mikrocontrollers und des drahtlosen Chips statt. Anschließend wird die Einrichtung der Kommunikation mit der mikroSD-Karte geprüft und falls erfolgreich, wird die Existenz einer Konfigurationsdatei weiter überprüft. Wird keine mikroSD-Karte eingesteckt oder keine Konfigurationsdatei gefunden, wird die Standardeinstellung im Mikrocontroller geladen. Ansonsten werden die aktuellen Einstellungen in der Konfigurationsdatei im Mikrocontroller geladen. Nach den Anfahrvorgängen startet die Hauptschleife des Programms, die im Wesentlichen aus den drei folgenden Aufgaben besteht:

- Reagieren auf die manuellen Befehle, die durch Drücken der Taste erzeugt werden.
- Reagieren auf die Befehle, die von dem tragbaren System über eine Funkschnittstelle übermittelt werden.
- Ständige Überprüfung der Spannung des Akkus, um den Benutzer bei einer niedrigen Spannung zu alarmieren.

Die Funktion des Cueings selbst wird durch das Zeit-basierte Interrupt vom Hauptprogramm verwaltet, sodass sowohl das genaue Timing als auch ein nahezu paralleler Verlauf des Cueings und mit den restlichen Teilen des Programms erzielt werden kann.

6. Realisierung

In diesem Abschnitt werden verschiedene Module des oben beschriebenen Konzepts dargestellt, die bisher bereits erfolgreich realisiert wurden.

6.1 Kadenz-Ermittlung mittels eines tragbaren Systems

Die Bewegungsinformation der Probanden für die Kadenz-Ermittlung wird mittels einer Mi-Med-Hose, nämlich mittels eines am Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik der TU München entwickelten Mess-systems, aufgezeichnet, die aus einer konventionellen Sporthose und der integrierten Elektronik besteht. In Abbildung 6-1 wird der Aufbau der MiMed-Hose dargestellt. Die Elektronik des tragbaren Systems setzt sich hauptsächlich aus der „Evaluating-Transmitting-Unit (ETU)“ und fünf Beschleunigungssensoren, die mit sieben bis neun adrigen Litzen verbunden sind, zusammen.



Abbildung 6-1: Aufbau der MiMed-Hose: Beschleunigungssensoren und die Elektronik, entnommen aus (Zhao *et al.*, 2012).

Die Verteilung der Sensoren in der MiMed-Hose ist mit den kleinen Rechtecken gekennzeichnet. Ein Sensor befindet sich vorne mittig auf der Taille und die restlichen Sensoren sind jeweils seitlich am Ober- und Unterschenkel jedes Beins angebracht. Damit die integrierte Elektronik möglichst wenig Einfluss auf die Bewegung der Patienten ausübt, werden die Sensoren an Stoffschläuchen befestigt, die an den inneren Hosensäumen eingenäht sind. Die Beschleunigungssensoren sind ebenso in die Schrumpfschläuche eingekapselt und mit einer PVC-Schicht isoliert, damit die Hygiene des Mess-systems durch die Waschbarkeit der Mi-Med-Hose garantiert werden kann.

Das ETU verfügt über eine Doppelkern-Recheneinheit, die einen Mikrocontroller ATmega128 und ein nanoLOC Modul mit einem Mikrocontroller ATmega644 umfasst, um die Effizienz der Datenverarbeitung zu erhöhen. Die Recheneinheit ist mit einem wiederaufladbaren Lithium-Polymer-Akku (16 Ah 3,7 Volt) ausgestattet, damit die maximaler Arbeitsdauer der Mess-system 20 Stunden erreichen kann. Das ETU umfasst zudem eine externe Echtzeituhr (RTC), eine SD-Kartenleseeinheit, einen Lautsprecher und drei LED-Leuchten. Die Messdaten können entweder auf der SD-Karte gespeichert, oder per die Chip-Antenne von nanoLOC Modul bzw. durch eine externe Antenne an die anderen Geräte gesendet werden. Das ETU wiegt insgesamt 78 g und ist $80 \times 48 \times 19 \text{ mm}^3$ groß, wodurch es während des Versuchs unauffällig in der linken Hosentasche verstaut werden kann.

Dadurch, dass das ETU und das Sensornetz über einen HDMI-Anschluss verbunden werden, kann der Teil des Mess-systems, der nicht waschbar ist, sehr leicht von der Sensor-integrierten Hose abgesteckt und wieder angeschlossen werden, was beim Laden des Akkumulators oder beim Waschen großen Vorteil bringen könnte.

In Abbildung 6-2 wird die Lösungsstruktur zur Ermittlung der Kadenz dargestellt. Zunächst werden die Rohdaten, die von den Beschleunigungssensoren erfasst wurden, auf einer SD-Karte mit einer Zeitinformation aufgezeichnet. Ist der Versuch abgelaufen, kann die SD-Karte aus dem ETU entnommen werden, damit die Messwerte zur Datenverarbeitung auf den Rechner übertragen werden können. Der Algorithmus, der in Kapitel 5.2.3 bereits vorgestellt wurde, wird dann durchgeführt, um die Kadenz der Probanden zu ermitteln.

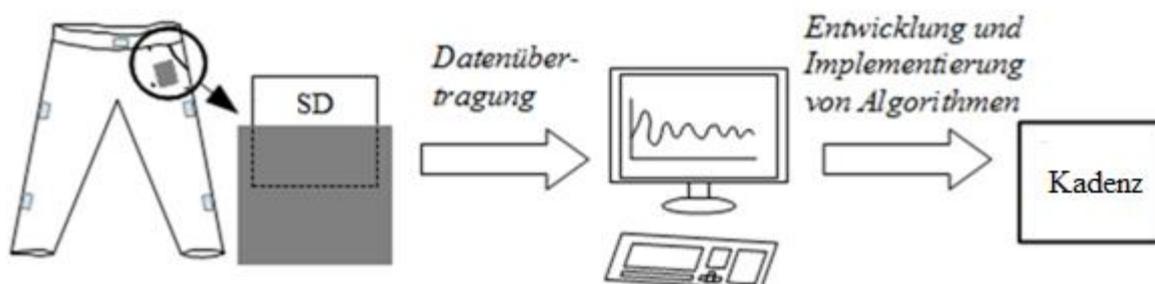


Abbildung 6-2: Lösungsprozess zur Kadenz-Ermittlung (©MiMed, 2012).

Als Bewegungssensoren des tragbaren Mess-systems werden die SMB380 Sensoren, die digitale Beschleunigungssensoren der Firma Robert Bosch GmbH, zum Einsatz gebracht. In Abbildung 6-3 werden ein SMB380-Sensor und ein angefertigtes Sensor-Modul mit einer Euro-Münze dargestellt.

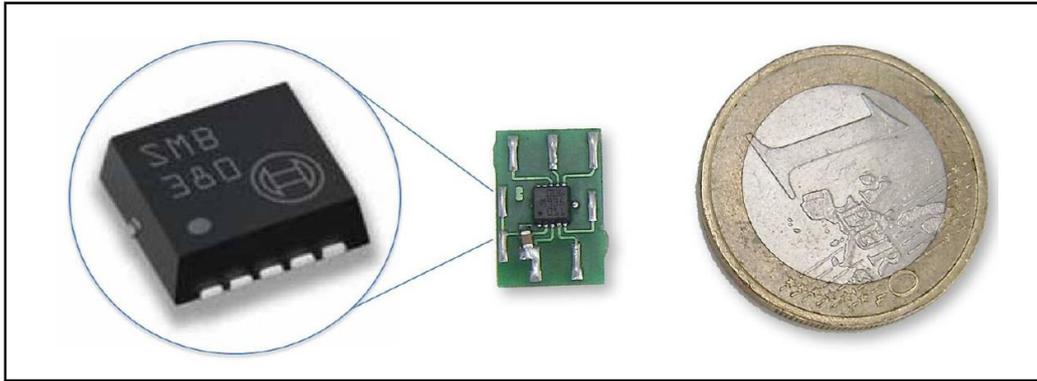


Abbildung 6-3: SMB 380: Beschleunigungssensor der Robert Bosch GmbH, B × L × H: 3 mm × 3 mm × 0,9 mm (©MiMed, 2010).

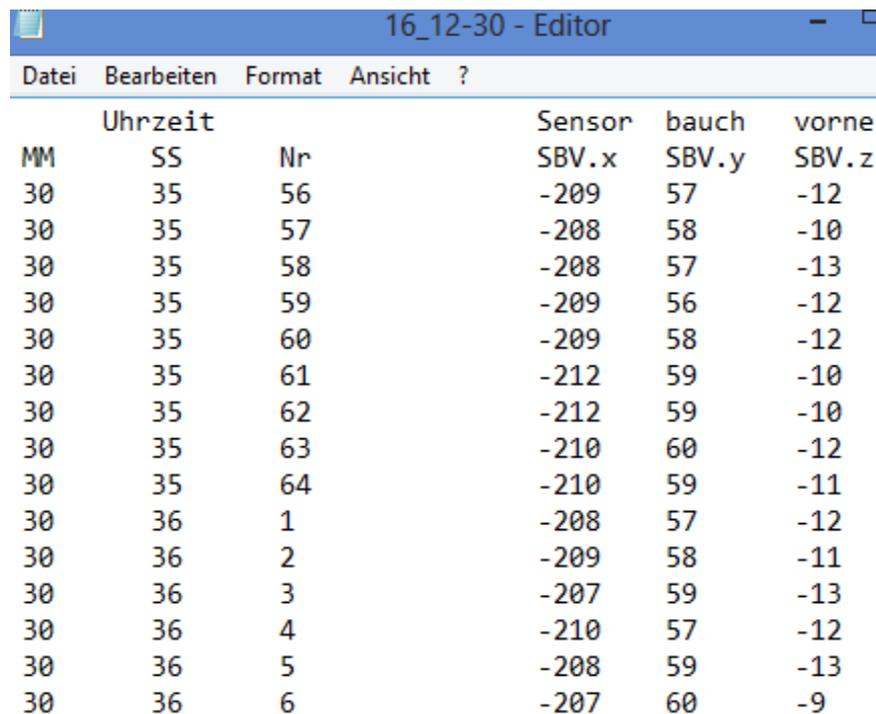
Die Beschleunigung der Bewegung wird in drei Raumrichtungen erfasst und in digitaler Form mit einem 10bit-Wert ausgegeben. Der Messbereich des Sensors kann von $\pm 2g$, $\pm 4g$ oder $\pm 8g$ ausgewählt werden. In Tabelle 6-1 werden die Auflösung und der darzustellende Wert von g in verschiedenen Messbereichen berechnet und aufgelistet.

Tabelle 6-1: Auflösung und digitaler Wert von g ($g=9,8N/kg$) nach verschiedenem Messbereich des SMB-Sensors

Messbereich	Faktor	Auflösung = $\frac{ \text{Messbereich} }{2^{10}}$	$g = \frac{2^{10}}{2 \times \text{Faktor}}$
$\pm 2g$	2	0,004g	256
$\pm 4g$	4	0,008g	128
$\pm 8g$	8	0,016g	64

Zur Ermittlung der Kadenz werden lediglich die Signale des SBV-Sensors, der sich vorne mittig auf der Taille befindet, zum Einsatz gebracht. Nach der Beobachtung der Signale des SBV-Sensors, wird der Messbereich auf $\pm 2g$ eingestellt. Daher ergibt sich die entsprechende Auflösung 0,004g und der Wert von g in digitaler Form beträgt 256.

Die Beschleunigungswerte bei jedem Versuch werden auf die SD-Karte in der Datei „DD_HH-MM.txt“ geschrieben. So ist beispielsweise der Name der Datei in Abbildung 6-4 „16-12-30“, was bedeutet, dass die Aufnahme der Beschleunigungsdaten um 12:30 am Tagesdatum 16 begonnen hat. In Abbildung 6-4 wird ein Auszug einer Textdatei mit Angabe der Messwerte und der Zeitinformation aufgezeigt. „MM“ repräsentiert die aktuelle Minute und „SS“ die aktuelle Sekunde. „SBV.z“ steht für die Beschleunigungswerte in der z-Richtung von dem dreiaxialen SBV-Sensor. „Nr“ steht für die aktuelle Nummer der Beschleunigungswerte in jeder Sekunde.



Uhrzeit			Sensor		
MM	SS	Nr	SBV.x	SBV.y	SBV.z
30	35	56	-209	57	-12
30	35	57	-208	58	-10
30	35	58	-208	57	-13
30	35	59	-209	56	-12
30	35	60	-209	58	-12
30	35	61	-212	59	-10
30	35	62	-212	59	-10
30	35	63	-210	60	-12
30	35	64	-210	59	-11
30	36	1	-208	57	-12
30	36	2	-209	58	-11
30	36	3	-207	59	-13
30	36	4	-210	57	-12
30	36	5	-208	59	-13
30	36	6	-207	60	-9

Abbildung 6-4: Auszug aus einer gespeicherten Textdatei mit Angabe der Messwerte und der Zeitinformation.

Angelehnt an Kavanagh und Menz (2008) befindet sich die normale Gangbewegung in einem relativ niedrigen Frequenzbereich. Trotzdem kann sich die maximale Frequenz bei den Zittern-Bewegungen der Parkinson-Patienten auf 10 Hz erhöhen (Schwarz & Storch, 2007). Folgt man dem Nyquist-Theorem, soll die Beschleunigung der Probanden mit mindestens der doppelten Frequenz ihrer Maximalfrequenz abgetastet werden, um die Ursprungsinformation der Bewegung unverzerrt darzustellen (Marko, 1995). Zur Ermittlung der Kadenz bei Parkinson-Patienten wird eine Abtastfrequenz von 64 Hz festgelegt.

6.2 Anwendung zur Offline-Erkennung der FOG-Episode

Wie in Abbildung 6-5 ersichtlich, wurde die Anwendung zur Offline-Erkennung einer FOG-Episode bei Parkinson-Patienten mit der Software MATLAB (von The MathWorks, Inc.) entwickelt. Die gemessenen Bewegungsinformationen werden in einer Textdatei auf der microSD-Karte aufgezeichnet. Diese Daten werden daraufhin in die Anwendungssoftware auf den PC importiert und analysiert.

Im Bereich links oben von der Oberfläche der Anwendungssoftware werden die Aktivitätsdaten der Sensoren RUS, LUS und SBV jeweils in drei Fenstern mit einer Breite von 12 Sekunden dargestellt. Da der Analyseprozess bei den Probanden durch Videoaufnahmen unterstützt wird, kann das aufgezeichnete Video auch in die Anwendung (ein)geladen und im Bereich rechts oben präsentiert werden. Nachdem der grüne Knopf gedrückt wird, laufen die Signale und das Video parallel und synchron ab.

Der Algorithmus zur Offline-FOG-Erkennung wird gleichzeitig gestartet und dann ständig implementiert. Während der Implementierung des Algorithmus können die wichtigsten Informationen, wie die Fast Fourier Transformation und die spektrale Leistungsdichte, auf der Softwareoberfläche angezeigt werden. Die identifizierten FOG-Episoden werden sowohl direkt in der Anwendungssoftware mit dem Zeichen „Freezing“ in roter Schrift mitgeteilt, als

auch in einer Textdatei gespeichert. Neben der visuellen Warnung wird das FOG-Ereignis zur besseren Beobachtung auch akustisch mitgeteilt.

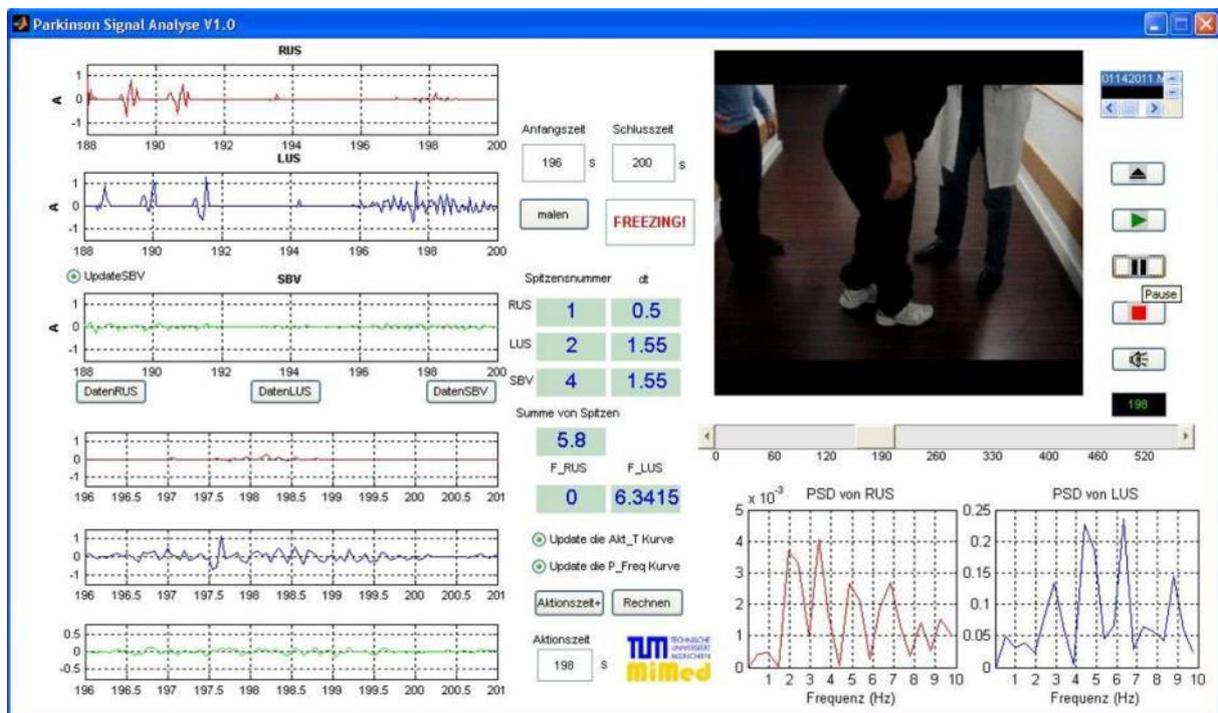


Abbildung 6-5: Anwendung zur Offline -Erkennung einer FOG-Episode in Matlab.

6.3 Anwendung zur Online-Erkennung der FOG-Episode

Wie in Abbildung 6-6 gezeigt, wurde die Anwendung zur Online-Erkennung der FOG-Episode bei Parkinson-Patienten mit der Software Visual Studio 2003 (von Microsoft corp.) und QT-Bibliothek (von TrollTech, inc.) entwickelt. Das System zur Online-FOG-Erkennung demonstriert die objektive Identifizierung der FOG-Episode in Echtzeit. Die Messdaten aus den Sensoren LUS und RUS werden mit einer Frequenz von 20 Hz über ein Funkmodul der ETU auf einen Empfänger am PC übertragen und über die Anwendungssoftware zur Online-Erkennung der FOG-Episode ausgewertet.

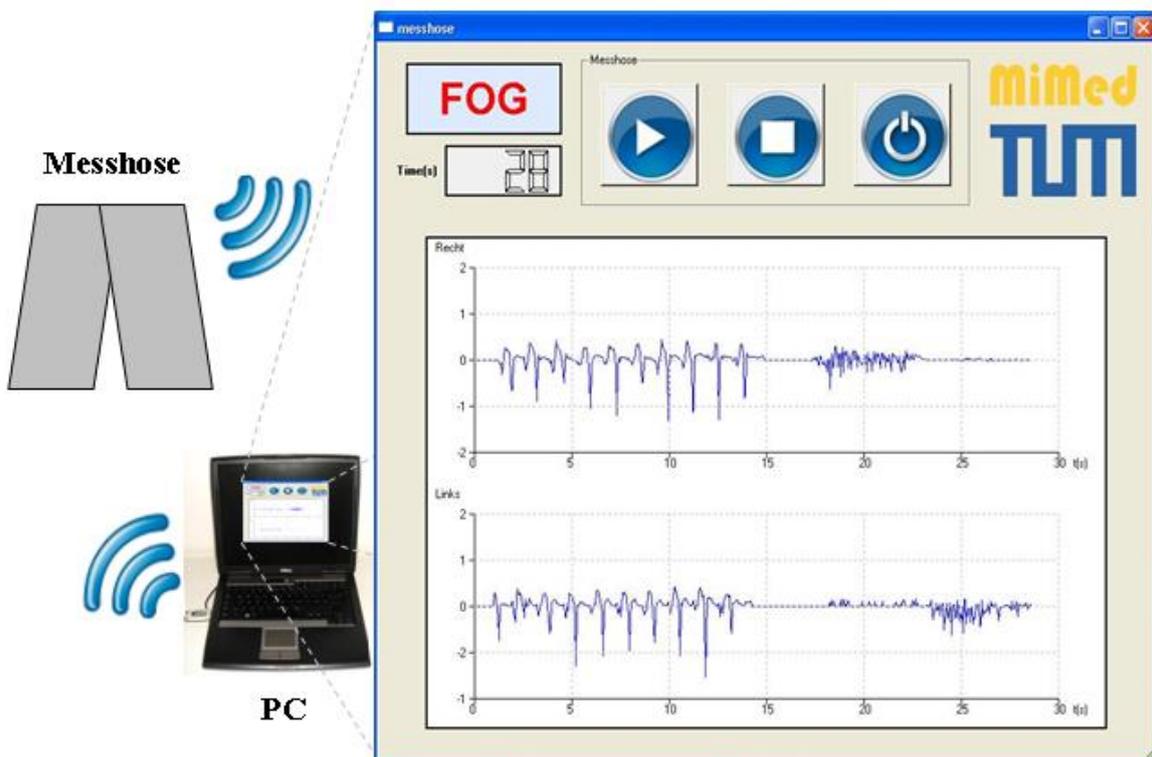


Abbildung 6-6: Anwendung zur Online-FOG-Erkennung, entnommen aus (Zhao et al., 2012).

Der Algorithmus zur FOG-Erkennung wird auf dem PC jede halbe Sekunde implementiert und die Erkennung eines FOG-Ereignisses wird mit dem Zeichen „FOG“ in roter Schrift auf der Softwareoberfläche rechtzeitig angezeigt. Die Aktivitätsdaten von beiden Sensoren werden während der Messung in einem Fenster mit der Breite von 30 Sekunden dargestellt. Nach jedem Auswertungsprozess werden die übertragenen Beschleunigungsdaten und das Ergebnis der FOG-Erkennung in einer Textdatei auf dem PC exportiert.

6.4 Aufbau des Laser-Reizgeräts

Die gesamte Elektronik des Laser-Reizgeräts wird in Abbildung 6-7 schematisch dargestellt. Das Gerät besteht aus einer Laser-Elektronik-Einheit (A) und einer Bodenplatte (B). Der Folientaster ist das einzige Bauteil, das in die Bodenplatte integriert wird. Alle anderen Bauelemente befinden sich in der Laser-Elektronik-Einheit, die von der Bodenplatte getrennt werden kann.

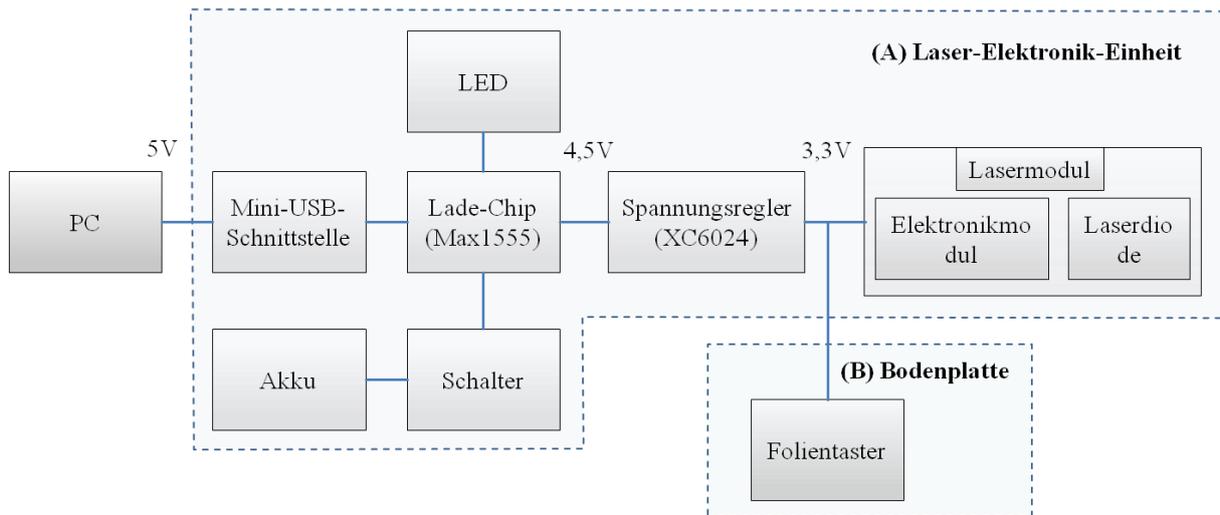


Abbildung 6-7: Schematische Darstellung der Elektronik des Laser-Reizgeräts.

Der Prototyp der Elektronikeinheit des Laserreizgeräts bzw. die Bauelemente werden in Abbildung 6-8 dargestellt. Zum Laden des Akkus (4.5 V, 350mAh) (6) kann die Laser-Elektronik-Einheit über eine Mini-USB-Schnittstelle (2) an den PC angeschlossen werden. Mit dem Lade-Chip Max1555 (4) kann der Akku bei einer Spannung von 4,5 bis 6 Volt aufgeladen werden und mit dem Spannungsregler XC6204 (5) wird eine Ausgangsspannung von 3,3 Volt zur Stromversorgung des Lasermoduls ausgegeben. Beim Laden des Akkus leuchtet ständig eine rote LED. Ist der Akku voll aufgeladen, erlischt die LED (3).

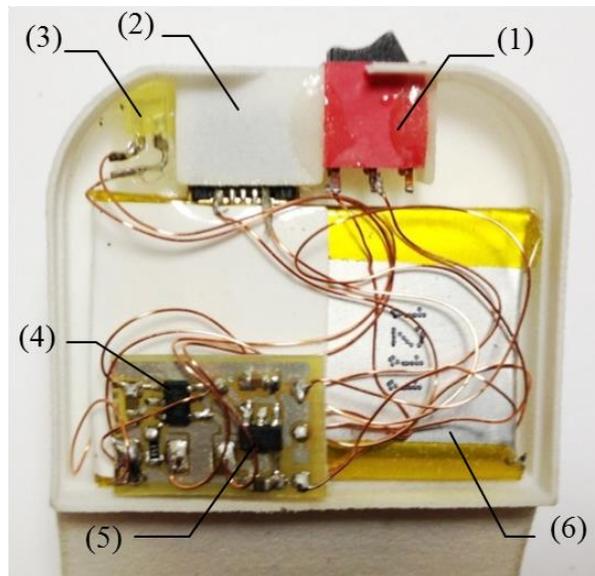


Abbildung 6-8: Innenaufnahme der Elektronikeinheit (1) Schalter; (2) Mini-USB-Schnittstelle; (3) LED; (4) Lade-Chip Max1555; (5) Spannungsregler XC6204; (6) Batterie (©MiMed, 2013)

Als Hauptbauelemente des Gerätes kommen eine Linienlaser-Einheit aus der Firma Picotronic GmbH und ein üblicher Folientaster zum Einsatz (Abbildung 6-9). Das Lasermodul besitzt eine Laserdiode, die eine gut sichtbare rote Strahlung mit der Wellenlänge 650nm emittiert, und eine spezielle Linse, die eine scharfe Linie aus der Strahlung erzeugen kann. Die geringe Laserleistung liegt bei 5mw (Stromaufnahme 20 mA, Betriebsspannung: von 2.7 Volt bis 3.3 Volt). Das Lasermodul eignet sich dennoch für die Anwendung im Raumlicht.

Das Lasermodul erfüllt die Anforderungen der Laserschutzklasse 1, was bedeutet, dass das Laser-Reizgerät ungefährlich ist und kein Laserschutzbeauftragter erforderlich ist. Die Abmes-

sungen des Lasermoduls weisen ungefähr eine Länge von 20 mm und einen Durchmesser von 10 mm auf. Das Modul wiegt ungefähr 6 Gramm. Arbeitet es im Betriebstemperaturbereich, liegt die Lebensdauer bei über 5000 Stunden.

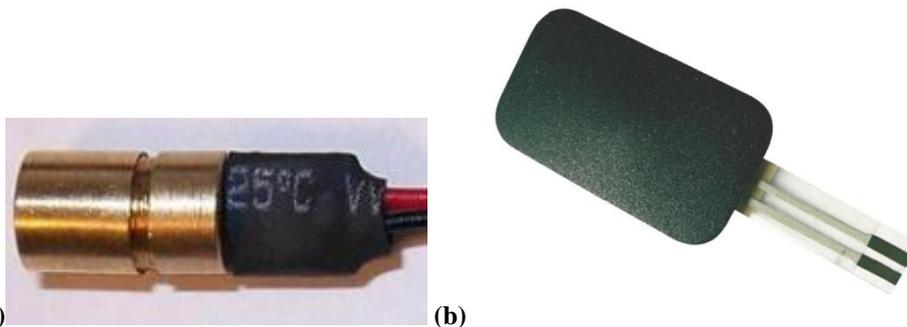


Abbildung 6-9 (a) Linienlaser mit integrierter Elektronikeinheit der Firma Picotronic GmbH, (b) Folientaster FT01M (Bestell-Nr. bei Conrad: 701838 - 62)

Beim Aufbau des ersten Prototyps sollen die Funktionen des Laserreiz-Gerätes mit der einfachsten und praktischsten Methodik verwirklicht werden. Statt des Membran-Drucksensors wird deswegen ein dünner Folientaster ausgewählt, für den kein Mikrokontroller benötigt wird. Letztendlich wurde der Folientaster FT01M (Bestell-Nr. bei Conrad: 701838 - 62) ausgewählt, der 35 mm lang und 20 mm breit ist, da seine Stärke nur 1 mm beträgt und er gut in die Bodenplatte eingebaut werden kann. Die Betätigungskraft des Tasters beträgt 3,5 N und der maximale Schaltstrom beträgt 50 mA. Nach dem Datenblatt beträgt die max. zulässige Schalthäufigkeit zwei Millionen Zyklen. Wird für jeden Schritt der Folientaster einmal gedrückt und beträgt die Schrittlänge eines normalen Schritts 0,70 cm, ist das Gerät für eine Fahrt von 1400 km ausreichend.

Das Gehäuse der Laser-Elektronik-Einheit und die Bodenplatte wurden zuerst in dem CAD-Programm CATIA V5 entworfen und die mechanischen Teile des Geräts werden durch einen Standard-3D-Drucker mit Polyamid (PA2200) Material gedruckt. In Abbildung 6-10 werden die ausgedruckten Teile mit den eingebauten elektrischen Bauelementen dargestellt.

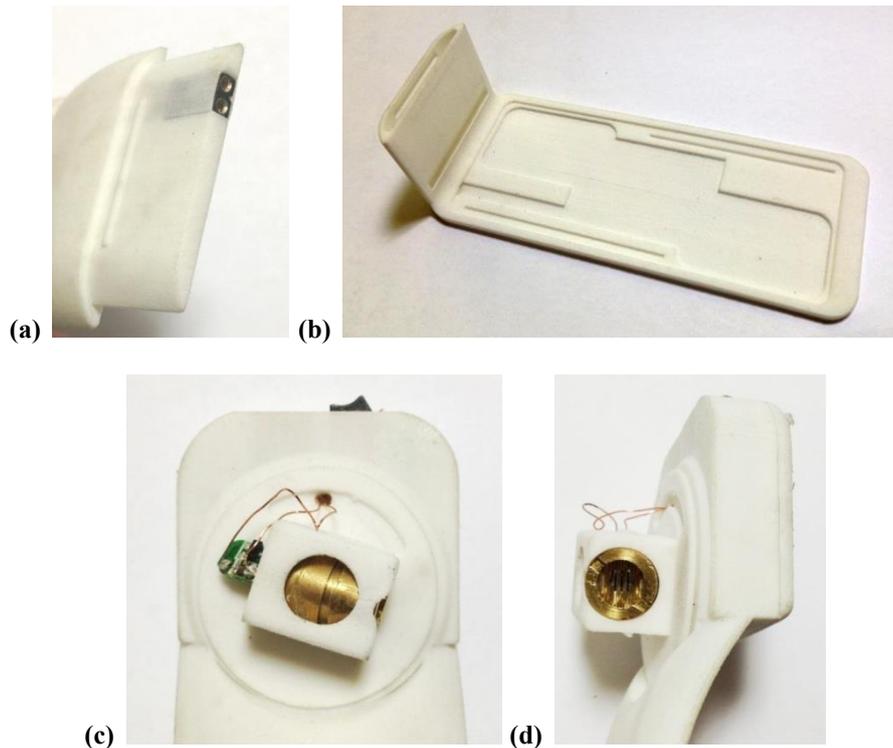


Abbildung 6-10: Ausgedruckte Teile des Laser-Reizgeräts mit eingebauten elektrischen Bauelementen (a) Eingebaute elektrische Verbindungsstelle; (b) Unterteil der Bodenplatte; (c) (d) Eingebautes Lasermodul mit Einstellmöglichkeiten (©MiMed, 2013)

Mit dem integrierten elektronischen Kontakt (a), über den der Folientaster an der Platine angeschlossen wird, wird ermöglicht, dass diese elektrische Verbindungsstelle beim häufigen Ein- und Ausstecken stabil bleibt und auch vor Staub und Schmutz geschützt wird. Auf dem Unterteil der Bodenplatte (b) werden Aussparungen für den Folientaster und die benötigten Kabel zu den Anschlüssen an der Laser-Elektronik-Einheit vorbehalten. Das Lasermodul wird in eine kleine drehbare Hülle eingebaut, die auf dem Gehäuse der Elektroneinheit angebracht ist. Wie in Abbildung 6-10 (c) (d) ersichtlich, kann sich das Linienlasermodul um zwei Achsen drehen, damit sowohl der Abstand zwischen dem Fuß und dem Lichtsteifen für eine vordefinierte Schrittlänge, als auch die Neigung der Lichtlinie auf dem Boden einstellbar sind. Denn es ist dafür zu sorgen, dass beim Gehen mit dem Laser-Reizgerät die projizierten Laserlinien so senkrecht wie möglich zur Gangrichtung liegen sollen.

Abbildung 6-11 zeigt die Prototypische Realisierung des Laser-Reizgerätes für den rechten Fuß in Form von abgetrennten Teilen (a) und dem zusammengebauten Zustand (b), jeweils verglichen mit einer Ein-Euro-Münze. Die Abmessungen des Prototyps betragen 100 mm in der Breite, 40 mm in der Tiefe und 85 mm in der Höhe und die Bodenplatte ist 2 mm dick. Mit dem schwarzen Klettband aus der Fastech AG, das 30 mm breit ist, ist das Laser-Reizgerät am Schuh zu befestigen. Der Prototyp wiegt insgesamt 45 Gramm.

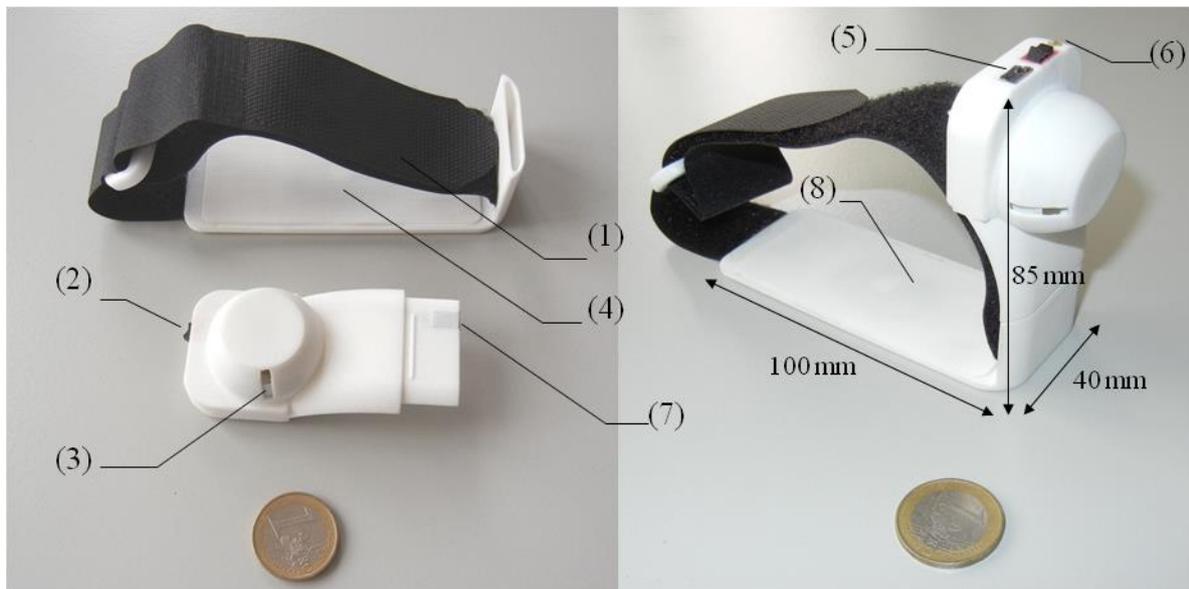


Abbildung 6-11: Prototypische Realisierung des Laser-Reizgerätes für den rechten Fuß. (1) Klettband zur Befestigung (2) Schalter (3) Laser-Elektronik-Einheit (4) Bodenplatte (5) Mini-USB-Schnittstelle (6) LED (7) Elektrische Verbindungsstelle (8) Position des Folientasters .

In Abbildung 6-12 wird dargestellt, wie die auf den Lederschuhen angebrachten Laser-Reizgeräte im Stand zwei rote Laserlinien auf dem Boden projizieren.

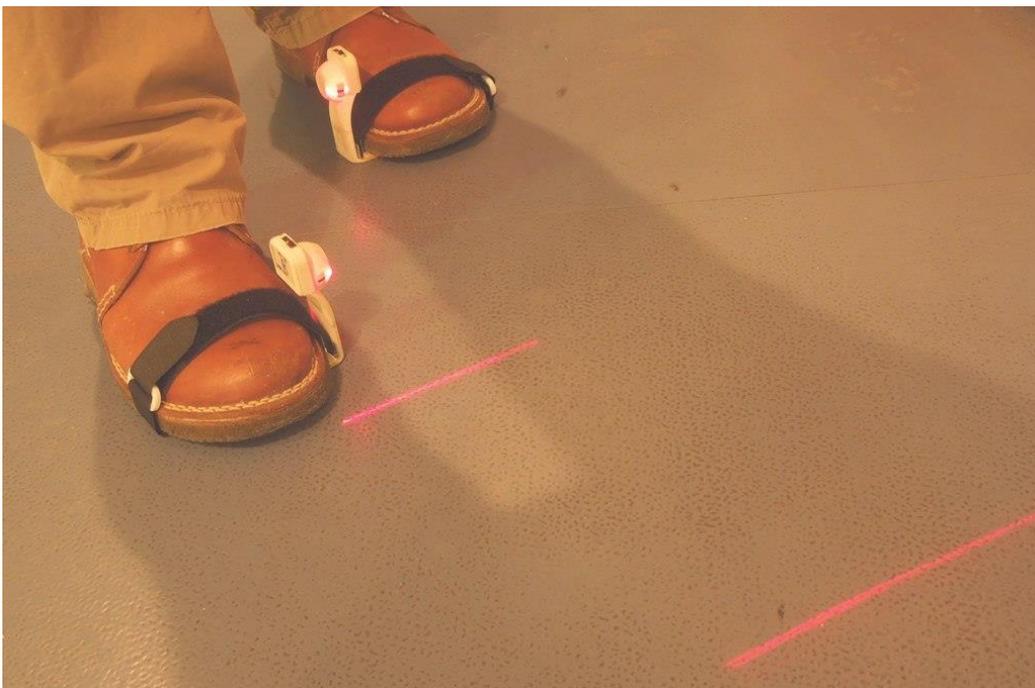


Abbildung 6-12: Beim Stehen projizieren die auf den Lederschuhen angebrachten Laser-Reizgeräte zwei roten Laserlinien auf dem Boden.

6.5 Aufbau der Multi-Cue Unit (MuCU)

Die gesamte Elektronik der MuCU wird in Abbildung 6-13 schematisch dargestellt. Das Gerät besteht hauptsächlich aus drei Teilen: Spannungsversorgungseinheit, zentrale Rechereinheit und Peripherie-Geräte.

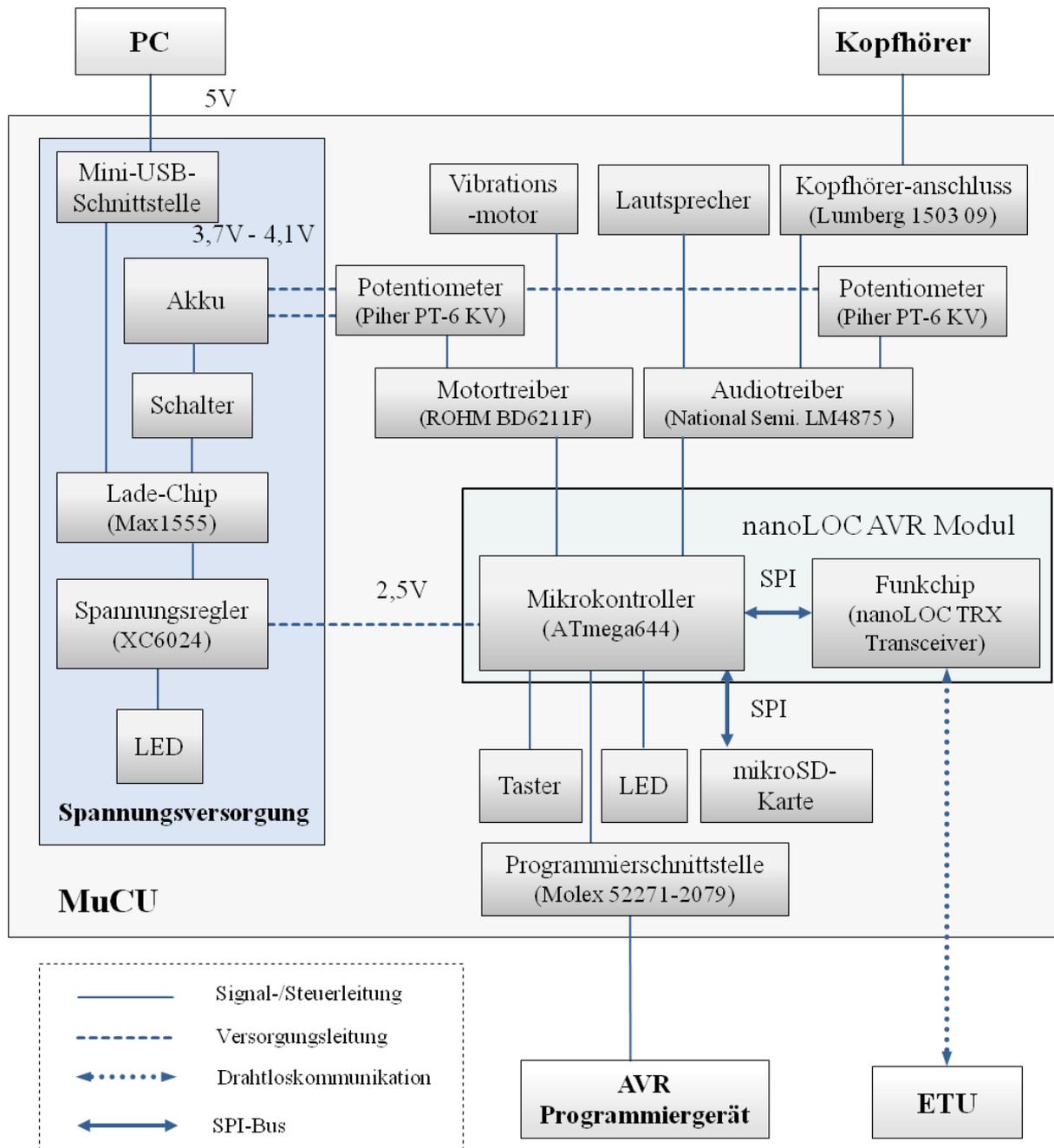


Abbildung 6-13: Schematische Darstellung der Elektronik der MuCU.

Der Aufbau und die Lösung der Spannungsversorgung der MuCU sind ähnlich wie die beim Laser-Reizgerät. Die Struktur der Spannungsversorgung zeigt der linke Teil der Abbildung 6-13. Durch einen Lithium-Polymer Akku (3,7V - 4,1V, 1400mAh) wird das ganze System versorgt. Braucht der Mikrokontroller eine 2,5V Versorgungsspannung, muss ein Spannungsregler (XC6204B252MR von © Torex Retail Holdings Limited) zum Einsatz kommen. Die Peripherie-Aktuatoren wie Vibrationsmotor, Lautsprecher und Kopfhörer werden mit der Akkuspannung direkt beliefert. Mit einem Lade-Chip Max1555 kann der Akku bei einer Spannung von 4,5 bis 6 Volt aufgeladen werden, wodurch man das Gerät zum Laden des Akkus lediglich über eine Mini-USB-Schnittstelle an den PC anschließen muss. Darüber hinaus gibt es noch eine LED, die den Lade-Status des Akkus anzeigt.

Der 8-Bit AVR Mikrokontroller (ATmega644V der Firma Atmel) von nanoLOC AVR Modul der Firma Nanotron bildet die zentrale Rechereinheit (Abbildung 6-14). Das Programm für den Mikrokontroller wurde modular aufgebaut und in C geschrieben. Darüber hinaus verfügt das nanoLOC AVR Modul über einen nanoLOC TRX Transceiver, der über eine 2.4 GHz Chip-Antenne die drahtlose Kommunikation mit anderen Geräten, wie das ETU der MiMed-Hose, ermöglichen kann. Der nanoLOC TRX Transceiver verwendet die Kommunikationstechnologie Chirp Spread Spectrum (CSS), die ein Modulationsverfahren mit sogenanntem Chirp-Impuls ist. Daher kann eine hohe Übertragungssicherheit erreicht werden. Denn wie in Kapitel 6.1 bereits vorgestellt, ist die Kommunikation zwischen den Geräten MuCU und ETU sehr einfach einzustellen, denn das gleiche nanoLOC AVR Modul wird in die Elektronik des ETUs integriert.

Die maximale Sendeenergie und die Datenrate sind per Software einzustellen. Die maximale Kommunikationsentfernung beträgt 10 Meter. Wird eine größere Reichweite benötigt, kann zusätzlich eine kleine externe Antenne auf dem Funk-Chip eingebaut werden. Der Mikrocontroller läuft mit einer Taktrate von 8Mhz und kommuniziert mittels Serial Peripheral Interface (SPI) mit dem nanoLOC TRX Transceiver. Über die JTAG-Schnittstelle kann das Programmieren und Debuggen des Chips durchgeführt werden. Die Abmessungen des NanoLOC Moduls betragen 35 mm in der Länge und 14 mm in der Breite.

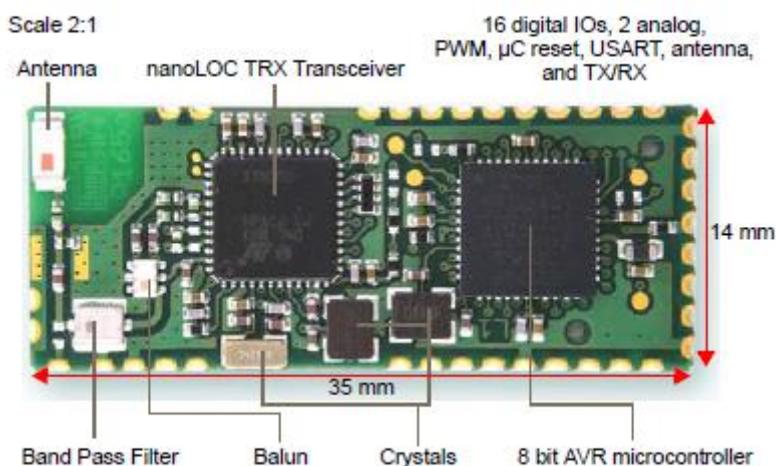


Abbildung 6-14 nanoLOC AVR Modul (©Nanotron Technologies GmbH, 2009)

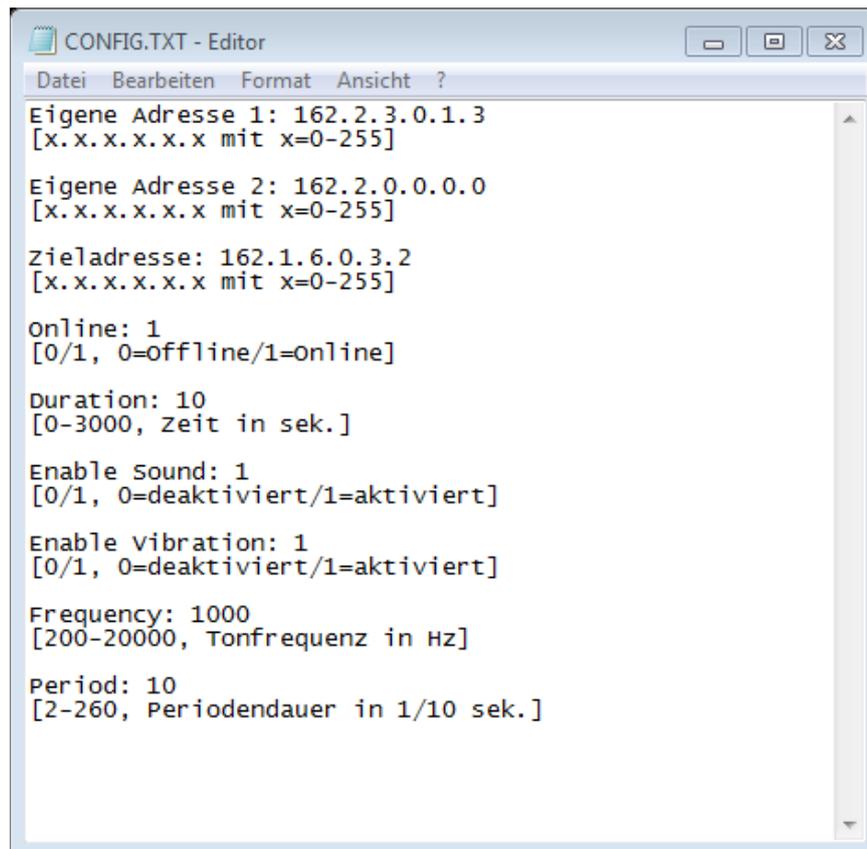
Die zweite LED, die über einen Festwert-Widerstand mit dem Mikrokontroller ATmega644 verbunden ist, zeigt den Betriebsstatus des Gerätes. MuCU kann über den Schalter ein- und ausgeschaltet werden und mit dem Taster kann das Cueing manuell gestartet und gestoppt werden. Die Kommunikation zwischen MikroSD-Karte und Mikrokontroller erfolgt über den SPI-Bus, der von Motorola entwickelt wurde und einen vollduplexfähigen, synchronen und seriellen Datenbus darstellt. Alle integrierten Schaltkreise (englisch: Integrated Circuits (ICs)) im Bussystem verfügen über eine gleiche Taktfrequenz, was gleichzeitig das Senden und Empfangen ermöglicht. Über den SPI-Bus lassen sich digitale Schaltungen der verschiedenen Chips nach dem Master-Slave-Prinzip miteinander verbinden. Normalerweise spielt ein Mikrocontroller die Rolle als Master, der die Kommunikation mit anderen ICs (Slaves) über Chipselect-Signal steuert. In diesem Fall ist der Mikrokontroller ATmega644 der Master. Die MikroSD-Karte und der nanoLOC TRX Transceiver sind die Slaves. Der Bus besteht aus den vier Leitungen, die in der folgenden Tabelle vorgestellt werden.

Tabelle 6-2: SPI-Leitungen der ICs

MOSI	(englisch: Master Out, Slave In). Die Leitung wird als Sendeleitung für den Master und gleichzeitig als Empfangsleitung für die Slaves betrachtet.
MISO	(englisch: Master In, Slave Out). Die Leitung wird als Empfangsleitung für den Master und gleichzeitig als Sendeleitung für die Slaves betrachtet.
SCLK	(englisch: Serial Clock). Über die Taktleitung wird die Taktfrequenz vom Master zur Synchronisation ausgegeben.
CS	(englisch: Chip Select). Über die Chip-Select-Leitungen wird es entschieden, welche ICs zur Kommunikation mit dem Master ausgewählt werden.

Als Treiber-Chips werden der LM4875 von National Semiconductor – ein Audio-Verstärker mit maximal 750mW Ausgangsleistung – und der BD6211F von ROHM Semiconductor, d.h. ein H-Brückentreiber speziell für kleinere Gleichstrommotoren, verwendet. Der Mikrocontroller verfügt über die Steuerleitungen zu beiden Treiber-Chips. Mit den beiden Treiber-Chips und der Akkuspannung (3,7V - 4,1V) lassen sich der Lautsprecher, der Kopfhörer und der Motor sinnvoll betrieben. Darüber hinaus können die Lautstärke des akustischen Cueings bzw. die Vibrationsstärke des taktilen Cueings mittels zwei Drehknöpfen eingestellt werden, an welche die Potentiometer angeschlossen sind. Damit die JTAG-Pins zum Programmieren und Debuggen des Mikrocontrollers platzsparend und ordentlich aus der Elektronik der MuCU ausgeführt werden, kommt ein Flachbandstecker (20 Pole) von MOLEX zum Einsatz, der in Abbildung 6-16 rechts dargestellt wird.

Wie bereits in Kapitel 5.1.3 vorgestellt, wird eine Konfigurationsdatei mit dem Namen „CONFIG.TXT“ zur Einstellung der relevanten Parameter auf der microSD-Karte gespeichert. Ist keine Konfigurationsdatei vorhanden, wird beim Start der MuCU automatisch eine Standard-Konfigurationsdatei erzeugt (Vgl. Abb. 6-15).



```

CONFIG.TXT - Editor
Datei Bearbeiten Format Ansicht ?
Eigene Adresse 1: 162.2.3.0.1.3
[x.x.x.x.x.x mit x=0-255]

Eigene Adresse 2: 162.2.0.0.0.0
[x.x.x.x.x.x mit x=0-255]

Zieladresse: 162.1.6.0.3.2
[x.x.x.x.x.x mit x=0-255]

Online: 1
[0/1, 0=Offline/1=online]

Duration: 10
[0-3000, Zeit in sek.]

Enable Sound: 1
[0/1, 0=deaktiviert/1=aktiviert]

Enable vibration: 1
[0/1, 0=deaktiviert/1=aktiviert]

Frequency: 1000
[200-20000, Tonfrequenz in Hz]

Period: 10
[2-260, Periodendauer in 1/10 sek.]

```

Abbildung 6-15: Standard-Konfigurationsdatei mit den einstellbaren Parametern (©MiMed, 2013).

Die unterschiedlichen Einstellungen der Parameter können durch eine Anpassung des Textes in der Konfigurationsdatei realisiert werden, ohne das Gerät zu programmieren. In der Konfigurationsdatei sind folgende Parameter enthalten:

- Eigene-Adresse und Ziel-Adresse: Im Online-Modus sollen die eigene Funk-Adresse und die Ziel-Adresse für die Einrichtung der Kommunikation festgelegt werden.
- Operationsmodus: Ist der Wert eins, wird der Online-Modus ausgewählt. Wert null ist für den Offline-Modus. Nur im Online-Modus kann die Kommunikation zwischen MuCU und ETU stattfinden. Im Offline-Mode läuft die MuCU selbständig.
- Dauer des Cueings: Mit einem Wert im Bereich von 0 Sekunden bis 3.000 Sekunden wird die Gesamtdauer des Cueings befestigt. Wird der Wert „0“ eingetragen, läuft das Cueing andauernd.
- Cueing-Modus: Bei „Enable Sound“ und „Enable Vibration“ wird die Art des Cueings bestimmt: „1“ ist für den aktivierten Modus und „0“ für den deaktivierten Modus.
- Tonhöhe: Die Tonhöhe des akustischen Cueings wird mit diesem Wert festgelegt. Der Frequenzbereich liegt zwischen 500 Hz und 5.000 Hz.
- Periodendauer beim Cueing: Mit diesem Wert wird beschlossen, wie schnell die einzelnen Reize ausgegeben werden. Der einstellbare Bereich der Dauer des einzelnen Reizes liegt zwischen 0,2 Sekunden und 26 Sekunden.

In Abbildung 6-16 werden beide Seiten der Platinen mit den Elektronikelementen demonstriert und Abbildung 6-17 zeigt den anfertigten Prototyp in der Ansicht von außen mit aus-

fürlichen Beschreibungen, die sich jeweils unter beiden Bildern befinden. Die Platine und sämtliche Peripherie wurden in einem Gehäuse montiert, das mit CATIA V5 entworfen und auf einem 3D-Drucker durch Laserintern aus Polyamid-Pulver hergestellt wurde.

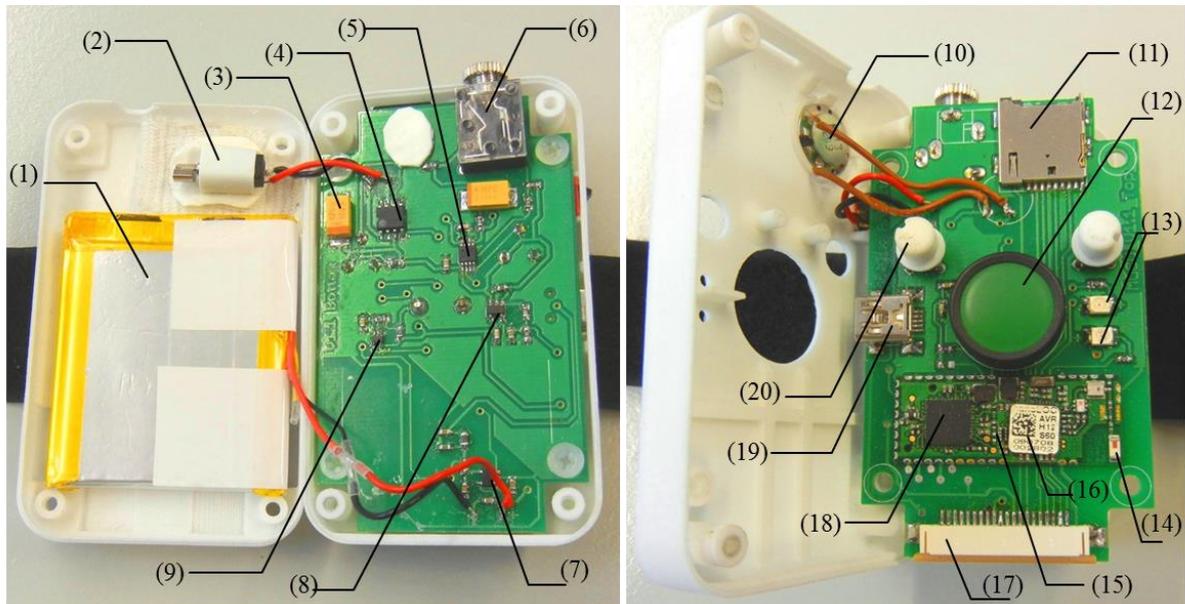


Abbildung 6-16: Innere Struktur der MuCU: (1) Lithium-Polymer Akku, (2) Vibrationsmotor, (3) großer Kondensator (4) Motortreiber, (5) Audiotreiber, (6) Kopfhörerbuchse, (7) Lade-Chip, (8) Schmitt-Trigger, (9) Spannungswandler, (10) Lautsprecher, (11) SD-Kartensockel, (12) Taster, (13) LEDs, (14) Chip-Antenne, (15) nanoLOC TRX Transceiver, (16) nanoLOC Modul, (17) Programmierschnittstelle, (18) Mikrokontroller ATmega644V, (19) Mini-USB-Ladebuchse, (20) Drehknopf.

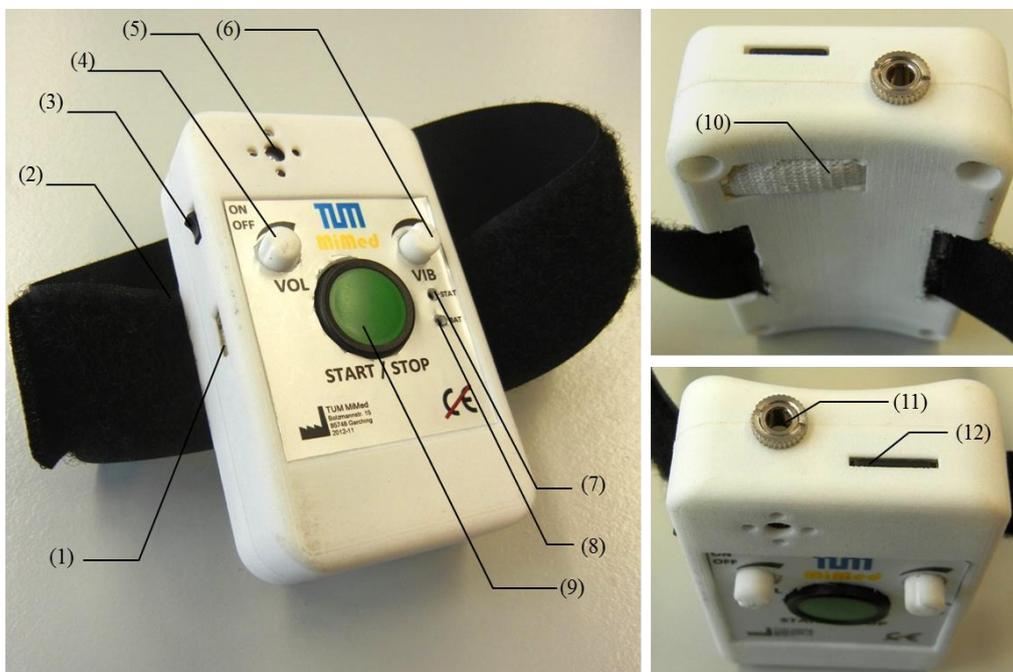


Abbildung 6-17: Fotos des anfertigten Geräts, Ansicht von außen: (1) Mini-USB Schnittstelle, (2) Klettband, (3) Ein-/Ausschalter, (4) Drehknopf für Lautstärke, (5) Lautsprecher, (6) Drehknopf für Vibrationsstärke, (7) LED für Betriebsstatus, (8) LED für Ladestatus, (9) Taster, (10) Vibrationsmotor mit Abdeckung, (11) Kopfhörerbuchse, (12) Einschub für die MikroSD-Karte.

In der folgenden Abbildung wird das fertige Gerät zusammen mit einem Kopfhörer dargestellt. Die Abmessungen des Prototyps betragen 48,5 mm in der Breite, 22,2 mm in der Tiefe

und 81 mm in der Höhe. Das Gerät wiegt 71,6 Gramm und kann über ein Klettband aus FASTECH AG an unterschiedlichen Körperstellen angebracht werden, z.B. am Hand- oder Fußgelenk oder am Oberarm. Weil sich die Abmessungen des Geräts nicht von einem normalen Handy unterscheiden, lässt sich das Gerät auch in die Hosentasche stecken.



Abbildung 6-18: Die MuCU bietet dem Verwender akustisches Cueing entweder über Lautsprecher oder über Kopfhörer – Zum Größenvergleich dient eine 1 Euro Münze.

6.6 Aufbau der Firmware im Mikrokontroller zur FOG-Erkennung in Echtzeit

Für die Hardware wird die intelligente Messhose mit der ETU, die am Lehrstuhl MiMed entwickelt wurde, zum Einsatz gebracht. Das tragbare System wurde bereits in Kapitel 6.1 vorgestellt.

Die Berechnung der PSD in der Frequenz-Analyse erfolgt mittels Fast-Fourier-Transform (FFT). Um die FFT zu berechnen, wird der Cooley-Tukey Algorithmus am häufigsten verwendet, da dieser auch am leichtesten auf einem Mikrokontroller zu implementieren ist. Dies erfordert jedoch, dass die Anzahl der Punkte eine Potenz von zwei aufweist. Unter Berücksichtigung der Hardwarekapazität der ETU, wurde eine Abtastfrequenz von 32 Hz gewählt. Weil die Fensterbreite der Aktivitätswerte bei jedem Zyklus bei vier Sekunden liegt, wird der Algorithmus mit einer FFT-Auflösung von 128 Punkten regelmäßig durchgeführt.

Der gesamte Algorithmus zur FOG-Erkennung in Echtzeit wird zyklisch mit einer Periode von 100ms ausgeführt, die für die FFT-Berechnung im Mikrokontroller zeitlich ausreichend sein soll, was im Experiment bewiesen wird. Eine FOG-Episode wurde so definiert, dass die Patienten innerhalb einer Sekunde nicht auf die „Gehen“ Anweisung reagiert haben oder wenn erfolglos versucht würde, die Fortbewegung zu initiieren oder weiterzuführen (Schaafsma *et al.* 2003). Da es bei der klinischen Beurteilung sinnvoll ist, eine FOG-Episode beobachten zu können, die länger als eine Sekunde dauert, findet der Bericht des FOG-Ereignisses mit einer Zeitspanne von 500ms statt. In Abbildung 6-19 wird der endgültige Identifizierungsprozess zeitlich dargestellt. t_a steht dabei für den aktuellen Zeitpunkt. Nur wenn mehr als ein FOG-Ereignis während der letzten fünf Implementationszyklen des Algo-

rhythmus identifiziert werden, wird die Nachricht als das Ergebnis der endgültigen Identifizierung nach außen gesendet, wobei die FOG-Episode am Zeitpunkt t_a erkannt werden kann .

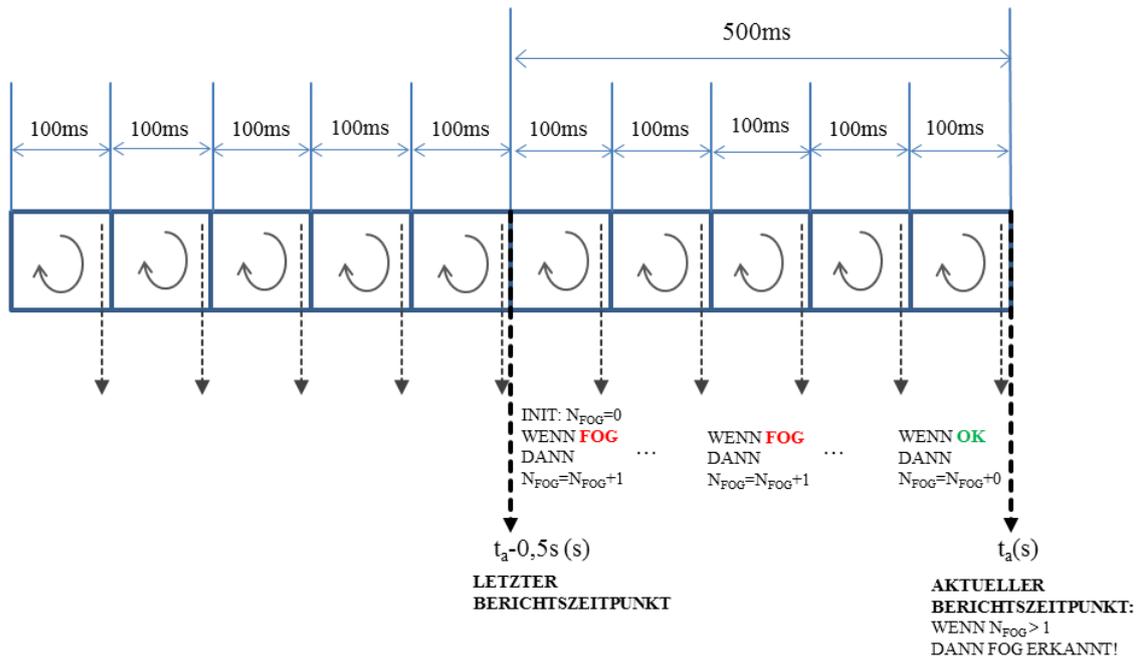


Abbildung 6-19: Endgültige Identifizierung: Der Bericht des FOG-Ereignisses nach außen findet jede 500ms statt.

7. Experimente und Diskussion

Zur Evaluierung der in Kapitel 5 vorgeschlagenen Konzepte wurden entsprechende Experimente durchgeführt, deren Vorbereitung und Durchführung in diesem Kapitel ausführlich präsentiert werden. Bei jedem Versuch wird das Ergebnis dargestellt und erörtert.

7.1 Evaluierung des Algorithmus zur Kadenz-Ermittlung bei Parkinson-Patienten

7.1.1 Notwendigkeit des Experiments

Im Kapitel 5.2.3 wurde der Algorithmus zur Kadenz-/Schritt-Ermittlung mit den Messwerten des Beschleunigungssensors bereits vorgestellt. Damit die Genauigkeit der vorgeschlagenen Methodik nachgewiesen wird, sind Experimente bei gesunden Menschen und Parkinsonerkrankten durchzuführen. Darüber hinaus soll der Vorteil der Kadenz-Erkennung bei Parkinson-Patienten aufgrund der variabel anpassbaren Schwellen gegenüber konstanten Schwellen nachgewiesen werden.

7.1.2 Labor- und Geräteaufbau

Der Experimentaufbau besteht aus einer digitalen Videokamera und dem tragbaren Mess-System, das zur Erfassung der Beschleunigungsdaten in Kapitel 6.1 bereits vorgestellt wurde. Der Algorithmus zur Kadenz-/Schritt-Ermittlung wurde zudem in Kapitel 5.2.3 erklärt.

Wie in Abbildung 7-1 gezeigt, wurde ein 10 Meter langer Parcours, der aus einem geraden Gang besteht, für das Experiment genutzt. Die Start- und Endposition werden durch einen geraden Strich am Boden kenngzeichnet. Der Proband soll an der markierten Startposition circa fünf Sekunden stehen und dann den Parcours durchlaufen. Erreicht der Proband die markierte Endposition, soll er wieder circa fünf Sekunden stehen bleiben, woraufhin der Versuch abgeschlossen wird.

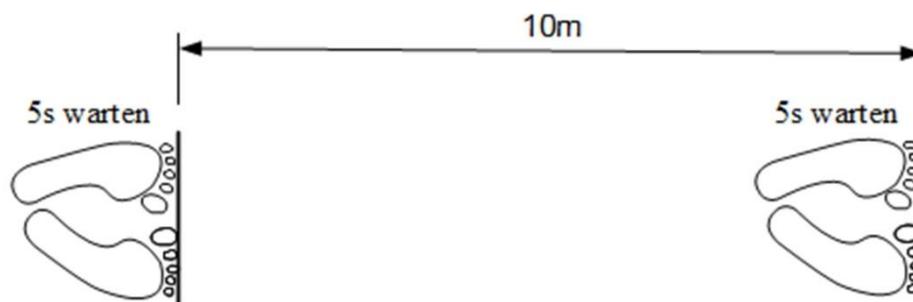


Abbildung 7-1: 10 Meter langer Parcours für das Experiment (©MiMed, 2012).

7.1.3 Vorbereitung und Durchführung des Versuchs

Die Probanden wurden in zwei Gruppen eingeteilt: Die gesunden Kontrollprobanden und die Parkinsonerkrankten ohne FOG-Episode. An dem Versuch nahmen fünf Parkinson-Patienten im Alter von 63 bis 79 Jahren (drei männlich und zwei weiblich, Median: 75 Jahre) in der Schön Klinik München Schwabing teil. Außerdem beteiligten sich zehn gesunde Probanden

im Alter von 17 bis 58 Jahren (Sechs männlich und vier weiblich, Median: 27 Jahre) an dem Experiment. Alle Probanden haben den in Kapitel 7.1.2 beschriebenen Parcours durchlaufen. Dabei wurden die Probanden von einem Arzt begleitet, damit bei einer möglichen Sturzsituation sofort ärztliche Hilfe zur Verfügung steht. Die Bewegung des Unterkörpers der Probanden wurde während jeder Messung mit einer digitalen Videokamera aufgezeichnet.

Um die nötige Hygiene zu gewährleisten, wurde die MiMed-Hose vor jedem Versuch gewaschen. Darüber hinaus wurde der Akku von ETU zur Vorbereitung des Experiments vollständig aufgeladen und die SD-Karte wurde dahingehend geprüft, ob die freie Kapazität für das Experiment ausreichend war. Vor dem Versuch wurden die Probanden über den Prozess informiert. Wollten sie an dem Forschungsprojekt teilnehmen, mussten sie eine Einwilligungserklärung unterschreiben. Nachdem die Probanden die Messhose angezogen hatten, wurden das ETU und die digitale Videokamera gestartet, wodurch die Bewegungsmessung anging. Wurde der bereits erwähnte Parcours durchlaufen, konnte das ETU und die Videokamera ausgeschaltet und die Messdaten von der SD-Karte auf den PC übertragen und verarbeitet werden.

7.1.4 Erwartete Ergebnisse

Eine hohe Sensitivität bzw. Genauigkeit und eine niedrige Falsch-Negativ-Rate der Ermittlung der Kadenz im Vergleich zu der Aussage des Videos werden erwartet. Darüber hinaus sollen die durch den Algorithmus bestimmte Kadenz und die aus dem Video ermittelte Kadenz ein hohes Bestimmtheitsmaß (Quadrat des Korrelationskoeffizienten $> 0,8$) aufweisen. Der Vorteil der Methodik mit den variabel anpassbaren Schwellen gegenüber der konstanten Schwelle soll nachgewiesen werden.

7.1.5 Ergebnisse

Da die Füße der Probanden in der Start- und Endposition immer parallel stehen sollen, stellen die Anfangs- bzw. Endschritte im beschriebenen Parcours keinen vollständigen Schritt dar. Daher werden sie bei der Evaluierung nicht berücksichtigt.

Zur statistischen Auswertung der Schritterkennung der Methodik wird ein Klassifikationsverfahren verwendet. Die Schritte, die anhand des Videos ermittelt wurden, werden mit dem Ergebnis der Methode verglichen. Dabei können alle möglichen Ereignisse in vier Kategorien eingeteilt werden:

- Wahr-positiv: Ein Schritt wurde gemacht und die Methode hat dies richtig erkannt.
- Wahr-negativ: Kein Schritt wurde gemacht und es wurde auch kein Schritt durch die Methode identifiziert.
- Falsch-negativ: Kein Schritt ist gemacht und trotzdem wurde ein Schritt (durch die Methode) identifiziert.
- Falsch-positiv: Ein Schritt wurde gemacht und trotzdem wurde kein Schritt (durch die Methode) identifiziert.

In Tabelle 7-1 und Tabelle 7-2 werden die aufgetretenen Ereignisse nach dem Klassifikationsverfahren eingeordnet.

Tabelle 7-1: Klassifikation der Ereignisse bei den gesunden Probanden, (©MiMed, 2012).

	wahr_positiv	wahr_negativ	falsch_positiv	falsch_negativ
Gesunder 1	14	----	0	0
Gesunder 2	15	----	1	0
Gesunder 3	13	----	0	0
Gesunder 4	13	----	1	0
Gesunder 5	13	----	0	0
Gesunder 6	13	----	0	2
Gesunder 7	14	----	0	0
Gesunder 8	15	----	0	0
Gesunder 9	11	----	0	0
Gesunder 10	13	----	0	0
Summe	134	----	2	2

Tabelle 7-2: Klassifikation der Ereignisse bei den Parkinson-Patienten, (©MiMed, 2012).

	wahr_positiv	wahr_negativ	falsch_positiv	falsch_negativ
Patient 1	14	----	0	0
Patient 2	20	----	0	0
Patient 3	15	----	0	0
Patient 4	15	----	1	0
Patient 5	15	----	1	0
Summe	79	----	2	0

Da die Wahr-negativ-Ereignisse nicht zu zählen sind, kann die Summe der Negativ-Ereignisse bzw. der Falsch-Ereignisse auch nicht ermittelt werden, was zur Folge hat, dass nur die Sensitivität, die Falsch-Negativ-Rate und die Genauigkeit mittels der Formeln (7-1) (7-2) (7-3) kalkuliert werden können (©MiMed, 2012).

$$Sensitivität = \frac{\Sigma wahr_{positiv}}{\Sigma wahr_{positiv} + \Sigma falsch_{negativ}} \quad (7-1)$$

$$Falsch - Negativ - Rate = \frac{\Sigma falsch_{negativ}}{\Sigma wahr_{positiv} + \Sigma falsch_{negativ}} \quad (7-2)$$

$$Genauigkeit = \frac{\Sigma wahr_{positiv}}{\Sigma wahr_{positiv} + \Sigma falsch_{positiv}} \quad (7-3)$$

Die Sensitivität gibt den Anteil der Wahr-positiv-Ereignisse an der Gesamtzahl der tatsächlichen Schritte an, wobei ermittelt wird, ob die Schritte durch die Methode richtig erkannt wurden. Im Vergleich dazu beschreibt die Falsch-Negativ-Rate die Wahrscheinlichkeit, dass ein tatsächlicher Schritt nicht durch die Methode identifiziert wurde. Die Genauigkeit beschreibt den Anteil der Wahr-positiv-Ereignisse an der Gesamtzahl der bezeichneten Schritte.

Die kalkulierten Werte der statistischen Gütekriterien werden in Tabelle 7-3 aufgezeigt.

Tabelle 7-3: Werte der statistischen Gütekriterien bei den Gesunden und den Patienten, (©MiMed, 2012).

	Gesunde	Patienten
Sensitivität	0,99	1,00
Falsch-Negativ-Rate	0,01	0,00
Genauigkeit	0,99	0,98

Die Methode zu Kadenz-Erkennung wird auch mit dem Korrelationskoeffizient erforscht, um die Genauigkeit des Algorithmus zu analysieren. Der Korrelationskoeffizient ermittelt den Grad der Stärke des linearen Zusammenhangs zwischen zwei intervallskalierten Merkmalen und die Kreuzkorrelation untersucht den Zusammenhang zwischen zeitgleichen Messwerten. Mittels der Formel (7-4) wird die Kovarianz $Cov(x, y)$ aus zwei standardisierter Variablen x und y berechnet. \bar{x} bzw. \bar{y} steht für den Mittelwert der Variablen und n bezeichnet die Zahl der Variablen.

$$Cov(x, y) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y}) \quad (7-4)$$

Aus der Formel (7-5) wird sich der empirische Korrelationskoeffizient r_{xy} für die Messreihe $\{x, y\}$ ergeben.

$$r_{xy} = \frac{Cov(x, y)}{\sqrt{\left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2\right) \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2\right)}} \quad (7-5)$$

Der Korrelationskoeffizient r_{xy} hat folgende wichtige Eigenschaften: Der Wertebereich des Koeffizienten liegt zwischen -1 und 1; ist der Korrelationskoeffizient gleich null, sind die zwei Variablen voneinander linear unabhängig. Im Gegensatz dazu wird eine exakte lineare Abhängigkeit gezeigt, wenn der Wert des Korrelationskoeffizienten eins beträgt.

Der Korrelationskoeffizient ist Grundlage vom Bestimmtheitsmaß, das als das Quadrat des Korrelationskoeffizienten r^2 definiert wird. Bei einem Korrelationskoeffizienten r lässt sich die prozentuale Abschätzung über den Anteil der Variation ermitteln, und zwar können $r^2 \cdot 100\%$ der gesamten auftretenden Varianz hinsichtlich eines statistischen Zusammenhangs erklärt werden.

Die Stärke der linearen Abhängigkeit zwischen den Kadenz, die jeweils aus dem Algorithmus und aus dem Video ermittelt werden, wird mit dem entsprechenden Korrelationskoeffizient r bezeichnet. Die Korrelationskoeffizienten werden für beiden Probandengruppen folgendermaßen getrennt berechnet und der Unterschied zwischen den Algorithmen mit variabel anpassbaren Schwellen und mit der starren Schwelle wird ebenso dargestellt. In Tabelle 7-4 und Tabelle 7-5 werden die Kadenz der Probanden von beiden Gruppen getrennt zusammengefasst.

Tabelle 7-4: Kadenzen der Gesunden. Einheit: Schritte pro Minute, (©MiMed, 2012).

	Gesamtkadenz mit konstanten Schwellen	Gesamtkadenz mit variabel anpassbaren Schwellen	Gesamtkadenz aus Video
Gesunder 1	105,0	106,9	106,6
Gesunder 2	121,3	113,1	108,7
Gesunder 3	143,2	119,3	118,2
Gesunder 4	86,1	87,0	86,1
Gesunder 5	93,2	94,6	94,8
Gesunder 6	99,8	100,4	100,0
Gesunder 7	108,1	106,5	106,6
Gesunder 8	102,6	102,9	94,2
Gesunder 9	89,0	90,0	89,5
Gesunder 10	94,4	94,7	98,7

Tabelle 7-5: Kadenzen der Parkinsonerkrankten. Einheit: Schritte pro Minute, (©MiMed, 2012).

	Gesamtkadenz mit konstanten Schwellen	Gesamtkadenz mit variabel anpassbaren Schwellen	Gesamtkadenz aus Video
Patient 1	82,3	114,6	117,5
Patient 2	123,7	118,7	117,6
Patient 3	50,8	92,5	94,9
Patient 4	111,8	101,8	103,7
Patient 5	93,8	76,9	80,6

Aus den Tabellen sind folgende vier Korrelationskoeffizienten zu berechnen (©MiMed, 2012):

- $r_{\text{Gesunde_konstant_Video}} = 0,918$
- $r_{\text{Gesunde_variabelanpassbar_Video}} = 0,946$
- $r_{\text{Patienten_konstant_Video}} = 0,355$

- $r_{\text{Patienten_variabelanpassbar_Video}} = 0,997$

Die Bestimmtheitsmaßen werden wie folgt angezeigt:

- $r^2_{\text{Gesunde_konstant_Video}} = 0,843$
- $r^2_{\text{Gesunde_variabelanpassbar_Video}} = 0,895$
- $r^2_{\text{Patienten_konstant_Video}} = 0,126$
- $r^2_{\text{Patienten_variabelanpassbar_Video}} = 0,994$

Die grafischen Darstellungen der verschiedenen Korrelationskoeffizienten werden in Abbildung 7-2 und 7-3 dargestellt. Je exakter die Messreihe-Paare auf einer Geraden mit positiver Steigung in den Streudiagrammen liegen, desto enger hängen die Merkmalswertepaare zusammen. Der entsprechende Korrelationskoeffizient liegt zudem näher an Wert 1.

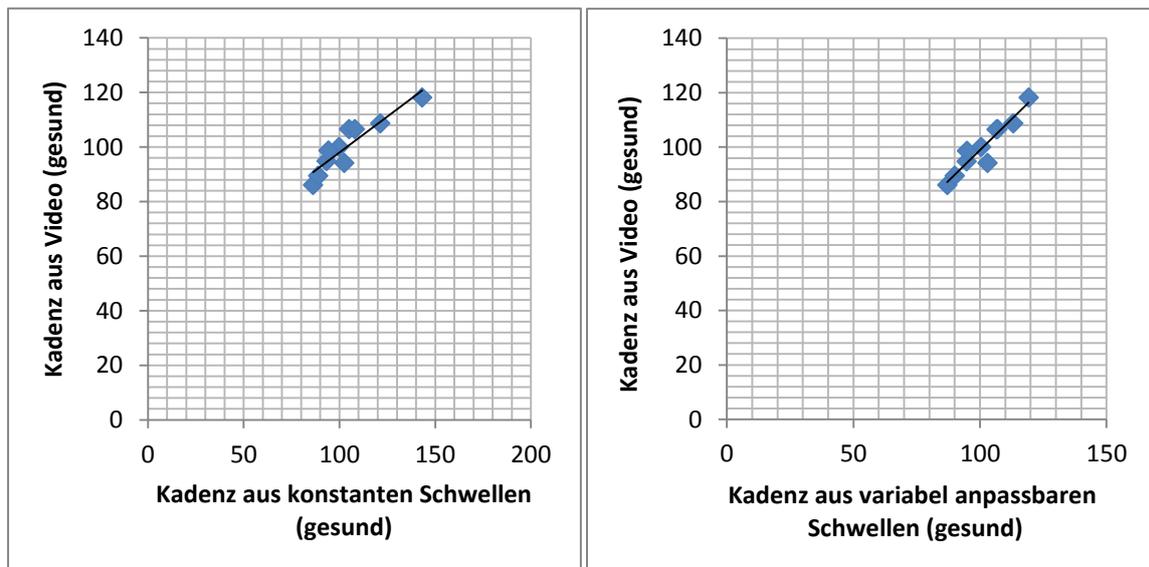


Abbildung 7-2: Graphische Umsetzung in den Streudiagrammen bei der Gruppe der Gesunden: Links: Konstante Schwellen vs. Video, rechts: Variabel anpassbare Schwellen vs. Video. Kadenz in Schritte pro Minute (©MiMed, 2012).

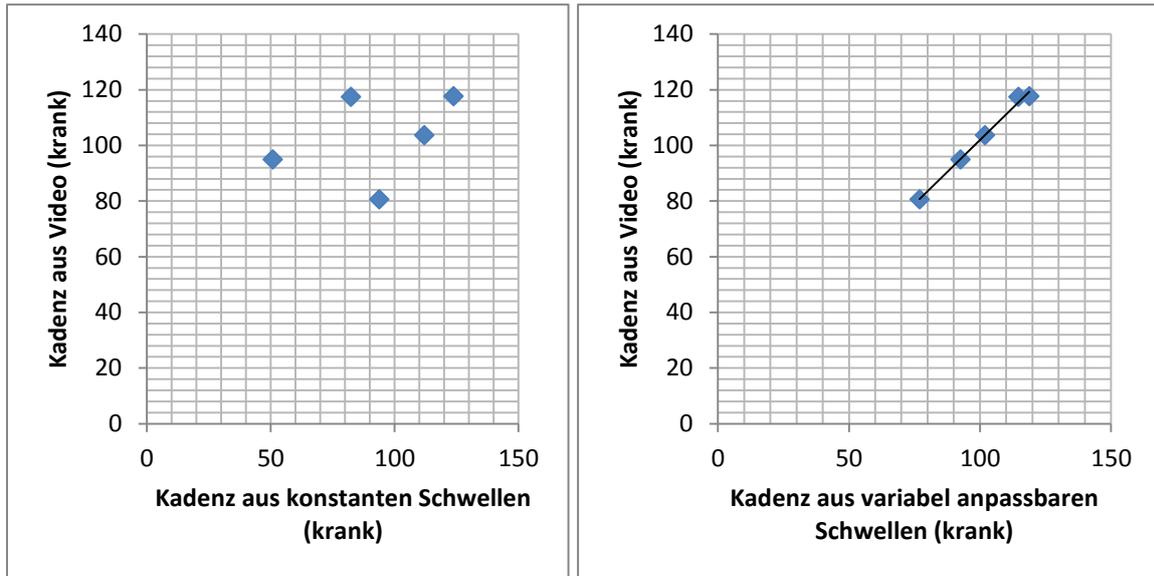


Abbildung 7-3: Graphische Umsetzung in den Streudiagrammen bei der Gruppe der Parkinsonerkrankten: Links: konstante Schwellen vs. Video, rechts: Variabel anpassbare Schwellen vs. Video. Kadenz in Schritte pro Minute (©MiMed, 2012).

7.1.6 Diskussion der Ergebnisse

Die Schritterkennungsanalyse wurde mit einer Sensitivität von 99% bei den Gesunden und mit einer Sensitivität von 100% bei den Parkinson-Patienten erkannt. Im Gegensatz dazu liegt die Wahrscheinlichkeit der nicht erkannten, trotzdem vorhandenen Schritte auf einem sehr niedrigen Niveau. Die Methode der Schritt-Erkennung zeigt auch eine sehr hohe Genauigkeit in beiden Probandengruppen (jeweils 99% bei den Gesunden und 98% bei den Erkrankten).

Mit den Korrelationsverfahren wird die fast perfekte positive Beziehung zwischen der Kadenz-Erkennung mit den variabel anpassbaren Schwellen und der Kadenz-Berechnung aus den Videoaufnahmen sowohl bei den Gesunden als auch bei den Patienten nachgewiesen. Folgt man dem niedrigen Bestimmtheitsmaß, erzielt die Methode mit der konstanten Schwelle in der Gruppe der Patienten ein schlechtes Ergebnis, gegenüber dem erzielt die identische Methode in der Gruppe der Gesunden aber ein gutes Ergebnis. Der Grund kann darin liegen, dass im Vergleich zu den regelmäßigen Schritten der Gesunden der Gang der Parkinsonerkrankten viel stärker variieren kann.

7.2 Evaluierung des Systems zur Offline FOG-Erkennung bei Parkinson-Patienten

7.2.1 Notwendigkeit des Experiments

Der Algorithmus zur Offline-FOG-Erkennung wurde bereits in Kapitel 5.2.2 vorgestellt. Die Beschleunigungswerte beider Unterschenkel der Probanden wurden auf einer MikroSD-Karte aufgezeichnet und abschließend über eine Software in Matlab bewertet. Durch das Experiment sollte bewiesen werden, dass das Verfahren zur Offline-FOG-Erkennung bei Parkinson-Patienten eine hohe Genauigkeit erreichen kann.

7.2.2 Labor- und Geräteaufbau

Das Experiment wurde mit sechs Parkinson-Patienten unter ärztlicher Aufsicht in der Schön Klinik München Schwabing (Deutschland, München) durchgeführt. Die Patienten mit unterschiedlichem Schweregrad der FOG-Symptome waren zwischen 55 und 75 Jahren alt (Median: 65 Jahre), vier waren männlich und zwei weiblich.

Das Messsystem zur Offline-FOG-Erkennung besteht aus der Messhose mit der ETU, einer microSD-Karte, Digitalkamera, PC und der Anwendungssoftware. Zur Gewährleistung der Hygiene wurde die Messhose vor jedem Versuchstag gewaschen. Zur Vorbereitung der Messungen wurde der Akku der ETU vollständig aufgeladen. Die Kameraaufnahme und der ETU wurden gleichzeitig gestartet. Während des Experiments wurden die Beine und Füße der Probanden zur subjektiven Bewertung gefilmt.

Während der Messung wurden Beschleunigungsdaten auf der mikro-SD-Karte mit einer Abtastrate von 20 Hz gespeichert. Die aufgezeichneten Daten wurden als Eingabe für den Algorithmus verwendet. D.h. die Messdaten wurden über die in Kapitel 6.2.2 bereits vorgestellte Anwendungssoftware unter Matlab am PC analysiert und die dadurch ermittelten FOG-Episoden wurden mit dem Ergebnis der ärztlichen Bewertung verglichen, damit sich die Methode evaluieren lässt.

Drei Patienten gingen durch den standardisierten Parcours, der in Ziegler *et al.* (2010) beschrieben wurde. Sie gingen geradeaus, bis ein Rechteck auf dem Boden erschien und drehten sich dann zuerst zweimal um 360° (im und entgegen den Uhrzeigersinn). Danach drehten sie sich nochmals um 180°, damit sie weiter vorwärts gehen konnten. Dann gingen die Probanden weiter geradeaus und gingen sie eine Engstelle (z.B. Tür) durch. Anschließend drehten sie sich wieder um 180° und gingen direkt zurück zum Startpunkt des Parcours.

Die anderen drei Patienten gingen eine Strecke von 20 Metern entlang des Korridors und drehten sich um 180°. Danach gingen sie zum Ausgangspunkt zurück. Jeder Patient ging den Parcours insgesamt zweimal, einmal mit einem unterstützenden Tool (Gehstock, Gehhilfe mit Rädern oder personale Unterstützung) und einmal ohne externe Unterstützung.

Denn die Gefahr des FOGs wird beim Drehen und beim Gehen in geschlossenen Räumen erhöht (Schaafsma *et al.*, 2003), wodurch sich die FOG-Episode auf den vordefinierten Parcours gut provozieren lässt.

7.2.3 Erwartete Ergebnisse

Es soll nachgewiesen werden, dass die FOG-Episode über die Anwendungssoftware mit hoher Sensitivität und Spezifität automatisch detektiert wird. Der Algorithmus soll die FOG-Episode mit einer zulässigen Zeitverzögerung von bis zu 2s rechtzeitig erkennen.

7.2.4 Ergebnisse

Insgesamt wurden neun Messreihen durch das Experiment ermittelt und über die Anwendungssoftware analysiert. Im Vergleich zur Bewertung des Arztes hat das Verfahren zur Offline-FOG-Erkennung eine Sensitivität von 88,3% und eine Spezifität von 85,3% erreicht.

7.2.5 Diskussion der Ergebnisse

Durch die sorgfältige Analyse der Software-Architektur und der Videos konnten die folgenden Ursachen für die Abweichungen der Ergebnisse identifiziert werden:

- Ungenauigkeit bei der menschlichen Beobachtung. Ist die Zitterbewegung beispielsweise sehr gering, kann sie von dem Arzt sehr schwer festgestellt werden.
- Ein plötzliches Stehenbleiben bei Probanden kann entweder als FOG-Ereignis eingestuft werden, oder als ein absichtliches Aufhören der Schritte betrachtet werden. Der Arzt hat solche Ereignisse nach seiner Erfahrung beurteilt. Im Vergleich dazu ist das Messsystem noch nicht in der Lage, diese Situation als FOG-Episode zu klassifizieren.
- Obwohl die Evaluierung ein sehr erfolgreiches Ergebnis lieferte, konnte die Verzögerung bei der objektiven Erkennung von FOG nicht vermieden werden. Der Grund liegt darin, dass zur FOG-Erkennung für jeden Zeitpunkt eine Fensterbreite des Datensatzes von vier Sekunden verwendet wird.

7.3 Evaluierung des Systems zur Online FOG-Erkennung bei Parkinson-Patienten

7.3.1 Notwendigkeit des Experiments

Der Algorithmus zur Online-FOG-Erkennung wurde bereits in Kapitel 5.2.2 vorgestellt. Die Beschleunigungswerte beider Unterschenkel der Patienten wurden direkt über Funk an den PC übermittelt. Eine Anwendungssoftware zur Bewertung der empfangenen Daten lief ständig auf dem PC und hat die FOG-Episode online identifiziert. Durch Experiment soll nachgewiesen werden, dass das System zur Online-FOG-Erkennung bei Parkinson-Patienten eine hohe Genauigkeit erreichen kann.

7.3.2 Labor- und Geräteaufbau

Im Experiment bestand das Messsystem aus der Messhose mit der ETU, einem an den PC angeschlossenen Empfänger, der Anwendungssoftware und einer Digitalkamera. Die ETU, die bereits in Kapitel 6.1 ausführlich vorgestellt wurde, verfügte über zwei Mikrocontroller (ATmega1284 und ATmega644) zur Verbesserung der Arbeitseffizienz. Der Empfänger hat zudem ein nanoLOC Modul mit einem Mikrocontroller ATmega644 verwendet, um die Kommunikation mit der ETU zu vereinfachen. Darüber hinaus ist der Empfänger nur $6 \times 3 \times 1.5 \text{ mm}^3$ groß und kann über Mini-USB an den PC angeschlossen werden. Die Messhose mit dem Sensornetz ist waschbar und wurde zur Gewährleistung der Hygiene vor jedem Experiment in der Waschmaschine gewaschen. Vor jedem Versuchstag wurde der Akku der ETU vollständig aufgeladen. Die Anwendungssoftware zur Online-FOG-Erkennung wurde in Visual Studio 2003 von Microsoft und QT-Bibliothek von TrollTech programmiert.

Acht Parkinson-Patienten haben an dem Experiment in der der Schön Klinik München Schwabing (Deutschland, München) teilgenommen. Die Patienten mit unterschiedlichem Schweregrad der FOG-Symptome waren zwischen 62 und 82 Jahren alt (Median: 70 Jahre), sechs waren männlich und zwei weiblich. Fünf Patienten waren in der Lage, ohne externe Unterstützung zu gehen, während es die anderen drei Probanden bevorzugten, mit einem unterstützenden Tool (Gehstock oder Gehhilfe mit Rädern) den Versuchsparcours zu durchlau-

fen. Jeder Patient ging und befolgte die willkürlichen Anweisungen (Stehen, Gehen, Stoppen und Drehen) von dem Arzt, der die Patienten während des Experimentes aus Sicherheitsgründen aus unmittelbarer Entfernung begleitet hat. Jeder Patient führte die Aufgabe für ca. 5-8 Minuten durch.

Die Funktionalität des Systems zur Online-FOG-Erkennung wurde mit folgender Methode evaluiert: Während die Probanden mit der Messhose liefen, analysierte das System die über Funk empfangenden Beschleunigungsdaten und identifizierte die FOG-Episode. Mit einer Digitalkamera wurde der Parcours jedes Patienten gefilmt und die aufgezeichneten Videos wurden später von einem Arzt untersucht. Die FOG-Episoden, die von dem System erkannt wurden, wurden mit den subjektiv bestimmten FOG-Ereignissen verglichen, um die Sensitivität des Verfahrens zur Online-FOG-Erkennung zu untersuchen.

7.3.3 Erwartete Ergebnisse

Es soll nachgewiesen werden, dass die FOG-Episode über das System mit hoher Sensitivität und Spezifität online erkannt wird. Der Anfang einer FOG-Episode soll mit einer zulässigen Zeitverzögerung von bis zu 2s rechtzeitig erkannt und das Ende der FOG-Episode mit geringer Zeitverzögerung ($\leq 1s$) detektiert werden.

7.3.4 Ergebnisse

Zwei von acht Patienten haben keine FOG-Episode gezeigt, während die weiteren sechs Patienten FOG-Ereignisse in unterschiedlichem Ausmaß erlebten. Insgesamt wurden die Versuchsdaten von 54 Minuten aufgezeichnet und es konnten 82 FOG-Ereignisse durch den Arzt mittels Videoanalyse identifiziert werden. Im Vergleich zu der Bewertung des Arztes zeigte das System zur Online-FOG-Erkennung eine Sensitivität von 81,7%.

Mit dem Algorithmus, mit welchem die Zeit-Analyse und die Frequenz-Analyse kombiniert sind, kann die die Verzögerungstoleranz der korrekten Identifizierung am Ende des FOG-Ereignisses bis zu einer Sekunde reduziert werden. In Abbildung 7-4 wird die Analyse der Daten der linken Unterschenkel von einem Parkinson-Patienten exemplarisch dargelegt. Zwei FOG-Episoden wurden über das System erkannt. Im Vergleich zu dem ärztlichen Ergebnis betrug die Verzögerung der richtigen Identifikation am Ende der FOG-Episode (b) eine Sekunde.

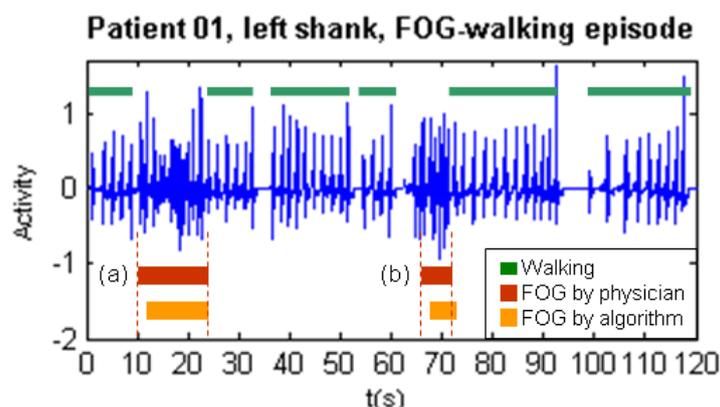


Abbildung 7-4: Signale des linken Unterschenkels eines Parkinson-Patienten von 120 Sekunden, entnommen aus (Zhao *et al.*, 2012).

7.3.5 Diskussion der Ergebnisse

Nach Schaafsma *et al.* (2003) werden Erscheinungsformen der FOG-Ereignisse in folgende drei Typen eingeteilt: Akinese, Festination (schlurfen mit kleinen Schritten) und „Trembling in Place“. Aus den Sensordaten können die Akinese und vorsätzliches Stehen nicht voneinander unterschieden werden, was der Hauptgrund für die dargestellte Abweichung zwischen beiden Methoden sein könnte. Darüber hinaus war das Zittern der Beine manchmal so gering, dass es nicht durch den Arzt festgestellt werden konnte.

Mittels des vorgestellten Algorithmus kann die Verzögerung der richtigen Erkennung am Ende jeder FOG-Episode wirksam reduziert werden. Darüber hinaus ist ein weiterer wichtiger Vorteil des Algorithmus, dass die Rechenressourcen durch die Reduzierung der FFT-Operationen eingespart werden können, was für die Implementierung des Algorithmus im Mikrokontroller sehr sinnvoll ist.

7.4 Evaluierung des Laser-Reizgeräts zur Regulation der Schrittlänge

7.4.1 Notwendigkeit des Experiments

Mit den optischen Markierungen auf dem Boden, die von den Laser-Reizgeräten erzeugt werden, soll die Schrittlänge der Verwender reguliert werden können. Die Genauigkeit der Schrittlänge-Regulierung soll zuerst mit einem Experiment bei Gesunden untersucht werden, damit das System in Zukunft für die Regulierung der Schrittlänge bei Parkinson-Patienten eingesetzt werden kann. Darüber hinaus soll eine subjektive Evaluierung bei den Probanden nach dem Experiment durchgeführt werden, um andere wichtige Eigenschaften des Laser-Reizgeräts zu prüfen.

7.4.2 Labor- und Geräteaufbau

12 gesunde Freiwillige im Alter von 22 bis 89 (sieben männlich und fünf weiblich, der Medianwert des Alters: 27; Beinlänge: 92.7 ± 7.6 cm) haben an dem Experiment teilgenommen. Die Laser-Reizgeräte wurden auf beiden Schuhen der Probanden angebracht und die Entfernung zwischen den Zehen und den roten Lichtstreifen wurde auf eine vordefinierte Schrittlänge λ_{def} eingestellt. Darüber hinaus wurden die Laserlinien senkrecht zur Laufrichtung des Probanden ausgerichtet. Nach einer Übungszeit von fünf bis zehn Minuten wurde erwartet, dass die Probanden während des Experiments gut mit dem Laser-Reizgerät umgehen können.

Dann wurden die Probanden gebeten, einen 20 Meter langen Parcours zu durchlaufen. Wie in Abbildung 7-5 gezeigt, wurde dieser gerade Gehweg mit zwei Streifen auf dem Boden an der Ausgangsposition und Endposition markiert.

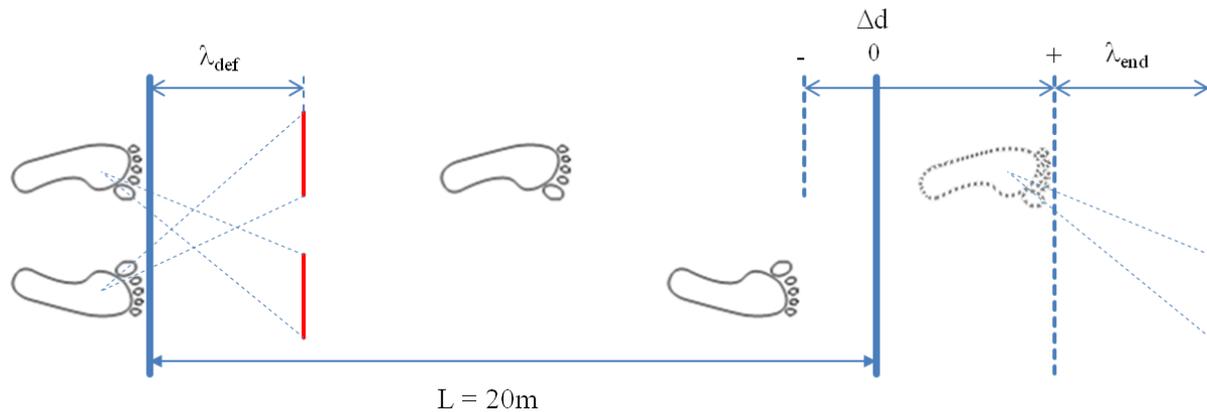


Abbildung 7-5: Der 20 Meter lange Parcours zur Evaluierung der Schrittlänge-Regulierung.

Während des Experiments wurden die Füße der Probanden mit einer digitalen Videokamera aufgezeichnet. Der Proband sollte zunächst seine Füße an die Linie an der Anfangsposition parallel zueinander positionieren und dann losgehen. Dabei war es jedoch nicht nötig, dass der Proband am Ende des Gehwegs den zweiten Streifen genau erreichte. Die Entfernung Δd zwischen der Fußspitze vom letzten Schritt und der Endposition des Gehwegs wurde gemessen. Außerdem wurde der Abstand λ_{end} zwischen der Fußspitze und dem entsprechenden Lichtstreifen nach jedem Experiment gemessen und dokumentiert, um eine mögliche Abweichung von der vordefinierten Schrittlänge nach jedem Parcours zu untersuchen.

Die Genauigkeit der Schrittlänge-Regelung mit dem tragbaren Laser-Reizgerät ist wie folgt zu berechnen (Gleichungen (7-6) (7-7)):

$$\lambda = \frac{L + \Delta d}{n} \quad (7-6)$$

$$\text{Genauigkeit} = \left(1 - \frac{|\lambda - \lambda_{def}|}{\lambda_{def}}\right) \times 100\% \quad (7-7)$$

λ steht für die tatsächliche Schrittlänge. $L = 20 \text{ m}$ ist die Länge des festgelegten Parcours. n bezeichnet die Anzahl von Schritten, die aus dem aufgezeichneten Videofilm zu ermitteln ist. Δd steht für den Abstand zwischen der Fußspitze und der zweiten Markierung auf dem Boden an der Endposition des Parcours.

Nach der Studie von Morris *et al.* (1996) lag das 95%-Vertrauensintervall der Schrittlänge bei Gesunden zwischen 61 cm und 69 cm, bei den Parkinson-Patienten zu Studienbeginn zwischen 48 cm und 49 cm und bei den Patienten, die von visuellen Reizen unterstützt wurden, zwischen 66 cm und 67 cm. Daher wurde die vordefinierte Schrittlänge λ_{def} für die zwei Experimentreihe bei jedem Probanden auf jeweils 55 cm und 65cm eingestellt.

Nachdem die Probanden den Parcours durchgelaufen hatten, wurden sie gebeten, einen Fragebogen zur subjektiven Evaluierung des entwickelten Prototyps auszufüllen. Die visuelle Analogskala (VAS) wurde in der Bewertung verwendet. Nach dem Grad ihrer Zustimmung zu den Fragen gab Teilnehmer eine Position entlang einer durchgezogenen Linie zwischen dem Start- und Endpunkt an. Wichtige Eigenschaften des Gerätes und der erste Eindruck der Probanden wurden durch die Umfrage untersucht.

7.4.3 Erwartete Ergebnisse

Eine hohe Genauigkeit der Schrittlänge-Regulation soll bei verschiedener vordefinierter Schrittlänge ($\lambda_{\text{def}} = 55 \text{ cm}$ bzw. 65 cm) erreicht werden. Nach jedem Experiment soll keine erhebliche Abweichung zwischen der eingestellten Schrittlänge λ_{def} und der Entfernung von der Fußspitze zu der entsprechenden Laserlinie auftreten. Von der subjektiven Evaluierung wird insbesondere erwartet, dass während des Gehens die projizierten Laserlinien für die Probanden stabil dargestellt werden.

7.4.4 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Messungen unter der Bedingung $\lambda_{\text{def}} = 0,55 \text{ m}$ und $\lambda_{\text{def}} = 0,65 \text{ m}$ sind jeweils in den Tabelle 7-6 und Tabelle 7-7 aufgelistet. Der Mittelwert $\bar{\lambda}$ dieser Messwerte von Schrittlänge λ und die entsprechende Standardabweichung s_{λ} der Messung können wie folgt berechnet werden:

$$\bar{\lambda} = \frac{1}{12} \sum_{k=1}^{12} \lambda_k \quad (7-8)$$

$$s_{\lambda} = \sqrt{\frac{1}{12-1} \sum_{k=1}^{12} (\lambda_k - \bar{\lambda})^2} \quad (7-9)$$

Tabelle 7-6: Ergebnisse von Messreihe bei $\lambda_{\text{def}} = 0,55 \text{ m}$

Länge des Testparcours L = 20 m & Vordefinierte Schrittlänge $\lambda_{\text{def}} = 0,55 \text{ m}$							
<i>Proband-ID</i>	<i>n</i>	Δd (m)	λ (m)	λ_{end} (m)	<i>Genauigkeit</i> (%)	<i>t</i> (s)	<i>v</i> (m/s)
1	38	0,41	0,537	0,55	97,7	36	0,57
2	36	0,10	0,558	0,55	98,5	44	0,46
3	34	0,20	0,594	0,57	92,0	57	0,35
4	36	0,00	0,556	0,55	99,0	39	0,51
5	35	0,25	0,579	0,55	94,8	21	0,96
6	39	0,00	0,513	0,54	93,2	60	0,33
7	38	0,35	0,536	0,54	97,4	30	0,68
8	38	0,15	0,530	0,55	96,4	75	0,27
9	39	0,24	0,519	0,54	94,4	49	0,41
10	37	0,26	0,548	0,55	99,6	34	0,6
11	40	0,49	0,512	0,52	93,1	25	0,82
12	38	0,20	0,532	0,6	96,7	21	0,96
\bar{x}	37,3	0,22	0,543	0,550	96,1	40,9	0,58
<i>s</i>	1,8	0,15	0,025	0,020	2,51	16,8	0,24

Tabelle 7-7: Ergebnisse der Messreihe bei $\lambda_{\text{def}} = 0,65 \text{ m}$

Länge des Testparcours L = 20 m & Vordefinierte Schrittlänge $\lambda_{\text{def}} = 0,65 \text{ m}$							
<i>Proband-ID</i>	<i>n</i>	Δd (m)	λ (m)	λ_{end} (m)	<i>Genauigkeit</i> (%)	<i>t</i> (s)	<i>v</i> (m/s)
1	32	0,27	0,633	0,66	97,5	24	0,84
2	35	0,15	0,576	0,65	88,6	43	0,47
3	31	0,53	0,662	0,67	98,1	54	0,38
4	34	0,05	0,590	0,65	90,7	33	0,61
5	32	0,15	0,630	0,65	96,9	19	1,06
6	32	-0,05	0,623	0,62	95,9	33	0,60
7	32	0,23	0,632	0,64	97,3	21	0,96
8	34	-0,05	0,587	0,65	90,3	41	0,49
9	33	0,00	0,606	0,64	93,2	39	0,51
10	32	0,21	0,632	0,63	97,2	27	0,75
11	34	0,25	0,596	0,58	91,6	27	0,75
12	34	0,10	0,591	0,68	91,0	20	1,01
\bar{x}	32,9	0,15	0,613	0,643	94,0	31,8	0,70
<i>s</i>	1,2	0,16	0,026	0,026	3,45	10,8	0,23

In Tabelle 7-8 werden die Bedeutungen der Symbole dargestellt:

Tabelle 7-8: Bedeutungen der Symbole in den Tabelle 7-6 und Tabelle 7-7.

λ_{def}	Vordefinierte Schrittlänge (in m)
n	Zahl der Schritte
Δd	Abstandabweichung an Endposition zwischen der Fußspitze und der zweiten Markierung auf dem Boden (in m)
λ	Schrittlänge bei der Messung (in m)
λ_{end}	Entfernung von der Fußspitze zu der entsprechenden Laserlinie nach dem Experiment (linker Fuß) (in m)
Genauigkeit	Genauigkeit der Schrittlänge-Regulation (in %)
t	benötigte Zeit für den Parcours (in s)
v	durchschnittliche Geschwindigkeit (in m/s)
\bar{x}	entsprechende Mittelwerte der Messung
s	entsprechende Standardabweichungen der Messung

Tabelle 7-9 fasst die folgenden wichtigen Ergebnisse zusammen: Mittelwerte und Standardabweichungen der gemessenen Schrittlänge, der Genauigkeit von Schrittlänge-Regulation und der Entfernung zwischen der Fußspitze und der Laserlinie nach dem Experiment bei dem linken Fuß.

Tabelle 7-9: Zusammenfassung der Ergebnisse der Messreihen.

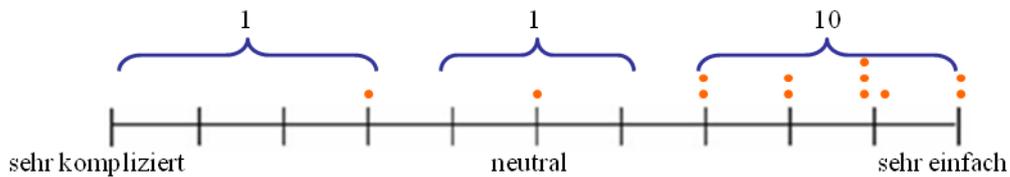
λ_{def}	Schrittlänge bei der Messung	Genauigkeit der Schrittlänge-Regulation	Laserlinienposition nach Experiment (linker Fuß)
55 cm	$54,3 \pm 2,5$ cm	$96,1 \pm 2,5$ %	$55,0 \pm 2,0$ cm
65 cm	$61,3 \pm 2,6$ cm	$94,0 \pm 3,5$ %	$64,3 \pm 2,6$ cm

Die Schrittlänge aus dem Experiment der Schrittlänge-Regulation betrug $54,3 \pm 2,5$ cm mit einer Genauigkeit von $96,1 \pm 2,5$ % für die Einstellung der Schrittweite von 55 cm. Für die Einstellung der Schrittweite von 65 cm lag die Schrittlänge bei $61,3 \pm 2,6$ cm und erreichte auch eine hohe Genauigkeit von $94,0 \pm 3,5$ %. Wegen der Fußbewegung beim Gehen könnte sich die Position des Laser-Reizgeräts auf dem Schuh verändern. Die nach dem Experiment gemessene Entfernung zwischen der Fußspitze und der entsprechenden Laserlinie beim linken Fuß betrug $55,0 \pm 2,0$ cm und $64,3 \pm 2,6$ cm jeweils für $\lambda_{def} = 55$ cm und $\lambda_{def} = 65$ cm, was zeigte, dass die Befestigung des Geräts an Schuhen mit dem Klettband hinreichend stabil war.

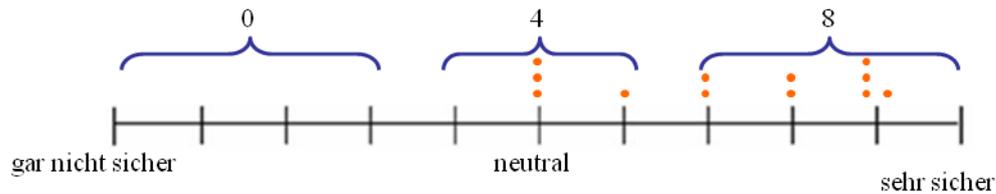
Mit Hilfe des Fragebogens ist die Möglichkeit gegeben, die persönliche Einschätzung und Meinung der Probanden über die wichtigen Eigenschaften des Prototyps, die nicht direkt zu messen sind, zu erfahren. In Abbildung 7-6 wird der Grad der subjektiven Zustimmung von

vier wichtigsten Eigenschaften des Laser-Reizgeräts mittels der visuellen Analogskala (VAS) dargestellt.

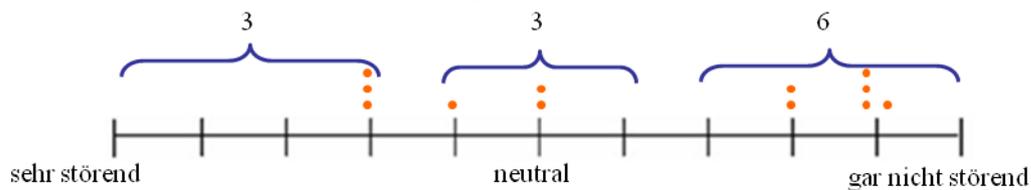
(a) Wie einfach ist die Befestigung des Laser-Reizgeräts an Schuhen?



(b) Fühlen Sie sich sicher mit dem Laser-Reizgerät zu gehen?



(c) Fühlen Sie sich störend beim Gehen wegen des Laser-Reizgeräts?



(d) Ist die projizierte Laserlinie beim Gehen stabil genug?

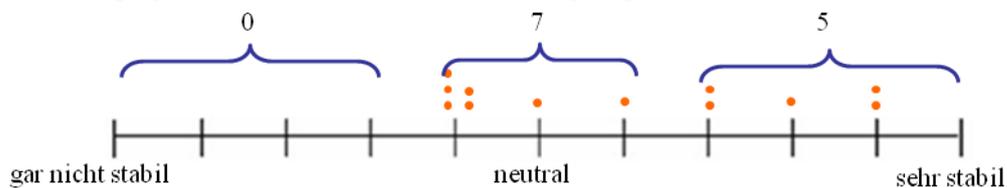


Abbildung 7-6. Die visuelle Analogskala (VAS) über den Grad der Zustimmung der Probanden zu den wichtigen Eigenschaften des Laser-Reizgeräts.

Die meisten Probanden empfanden es nicht als kompliziert, das Gerät an den Schuhen zu befestigen, lediglich einem Teilnehmer fiel es nicht leicht (a). Die eindeutigen Antworten von (b) haben gezeigt, dass sich kein Proband unsicher fühlte, mit dem Laser-Reizgerät zu gehen. Die Antworten auf die Frage, ob das tragbare Gerät die Fortbewegung der Probanden gestört hat, waren heterogen (c). Sechs Probanden fanden das Gerät unauffällig. Im Gegensatz dazu war das Gerät für drei Probanden störend. Die restlichen Teilnehmer hatten eine neutrale Meinung. Über die Stabilität der auf dem Boden projizierten Laserlinie äußerten sich fünf Probanden positiv und die Meinung der sieben anderen Probanden war neutral.

7.4.5 Diskussion der Ergebnisse

Dieses Experiment zeigt, dass die Schrittlänge-Regulation mit dem Laser-Reizgerät eine hohe Genauigkeit erreicht hat. Darüber hinaus hat sich die Position des Geräts an den Schuhen während des Gehens fast nicht verändert. Im Allgemeinen kann die subjektive Evaluierung des Prototyps positiv bewertet werden.

Trotzdem empfanden viele Probanden das Gerät als auffällig. Dies könnte dazu führen, dass der natürliche Gang durch das Tragen des Geräts beeinflusst werden könnte oder die Konzentration, auf den Weg zu achten, eingeschränkt werden könnte. Deswegen ist es sinnvoll, die Maße und das Gewicht des Laser-Reizgeräts durch weitere Entwicklungen zu reduzieren, oder das System direkt in die Schuhe zu integrieren. Obwohl es bei der Frage über die Stabilität der Laserlinie keine negative Rückmeldung gab, beurteilten lediglich fünf Probanden den Lichtstreifen beim Gehen als hinreichend stabil. Durch das Vor- und Zurückwippen der Füße bewegte sich die Laserlinie ebenfalls vor und zurück. Der Grund liegt darin, dass die Laser-Elektronik-Einheit des Laser-Reizgeräts mit der Bodenplatte fest verbunden ist. Wackelt die Bodenplatte aufgrund der kleinen Bewegungen der Füße, wird eine offensichtliche Schwankung der Laserlinienposition hervorgerufen. Daher würde es Sinn machen, einen Puffer in der Verbindung zwischen der Bodenplatte und der Laser-Elektronik-Einheit einzubauen. Das Konzept des Laser-Reizgeräts mit einer Pufferfeder, das in Kapitel 5.1.4 bereits vorgestellt wurde, wurde entwickelt, damit sich die Position der Lasereinheit trotz des Vor- und Zurückwippens der Füße immer stabil halten lässt.

Um das tragbare System auch als Trainingseinheit bei Parkinson-Patienten einzusetzen, sollte der Prototyp des Laser-Reizgeräts in Zukunft in einer größer angelegten klinischen Studie weiter evaluiert werden. Nicht nur die Wirkung der Schrittlänge-Regulation, sondern auch die Wirkung, mit der Unterstützung der Laserlinien die FOG-Episode zu überwinden, sollte untersucht werden.

Da die Sichtbarkeit der roten Laserlinie im Freien bzw. unter Einfluss des Sonnenlichts schlecht ist, kann die grüne Laserlinie in der zukünftigen Version berücksichtigt werden. Nach der Studie von Bryant *et al.* (2010) konnten die Krankheitssymptome der Parkinson-Patienten, wie kurze Schrittlänge und FOG-Episode, dadurch, dass der grüne Laser anstatt dem roten Laser als visueller Reiz eingesetzt wurde, deutlich verbessert werden.

7.5 Evaluierung der MuCU zur Gangunterstützung bei Parkinson-Patienten

7.5.1 Notwendigkeit des Experiments

Im Experiment sollte die MuCU von Parkinson-Patienten getragen und ausprobiert werden, damit die subjektiven Eindrücke und das Feedback der Patienten zu den bedeutenden Eigenschaften des Geräts ermittelt werden können. Ein weiteres Ziel war es, wertvolle Informationen über die von Patienten bevorzugte Trageposition und die Einstellungen zu sammeln. Darüber hinaus ist durch Experiment zu beweisen, dass die Akkukapazität der verwendeten Lithium-Polymere-Batterie für den Alltagseinsatz der MuCU ausreichend ist.

7.5.2 Labor- und Geräteaufbau

Die Studie wurde zusammen mit einer neurologischen Klinik, und zwar der Schön Klinik in München-Schwabing, durchgeführt. Sechs Parkinson-Patienten mit dem FOG-Symptom im Alter von 54 bis 77 Jahren mit einem Median von 57 Jahren (vier männlich und zwei weiblich) haben an dem Experiment teilgenommen. Da das Auftreten der FOG-Episode und anderen Gangstörungen der Parkinsonerkrankten sehr stark vom Zeitpunkt der Medikamenteneinnahme abhängt, wurde das Verfahren, nämlich eine zweitägige Selbstanwendung der MuCU, als Intervention für die subjektive Beurteilung des Prototyps bestimmt.

Am Anfang dieser Testphase wurde jedem Probanden das geplante Vorgehen erklärt. Willigte dieser ein, an dieser Evaluation teilzunehmen, wurde eine Einverständniserklärung von ihm unterzeichnet. Die Bedienung der MuCU wurde den Parkinson-Patienten dann von einem Arzt oder Physiotherapeuten vorgestellt und die Frequenz des Cueings wurde auf 75 Töne pro Minute eingestellt.

Die Patienten konnten ihren Lieblingsmodus des Cueings bei der MuCU auswählen. Die Drehknöpfe auf dem Gerät ermöglichten dem Verwender, die Lautstärke des akustischen Cueings und die Stärke des somatosensorischen Cueings je nach individuellem Bedürfnis einzustellen. Die Patienten konnten zudem darüber entscheiden, an welcher Körperstelle (am Handgelenk, Oberarm oder Fußgelenk) das Gerät angebracht wurde. Die Probanden konnten situationsabhängig den andauernd laufenden Modus des Cueings verwenden oder das Cueing durch Drücken der Taste auf der MuCU selber ansteuern, z.B. konnten sie das Cueing selber starten, wenn sie spürten, dass ein FOG-Ereignis gekommen ist.

Nach der zweitägigen Selbstanwendung der MuCU wurde der Proband gebeten, einen Fragebogen auszufüllen, der ihm zu Beginn der Auswertung bereits erklärt wurde. Die visuelle Analogskala (VAS) und die Clinical Global Impression - Improvement Skala (CGI-I) wurden für die Bewertung verwendet. Gemäß den subjektiven Einschätzungen zu jedem Thema in VAS markierte der Proband einen Punkt entlang einer kontinuierlichen Linie zwischen dem Start- und Endpunkt. Das gleiche Prinzip gilt auch für CGI-I, die beurteilt, wie sehr sich die Leistung der Patienten im Vergleich zum Grundzustand zu Beginn des Verfahrens verändert hat. Liegt die Markierung in der Mitte der Skala, wird keine Veränderung der Leistung präsentiert. Je näher die Markierung von beiden Extremen (am besten/am schlechtesten) zusammen lag, desto größer war die Veränderung. Die wichtigsten Eigenschaften des Prototyps und die ersten Eindrücke der PD-Patienten mit FOG über der MuCU konnten dadurch untersucht werden.

Die MuCU wurde dadurch auf ihre Alltagstauglichkeit getestet, dass der Stromverbrauch des mobilen Geräts unter unterschiedlichen Anwendungsszenarien gemessen wurde. In Tabelle 7-10 werden die ausgewählten Betriebsmodi der MuCU aufgelistet:

Tabelle 7-10: Anwendungsszenarien für die Messung des Stromverbrauchs. Der einzelne Modus wurde in Kapitel 6.5 bereits ausführlich erklärt (©MiMed, 2013).

Nr.	Szenario
1	Online-Modus, idle
2	Offline-Modus, idle
3	Online-Modus, Lautsprecher & Vibration, Drehknöpfe in mittlerer Stellung
4	Online-Modus, Lautsprecher & Vibration, volle Lautstärke und Intensität
5	Offline-Modus, Lautsprecher & Vibration, Drehknöpfe in mittlerer Stellung
6	Online-Modus, nur Lautsprecher, volle Lautstärke
7	Online-Modus, nur Vibration, volle Intensität
8	Online-Modus, nur Kopfhörer, Drehknopf in mittlerer Stellung

Durch den Test sollte das Anwendungsszenario mit dem größten Stromverbrauch der MuCU durch die Messung herauszufinden und die minimale Akkulaufzeit in diesem Betriebsmodus

berechnet werden. Da davon ausgegangen wurde, dass der Stromverbrauch nicht von der Periode und der Frequenz des Tones abhängt, wurden die beiden Parameter auf 1s bzw. 1000 Hz gesetzt.

Für die Strommessungen wurde ein Digitalmultimeter der Firma Fluke verwendet. Erst mit vollständig geladenem Akku konnte die Messung des Stromverbrauchs durchgeführt werden. Die Messung für jedes Anwendungsszenario wurde bis zu 10 Mal wiederholt, um zufällige Fehler zu reduzieren. Der Mittelwert dieser Messwerte wurde mittels folgender Formel berechnet:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n x_k \quad (7-10)$$

Die Standardabweichung der Messung errechnet sich wie folgt:

$$s_x = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (x_k - \bar{x})^2} \quad (7-11)$$

Die Akkulaufzeit des Geräts wurden folgendermaßen berechnet:

$$Laufzeit [h] = \frac{Q [mAh]}{I [mA]} \quad (7-12)$$

Das Symbol „Q“ ergibt die Menge an elektrischer Ladung, und zwar die Kapazität einer Batterie. Das Symbol „I“ steht für den gemessenen Strom.

7.5.3 Erwartete Ergebnisse

Durch das Experiment soll bewiesen werden, dass die Akkulaufzeit der MuCU im Online-Modus für einen Tag ausreicht. Von der subjektiven Evaluierung wird insbesondere erwartet, dass das Gerät während der FOG-Episoden der Parkinson-Patienten eine positive Wirkung zeigt. Darüber hinaus soll das Gerät unauffällig und beim Tragen komfortabel sein. Außerdem soll das situationsabhängige Cueing im Vergleich zum ständigen Cueing bereitwilliger von den Patienten akzeptiert werden.

7.5.4 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Strommessungen und die ermittelte Akkulaufzeit für ein entsprechendes Anwendungsszenario sind jeweils in Tabelle 7-11 und 7-12 dargestellt.

Tabelle 7-11: Ergebnisse der Strommessung (©MiMed, 2013).

Strom [mA]	Messung Nr.										Berechnet		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	\bar{x}	s_x	
Szenario Nr.	1	63,0	62,9	62,8	63,0	63,1	63,1	63,3	63,3	63,2	63,3	63,1	0,2
	2	16,3	16,3	16,3	16,3	16,3	16,3	16,3	16,3	16,3	16,3	16,3	0
	3	112,9	113,1	113,1	112,8	112,5	113,2	113,1	112,7	113,3	113,2	113,0	0,3
	4	184,0	184,1	183,9	182,2	182	182,7	181,9	181,1	180,5	180,4	182,3	1,4
	5	66,6	66,4	66,5	65,7	67,4	66,6	66,9	67,1	66,5	67,2	66,7	0,5
	6	141,0	140,3	139,8	138,4	139,1	139,2	138,5	139,0	138,4	138,1	139,2	0,9
	7	128,6	128,4	127,5	127,8	127,1	128	127,4	127,8	128,1	127,6	127,9	0,5
	8	62,0	61,8	62,4	62,6	62,0	61,9	62,0	62,0	61,9	62,1	62,1	0,2

Tabelle 7-12: Akkulaufzeit bei unterschiedlichen Anwendungsszenarien (©MiMed, 2013).

Nr.	Szenario	Stromstärke [mA]	Laufzeit[h]
1	Online-Modus, kein Cueing	$63,1 \pm 0,2$	22,2
2	Offline-Modus, kein Cueing	16,3	85,9
3	Online-Modus, Lautsprecher & Vibration, Drehknöpfe in mittlerer Stellung	$113 \pm 0,3$	12,4
4	Online-Modus, Lautsprecher & Vibration, volle Lautstärke und Intensität	$183,3 \pm 1,4$	7,7
5	Offline-Modus, Lautsprecher & Vibration, Drehknöpfe in mittlerer Stellung	$66,7 \pm 0,5$	21,0
6	Online-Modus, nur Lautsprecher, volle Lautstärke	$139,2 \pm 0,9$	10,1
7	Online-Modus, nur Vibration, volle Intensität	$127,9 \pm 0,5$	11,0
8	Online-Modus, nur Kopfhörer, Drehknopf in mittlerer Stellung	$62,1 \pm 0,2$	22,6

Gehen ist die beliebteste Form der körperlichen Aktivität für alle Erwachsenen (Taylor *et al.*, 2004). Die meisten älteren Menschen unternehmen wichtige körperliche Aktivitäten wie Hausarbeit oder den Weg zu diversen Geschäften im Gehen (Lawlor *et al.*, 2002). Die Studie von Taylor *et al.* (2004), für welche 409 zufällig ausgewählte ältere Menschen (65-84 Jahre) zu Hause interviewt wurden, hat ergeben, dass diese ihre gewählten körperlichen Aktivitäten von 1 bis 25 Stunden pro Woche durchführen, bzw. 0,14 bis 3,57 Stunden pro Tag. Nach diesem Ergebnis wurde der Stromverbrauch der MuCU unter einem extremen Anwendungsszenario berechnet, wobei das Gerät an einem Tag insgesamt 8 Stunden im Online-Modus lief, wovon es sich 3,57 Stunden in Szenario 4 von Tabelle 7-12 (Online-Modus, Lautsprecher &

Vibration, volle Lautstärke und Intensität) und die restliche Zeit im Szenario 1 (Leerlauf) befand.

Der Stromverbrauch für das extreme Anwendungsszenario beträgt:

$$Q = 4,43 \text{ h} * 63,1 \text{ mA} + 3,57 \text{ h} * 183,3 \text{ mA} = 934,2 \text{ mAh} < 1400 \text{ mAh} \quad (7-13)$$

Auf diesem Ergebnis basierend wurde die Schlussfolgerung gezogen, dass der eingesetzte Akku sogar für das extreme Anwendungsszenario ausreichend ist. Daher eignet sich die MuCU als mobiles tragbares Gerät zum Einsatz der Selbstanwendung bei Parkinson-Patienten.

Jeder Patient konnte die MuCU an zwei Tagen eigenständig verwenden und erhielt dabei kein zusätzliches Training von Seiten des Arztes. Daher repräsentieren die Fragebögen lediglich die Eindrücke und Einschätzungen der Anwender über die Selbstanwendung der MuCU. Das Hauptziel dieser Auswertung ist es, die wichtigen Eigenschaften der entwickelten Prototypen zu untersuchen.

In Abbildung 7-7 werden die Ergebnisse der subjektiven Evaluierung der Eigenschaften dargestellt: Bedienbarkeit, Dimension und Gewicht des Geräts. Drei Probanden entschieden sich nach der konkreten Situation dafür, das akustische Cueing mit einem Lautsprecher oder Kopfhörer zu nutzen, während die anderen drei Probanden die Lautsprecher bevorzugten. Alle Patienten haben sich dazu entschieden, akustisches und somatosensorisches Cueing gleichzeitig zu verwenden. Alle sechs Probanden setzten die MuCU am Handgelenk ein. Fünf Patienten haben berichtet, dass das Gerät sehr einfach zu bedienen war. Diese eindeutige Antwort der Anwender bestätigt, dass das Gerät nicht zu schwer ist. Im Vergleich zu dem Auswertungsergebnis des Gewichts wurden die Ausmaße des Geräts als auffälliger beurteilt. Ein Proband empfand das Gerät sogar als etwas störend ist.

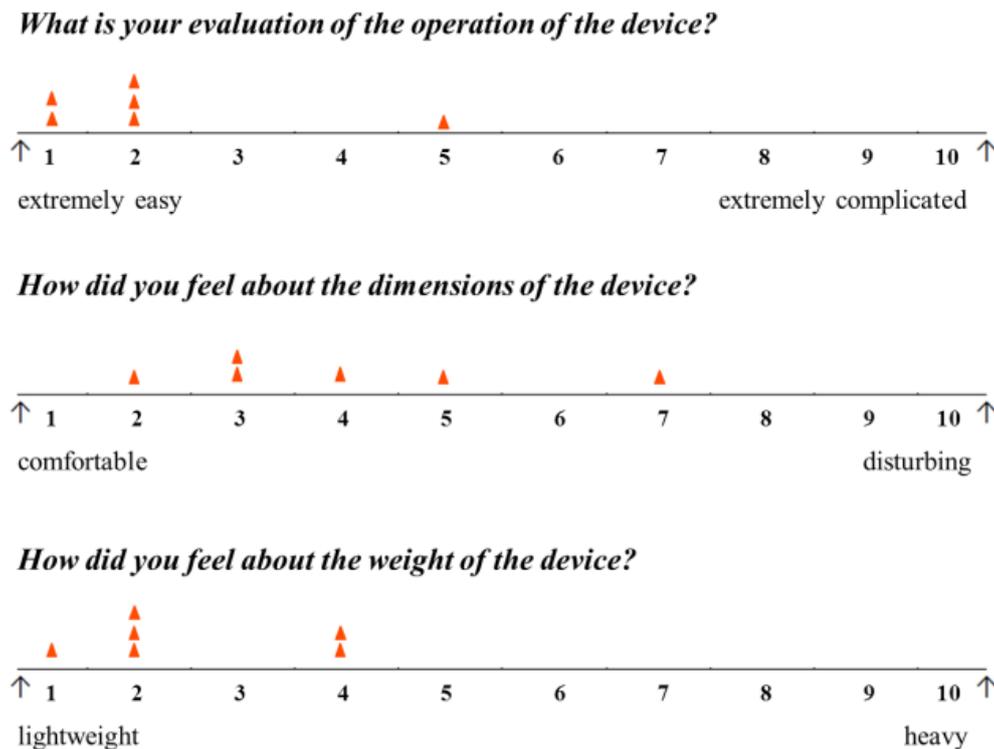


Abbildung 7-7: Visuelle Analogskalen (VAS) über folgende Eigenschaften des Geräts: Bedienbarkeit, Dimension und Gewicht, entnommen aus (Zhao *et al.*, 2013b).

In Abbildung 7-8 werden die Antworten der Parkinson-Patienten in Bezug auf die Auswirkungen auf ihre FOG-Episoden dargestellt. Der Skala CGI-I hat sieben Punkte, die folgende Bedeutung tragen: 1, FOG-Episode wird sehr viel kürzer; 2, viel kürzer; 3, minimal kürzer; 4, keine Veränderung; 5, minimal länger; 6, viel länger oder 7, sehr viel länger. Mit Hilfe der MuCU sind die FOG-Episoden bei vier Patienten minimal kürzer geworden, während die anderen zwei Probanden keine spürbare Verbesserung oder Verschlechterung erlebten. Darüber hinaus empfanden vier von den sechs Patienten, dass es ihnen lieber wäre, wenn sich das Cueing nur während der FOG-Episode anbieten ließe. Laut der Meinung der restlichen zwei Probanden würde das situationsabhängige Cueing keine Veränderung bringen.

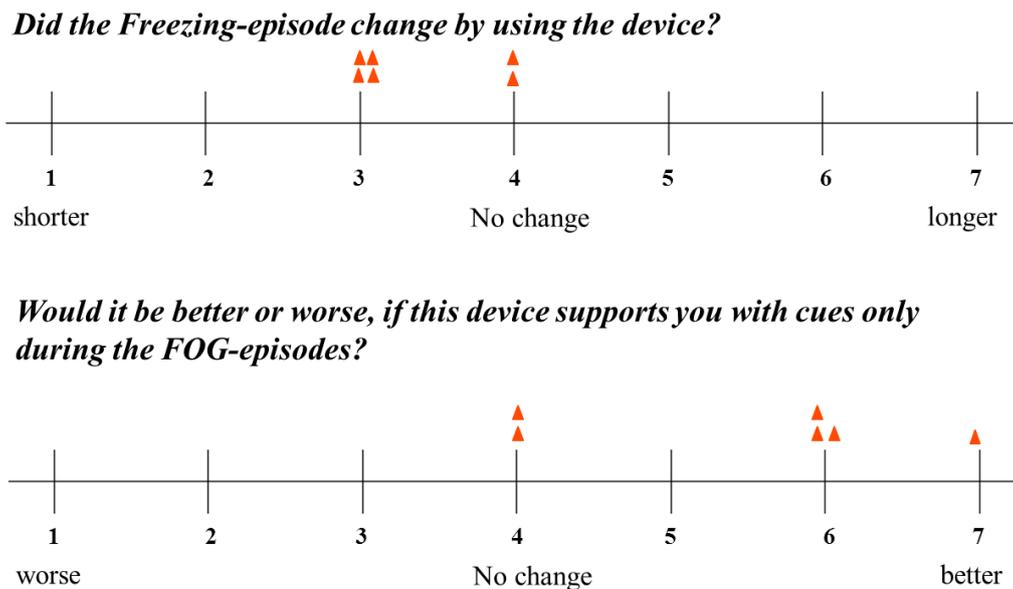


Abbildung 7-8: CGI-I der Antworten zu den Auswirkungen auf der FOG-Episode bei Parkinsonerkrankten, entnommen aus (zhao *et al.*, 2013b).

7.5.5 Diskussion der Ergebnisse

Der erste Prototyp einer tragbaren MuCU wurde zur Verbesserung des Gangs bei Parkinson-Patienten entwickelt. Nach dem Ergebnis der Messung des Stromverbrauchs kann die Schlussfolgerung gezogen werden, dass die MuCU als ein mobiles tragbares Gerät verwendet werden kann.

Den Ergebnissen der subjektiven Evaluierung bei sechs Parkinsonerkrankten zufolge ist das Gerät sehr einfach zu bedienen. Das Gewicht war nach Meinung der Probanden nicht auffällig. Allerdings sollte die Dimensionen der MuCU weiter reduziert werden, damit das tragbare Gerät unauffälliger ist und den Patienten nicht stört. Darüber hinaus hatten vier von sechs Patienten mit der MuCU kürzere FOG-Episoden und bevorzugten eher das situationsabhängige Cueing als das ständige Cueing. Bei den restlichen zwei Probanden waren keine Veränderung des FOG-Zustands zu verzeichnen.

Im nächsten Schritt wird der Algorithmus für die Echtzeit-FOG-Identifikation im Mikrokontroller der ETU der Messhose implementiert werden. Außerdem wird die Kommunikation zwischen MuCU und ETU etabliert. Wird ein FOG-Ereignis über der Messhose erkannt, lässt sich dem Patienten rechtzeitig ein situationsabhängiges Cueing anbieten. Die Auswirkung dieser Strategie soll bei Parkinson-Patienten mit FOG durch weitere Experimente untersucht werden.

7.6 Evaluierung des Systems zur FOG-Erkennung in Echtzeit

7.6.1 Notwendigkeit des Experiments

Die Methode zur Erkennung der FOG-Episode bei PD-Patienten in Echtzeit wurde in Kapitel 5.2.2 vorgestellt. Im Experiment soll bewiesen werden, dass die definierte Zeitspanne (100ms) für die Implementierung des gesamten Algorithmus im Mikrokontroller ATmega 1284 ausreichend ist. Darüber hinaus soll die Genauigkeit des verwendeten Verfahrens zur FOG-Erkennung in Echtzeit im Experiment nachgewiesen werden.

7.6.2 Labor- und Geräteaufbau

Um die Zeitspanne zwischen zwei Berechnungszyklen zu messen, wurde die Firmware im Mikrokontroller zur FOG-Erkennung dadurch angepasst, dass ein Pin des Mikrocontrollers auf „High“ gelegt wurde, wenn der Algorithmus der FOG-Erkennung startete. Ende des aktuellen Zyklus der Implementierung des Algorithmus, wurde dieser Pin wieder auf „Low“ zurückgesetzt. Um die Veränderung des Signals zeitlich deutlich zu präsentieren, wurde ein Oszilloskop TDS2024C von Tektronix zum Einsatz gebracht.

In der Pilot-Phase dieser Forschung wurde das Experiment zuerst bei einem gesunden Probanden (Alter: 25, männlich) durchgeführt, damit die Absturzgefahr des Probanden vermieden werden konnte. Die FOG-Episoden wurden von dem Probanden simuliert. Die gleiche Strategie wurde auch in Jovanov *et al.* (2009) angewendet. Es ist wichtig, dass das System in der Lage ist, die folgenden Szenarien voneinander zu unterscheiden:

- Normales Gehen (NG)
- Umdrehen ohne Festination (UOF)
- Trembling-In-Place (TIP)
- Gehen mit FOG-Episode (GFOG)

Bezüglich der Hardware wurde eine Messhose mit der ETU, die in Kapitel 6.1 vorgestellt wurde, für das Experiment benötigt. Vor der Messung wurde die richtige Firmware auf der ETU über AVR Studio 6 geschrieben und dann die ETU über ein HDMI-Kabel mit der Messhose verbunden. Darüber hinaus wurde der Akkumulator der ETU vollständig aufgeladen und die SD-Karte mit den richtigen Schwellenwerten konfiguriert. Die Bewegung der Füße und Beine des Probanden wurde während des Experiments mit einer Digitalkamera aufgezeichnet. Die Ergebnisse der FOG-Erkennung in Echtzeit wurden auf der microSD-Karte in einer Textdatei gespeichert. Nach dem Experiment wurden diese Ergebnisse mit den Videos verglichen, um die Methode zur FOG-Erkennung in Echtzeit zu evaluieren.

7.6.3 Erwartete Ergebnisse

Die Zeitspanne zwischen zwei Berechnungszyklen soll bei 100 ± 1 ms liegen. Die gemessene Zeitdauer der Algorithmus-Implementierung soll mindestens kürzer als 100ms sein. Hohe Sensitivitäten bzw. Spezifitäten der FOG-Erkennung in Echtzeit bei den vier vorgestellten Szenarien im Vergleich zu der Aussage des Videos werden erwartet. Außerdem muss die Erkennung der FOG-Episode möglichst zeitnah geschehen.

7.6.4 Ergebnisse

In Abbildung 7-9 wird das Messergebnis der Zeitdauer der Algorithmus-Implementierung im Mikrokontroller präsentiert. Der Algorithmus wird jede 99,2 ms einmal ausgeführt, was dem zuvor gesetzten Ziel $100 \pm 1\text{ms}$ entspricht.

Die positiven Breiten in Abbildung 7-9 stellen die tatsächliche Dauer der Implementierung des Algorithmus zur FOG-Erkennung im Mikrokontroller dar. Die mittlere Dauer beträgt 37,6 ms, was deutlich weniger als 100 ms ist. Somit konnte nachgewiesen werden, dass die Echtzeitbedingung erfüllt ist.

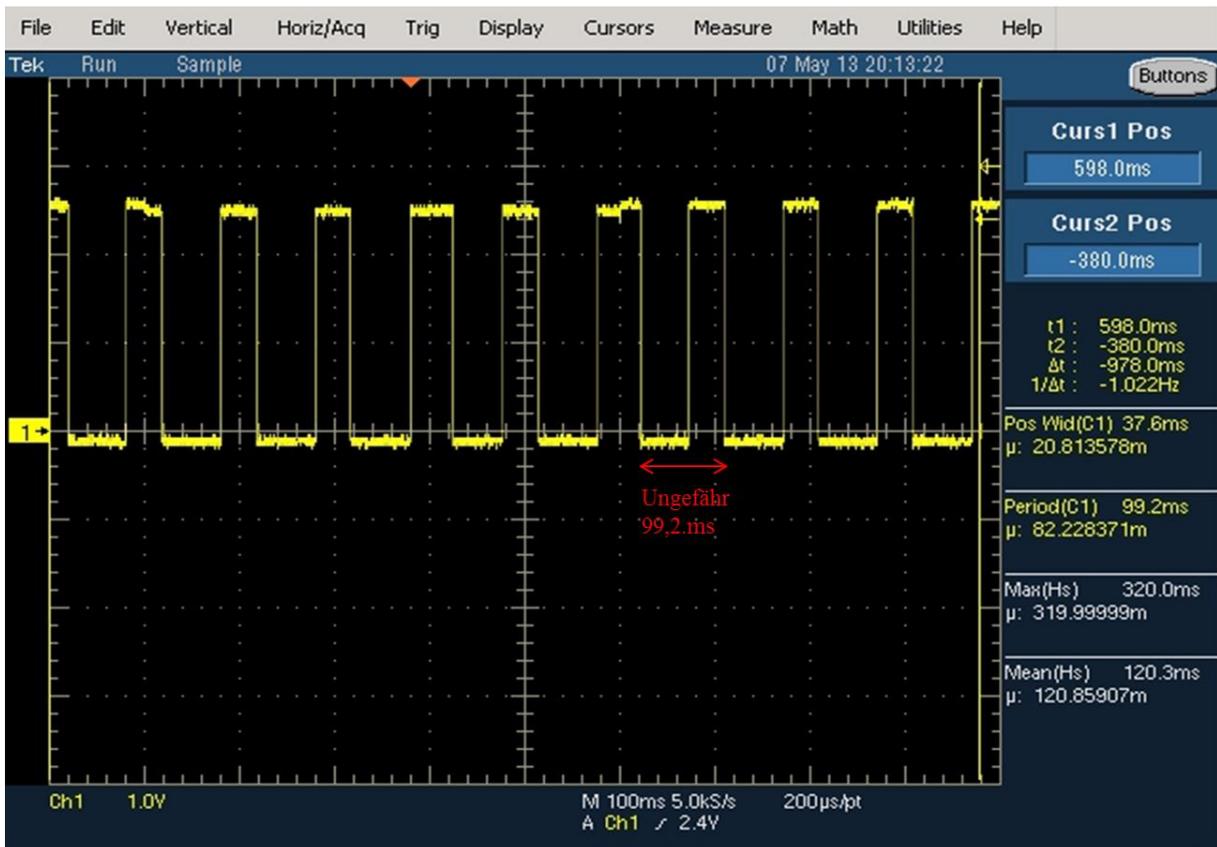


Abbildung 7-9: Messung der Zeitdauer der Algorithmus-Implementierung im Mikrokontroller (©MiMed, 2013).

Zur statistischen Auswertung des Verfahrens zur FOG-Erkennung in Echtzeit wird ein Klassifikationsverfahren verwendet. Die FOG-Ereignisse, die anhand des Videos ermittelt wurden, werden mit dem Ergebnis des Experiments verglichen. Dabei können alle möglichen Ereignisse in vier Kategorien eingeteilt werden:

- Wahr-positiv: Ein FOG-Ereignis ereignete sich im Zeitraum von 0,5 s und die Methode hat dies richtig erkannt.
- Falsch-positiv: Kein FOG-Ereignis ereignete sich im Zeitraum von 0,5 s, trotzdem wird das FOG-Ereignis durch die Methode identifiziert.
- Wahr-negativ: Kein FOG-Ereignis hat sich im Zeitraum von 0,5 s ereignet und kein FOG-Ereignis wird durch die Methode erkannt.

- Falsch-negativ: Ein FOG-Ereignis fand im Zeitraum von 0,5 s statt, trotzdem wird kein FOG-Ereignis durch die Methode erkannt.

Die Ergebnisse der Klassifikation werden in Tabelle 7-13 zusammenfasst.

Tabelle 7-13: Ergebnisse der Klassifikation (©MiMed, 2013).

	NG	UOF	TIP	GFOG	insgesamt
Wahr-positiv	0	0	38	170	208
Falsch-positiv	6	3	6	58	73
Wahr-negativ	91	74	24	430	619
Falsch-negativ	0	0	1	37	38

Die Sensitivität, die Spezifität, die Falsch-Negativ-Rate, die Falsch-Positiv-Rate und die Genauigkeit können mittels der Formeln (7-14) - (7-18) kalkuliert werden.

$$\text{Sensitivität} = \frac{\Sigma \text{wahr_positiv}}{\Sigma \text{wahr_positiv} + \Sigma \text{falsch_negativ}} \quad (7-14)$$

$$\text{Spezifität} = \frac{\Sigma \text{wahr_negativ}}{\Sigma \text{wahr_negativ} + \Sigma \text{falsch_positiv}} \quad (7-15)$$

$$\frac{\Sigma \text{falsch_negativ}}{\Sigma \text{wahr_positiv} + \Sigma \text{falsch_negativ}} \quad (7-16)$$

Falsch – Negativ – Rate =

$$\frac{\Sigma \text{falsch_positiv}}{\Sigma \text{wahr_negativ} + \Sigma \text{falsch_positiv}} \quad (7-17)$$

Falsch – Positiv – Rate =

$$\text{Genauigkeit} = \frac{\Sigma \text{wahr_positiv}}{\Sigma \text{wahr_positiv} + \Sigma \text{falsch_positiv}} \quad (7-18)$$

Unter Sensitivität des Experiments versteht man die Fähigkeit des tragbaren Systems, tatsächlich FOG-Ereignisse als „eingefroren“ zu erkennen. Die Spezifität bezeichnet die Fähigkeit des Verfahrens, tatsächlich normale Zustände als Kein-FOG zu identifizieren.

Die kalkulierten Werte der statistischen Gütekriterien werden in Tabelle 7-14 dargelegt.

Tabelle 7-14: Evaluierung der Methode zur FOG-Erkennung in Echtzeit.

	NG	UOF	TIP	GFOG	insgesamt
Sensitivität (%)	-	-	97,4	82,1	84,6
Spezifität (%)	93,8	96,1	80	88,1	89,5
Falsch-Negativ-Rate (%)	-	-	2,6	17,9	15,4
Falsch-Positiv-Rate (%)	6,2	3,9	20	11,9	10,5
Genauigkeit (%)	0	0	86,4	74,6	74,0

7.6.5 Diskussion der Ergebnisse

Durch empirische Messungen konnte festgestellt werden, dass es eine Verzögerung von 1s bis 2.5s zwischen dem tatsächlichen Beginn der FOG-Episode und dem Zeitpunkt, an dem das FOG-Ereignis durch das System erkannt wurde, gab. Jedoch waren die meisten Verzögerungen im Zeitbereich von 1.5 bis 2s.

Durch Experiment konnte ermittelt werden, dass das tragbare System zur FOG-Erkennung in Echtzeit in der Lage ist, die Echtzeitbedingungen ohne Probleme zu erfüllen, indem der Algorithmus im Mikrokontroller jede 99,2 ms einmal ausgeführt wurde und die Dauer der Implementierung des Algorithmus nur 37,6 ms betrug.

Insgesamt wurden während des Experiments eine Spezifität von 84,6%, eine Sensitivität von 89,5% und eine Genauigkeit von 74,0% des Systems zur FOG-Erkennung in Echtzeit erreicht. Die statistischen Bewertungsergebnisse hängen stark von dem Schwellenwert des Freezing-Index ab. Ein falsch konfigurierter Schwellenwert kann zu negativen Ergebnissen führen, während eine vernünftig kalibrierte oder automatisch geschätzte Schwelle gute Ergebnisse bringen kann. In dem Szenarium „Trembling-in-Place“ wurde eine sehr hohe Sensitivität von 97,4% erreicht. Dies ist damit zu begründen, dass wegen der Dominante der Hochfrequenzkomponente die Werte des Freezing-Index in der FOG-Episode extrem hoch waren.

Im nächsten Schritt soll die Evaluierung des Verfahrens in einer klinischen Studie durchgeführt werden, sodass die Auswirkung des Algorithmus zur FOG-Erkennung in Echtzeit bei Parkinson-Patienten bewertet werden kann. Könnte das System im Experiment eine hohe Spezifität und Sensitivität liefern, kann die ETU mit der Funktion, FOG in Echtzeit zu erkennen, mit der MuCU verbunden werden, damit der MuCU den Parkinsonerkrankten Cueing beim FOG-Ereignis in Echtzeit anbieten kann.

8. Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein neuartiges tragbares System zur Analyse und Unterstützung des Gangs von Parkinson-Patienten entwickelt. Die prototypischen Realisierungen wurden medizinisch evaluiert. Die Hardware des Systems besteht aus der am Lehrstuhl MiMed entwickelten Messhose mit der ETU, dem Empfänger am PC, der Multi-Cue-Unit (MuCU) und dem Laser-Rezigerät (LRG). Für die Software werden Algorithmen zur FOG-Erkennung bzw. zur Kadenz-Ermittlung entwickelt und in die Anwendungssoftware am PC oder direkt in die Firmware in der ETU integriert.

Mittels der Messhose, in welche fünf Beschleunigungssensoren integriert sind, lässt sich die Bewegungsinformation des Unterkörpers aufzeichnen. Zur Erhöhung der Arbeitseffizienz verfügt die ETU über zwei Mikrokontroller (Slave und Master). Daher kann die ETU nicht nur für das Sammeln der Messdaten, sondern auch für die Implementierung eines komplizierten Algorithmus zuständig sein. Darüber hinaus enthält die ETU eine eingebaute Chip-Antenne, um die drahtlose Kommunikation mit anderen Geräten, und zwar mit der MuCU oder mit dem Empfänger an den PC, zu gewährleisten.

Das Gerät Multi-Cue Unit (MuCU) zur Ausübung verschiedener externer Reize basiert auf einem nanoLOC-Modul, das einen Mikrocontroller ATmega644 und ein identisches Funkmodul wie bei der ETU enthält. Mit dem Funkmodul, dessen Reichweite einstellbar ist, kann die MuCU den START-Befehl von der ETU empfangen und entsprechende externe Reize ausgeben, damit der Patient die FOG-Episode überwinden und seine Schritte weiterführen kann. Zwei Arten des Cueings – das akustische Cueing und das taktile Cueing – stehen dem Benutzer zur Verfügung. Beim akustischen Cueing kann der Patient selbst entscheiden, ob er einen Lautsprecher oder einen Kopfhörer verwenden möchte. Über eine Konfigurationsdatei auf der microSD-Karte können die relevanten Parameter wie Tonhöhe oder Dauer des Cueings eingestellt werden. Der Prototyp der MuCU ist $48,5 \times 22,2 \times 81,0$ mm groß und wiegt 71,6 Gramm. Über ein Klettband kann das Gerät an verschiedenen Körperstellen, z. B. am Handgelenk oder Oberarm der Patienten, angebracht werden.

Die Entwicklung des Laser-Reizgeräts (LRG) zur Regulierung der Schrittlänge basiert auf einer wichtigen Eigenschaft des menschlichen Gangzyklus, wobei ein relativ stabiler Punkt in einem der beiden Füße entsteht. An jedem Fuß wird ein LRG angebracht, damit der rote Lichtstreifen aus einzelner LRG für den nächsten Schritt des anderen Fußes abwechselnd auf dem Boden projiziert wird. Das LRG besteht aus einer Laser-Elektronik-Einheit und einer Bodenplatte. Mittels des dünnen Folientasters in der Bodenplatte kann die Standphase und die Schwungphase eines Fußes ermittelt werden. Der Abstand zwischen dem Fuß und dem Lichtstreifen bzw. die Neigung der Lichtlinie auf dem Boden ist einstellbar. Die mechanischen Teile des Prototyps werden durch einen Standard-3D-Drucker aus Polyamid gedruckt. Der Prototyp des LRGs ist $100 \times 85 \times 40$ mm groß und wiegt 45 Gramm. Mit Hilfe der durchgeführten Experimente bei zwölf gesunden Probanden wurde eine hohe Genauigkeit von $94,0 \pm 3,5$ % bzw. $96,1 \pm 2,5$ % bei der Einstellung der Schrittweite jeweils von 65 cm bzw. 55 cm ermittelt.

Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit ist die Entwicklung eines neuen Algorithmus zur Erkennung der FOG-Episode bei Parkinson-Patienten, damit den Ärzten ein objektives Evaluierungsergebnis bei der Beurteilung eines FOG-Ereignisses angeboten werden kann. Darüber hinaus ist es zudem sehr sinnvoll, die FOG-Episode in Echtzeit zu erkennen, um das externe Cueing rechtzeitig einzusetzen. Beim Algorithmus zur FOG-Erkennung wird eine Zeit-Analyse mit der Frequenz-Analyse kombiniert, damit Rechenressourcen der Rechereinheit

durch die Reduzierung der FFT-Operationen eingespart werden können. Aufgrund des kleineren Datensatz-Fensters der Zeit-Analyse kann die Verzögerung der richtigen Erkennung am Ende der FOG-Episode reduziert werden.

In dieser Arbeit wird der Algorithmus zur FOG-Erkennung in folgenden drei verschiedenen Szenarien realisiert und implementiert, um die unterschiedlichen Anwendungsmöglichkeiten zu untersuchen:

- Offline-FOG-Erkennung
- Online-FOG-Erkennung
- FOG-Erkennung in Echtzeit

Bei der Offline-FOG-Erkennung werden die Beschleunigungsdaten, die mittels der Messhose gesammelt und auf einer microSD-Karte gespeichert werden, zur Ermittlung der FOG-Episode bei Parkinson-Patienten über eine Anwendungssoftware am PC bewertet. Bei der Online-FOG-Erkennung werden die Beschleunigungsdaten zunächst über ein Funkmodul auf einen Empfänger übertragen, der an den PC angeschlossen ist. Gleichzeitig werden die empfangenen Daten über eine andere Anwendungssoftware am PC zur Online-Erkennung der FOG-Episode analysiert. Bei der FOG-Erkennung in Echtzeit wird die Firmware, in welche der Algorithmus zur FOG-Erkennung integriert ist, regelmäßig in einen Mikrokontroller der ETU implementiert. Tritt eine FOG-Episode während des Gehens bei Parkinson-Patienten auf, wird das ungewöhnliche Ereignis mit einer Verzögerungstoleranz in Echtzeit erkannt und es wird unmittelbar START-Befehl an die MuCU gesendet.

Das System zur Offline/Online-FOG-Erkennung wurde durch ein Experiment bei Parkinson-Patienten evaluiert und hat jeweils eine Sensitivität von 88,3% für Offline-Erkennung und eine Sensitivität von 81,7% für Online-Erkennung bzw. eine Spezifität von 85,3% (Offline) erreicht. Das System zur FOG-Erkennung in Echtzeit wurde im ersten Schritt der Studie mit einer simulierten FOG-Episode getestet und es wurden in den Messungen jeweils eine Sensitivität und eine Spezifität von 89,5% und 84,6% erzielt.

Neben dem Algorithmus zur FOG-Erkennung wurde zudem ein Algorithmus für die Ermittlung der Kadenz entwickelt und in Matlab realisiert. Zur Kadenz-Ermittlung wurden die Signale von dem Sensor „Sensor-Bauch-Vorne (SBV)“ zum Einsatz gebracht, der sich in der Position des Bauchs der MiMed-Hose befindet. Durch Experimente konnte nachgewiesen werden, dass die Methode der Schritt-Erkennung eine hohe Genauigkeit sowohl bei den gesunden Probanden als auch bei den Parkinsonerkrankten gezeigt.

Basierend auf dem vorgestellten Konzept und den Ergebnissen dieser Arbeit lassen sich folgende weitere Punkte verbessern und weiterentwickeln:

Entwicklung des LRGs nach dem neuen Konzept: Während der Experimente wurde fiel auf, dass sich die Laserlinie durch das Vor- und Zurückwippen der Füße ebenfalls vor- und zurück bewegt. Dies lässt sich damit erklären, dass die Bodenplatte und die Laser-Elektronik-Einheit des LRGs fest miteinander verbunden sind. Nach dem neuen Konzept, welches in Kapitel 5.2.3 vorgestellt wurde, sollen die beiden Teile mit einer kräftigen Pufferfeder verbunden werden, damit die Position der Lasereinheit trotz kleiner Schwankungen der Bodenplatte immer statisch und stabil bleiben kann. Darüber hinaus wird in Zukunft ein Mikrokontroller mit Funkmodul in die Laser-Elektronik-Einheit des tragbare Geräts integriert werden – zum einen um die Kommunikation mit der ETU zu erstellen und zum anderen um die Verwendung des

Drucksensoren in der Bodenplatte zu ermöglichen. Das Maß und Gewicht des LRGs sollen durch eine Weiterentwicklung reduziert werden, damit das Gerät möglichst unauffällig ist. In dieser Arbeit wurde lediglich die Auswirkung der Schrittlänge-Regulierung evaluiert. Es ist zudem von tragender Bedeutung, dass die Wirkung der Unterstützung durch Laserlinien vom LRG, um die FOG-Episode bei Parkinson-Patienten zu überwinden, untersucht wird.

Weiterentwicklung des Algorithmus zur Erkennung der FOG-Episode unter Einsatz von Bewegungsinformationen des Oberkörpers und der Unterschenkel: In dieser Arbeit wurden lediglich die Signale aus der Messhose zum Einsatz gebracht, wobei sich die FOG-Episoden mit einer Zeitverzögerung von bis zu 2s erkennen ließen. Diese Zeitverzögerung könnte dadurch verringert werden, dass zusätzliche Bewegungsinformationen aus dem Oberkörper auch im Algorithmus analysiert werden. Die Bewegungsinformationen des ganzen Körpers bei Parkinson-Patienten wurden gesammelt und ausgewertet, um die FOG-Ereignisse besser zu identifizieren (Cole *et al.*, 2010) (Tripoliti *et al.*, 2013). Ein Messpullover, der am Lehrstuhl MiMed entwickelt wurde, kann für diesen Zweck zum Einsatz kommen. Im Pullover wurden acht Beschleunigungssensoren integriert, deren Position in der folgenden Abbildung dargestellt wird (Abbildung 8-1).

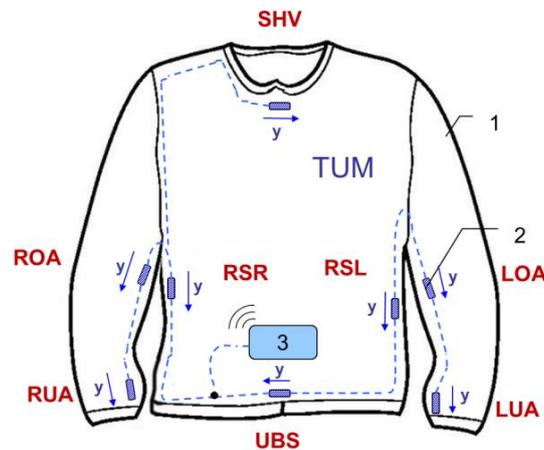


Abbildung 8-1: Graphische Darstellung des Messpullovers: Shirt (1), Beschleunigungssensoren (2) und Elektronikeinheit (3). Position der Beschleunigungssensoren: Linker Unterarm (LUA); rechter Unterarm (RUA); linker Oberarm (LOA); rechter Oberarm (ROA); Rumpfseite links (RSL); Rumpfseite rechts (RSR); Unterbauchsensor (UBS) und Sensor Hals vorne (SHV), entnommen aus (Niazmand *et al.*, 2010b).

Auswertung des Systems zur FOG-Erkennung in Echtzeit bei Parkinson-Patienten: In der Pilot-Phase wurde die Evaluierung des Systems zur FOG-Erkennung in Echtzeit zunächst bei einem gesunden Probanden durchgeführt, der die FOG-Episoden simuliert hat. Da der Proband kein echter Parkinson-Patient war, kann die Wirkung des externen Cueings aus der MuCU während der FOG-Episode leider nicht untersucht werden. Daher wäre es sehr sinnvoll, das tragbare System mit der MuCU in Zukunft bei Parkinson-Patienten mit der FOG-Episode evaluieren zu können.

9. Glossar

ADL	<i>Activities of Daily Living</i> (ADL) ist ein Begriff, der sich auf die täglichen Selbstpflegetätigkeiten eines Individuums am Wohnsitz oder in Outdoor-Umgebungen bezieht. Die Fähigkeit oder Unfähigkeit, Alltagsaktivitäten durchzuführen, wird als ein Maß für den funktionellen Status einer Person betrachtet, insbesondere in Bezug auf behinderte und ältere Menschen.
CGI	Die <i>Clinical Global Impression</i> (CGI) Rating-Skalen werden häufig verwendet, um die Schwere der Symptome, das Ansprechen auf eine Behandlung und die Wirksamkeit von Behandlungen zu messen. CGI beurteilt, wie sehr sich die Leistung der Patienten im Vergleich zum Grundzustand zu Beginn des Verfahrens verändert hat. Liegt die Markierung in der Mitte der Skala, wird keine Veränderung der Leistung präsentiert. Je näher die Markierung an beiden Extremen (am besten/am schlechtesten) liegt, desto größer ist die Veränderung.
CS	SPI-Leitung. Über die Leitungen CS (engl. Chip Select) wird entschieden, welche ICs zur Kommunikation mit dem Master ausgewählt werden.
ETU	Die <i>Evaluation and Transmission Unit</i> (ETU) ist ein am Lehrstuhl MiMed entwickeltes Elektronikmodul. Die erfassten Sensordaten können in diesem Elektronikmodul analysiert werden. Darüber hinaus kann die ETU auch mit anderen Geräten kommunizieren.
FAP	<i>FAP-Score</i> (engl. Functional Ambulation Performance) ist eine quantitative Methode zur Bewertung des Gangs basierend auf den spezifischen räumlichen und zeitlichen Gangparametern der Patienten, z. B. bei Parkinsonerkrankten
FFT	<i>Fast-Fourier-Transformation</i> (FFT) ist ein Algorithmus zur effizienten Berechnung der Werte einer diskreten Fourier-Transformation (DFT).
FI	<i>FI</i> (engl. Freeze - Index) beschreibt quantitativ den Unterschied der Zustände „Gehen“ und „Einfrieren“. Der Wert wird als das Quadrat der Fläche unter dem Leistungsspektrum im „Einfrieren“-Band (3-8 Hz) geteilt durch das Quadrat der Fläche im „Gehen“-Band (0-3 Hz) festgelegt.
FIR	<i>FIR-Filter</i> (engl. Finite Impulse Response Filter) ist ein diskreter, meist digital implementierter Filter und wird im Bereich der digitalen Signalverarbeitung eingesetzt.

FOG	<i>FOG</i> (engl. Freezing of Gait) wird als eine besondere Form der Gangstörung bei der Parkinson-Krankheit im fortgeschrittenen Stadium bezeichnet. FOG wird definiert als ein kurz dauerndes, episodisches Ereignis mit entweder vollständigem Stillstehen oder geringer Vorwärtsbewegung mit kurzen, verzögerten oder schnellen Schritten.
FOG-Q	Der <i>Freezing of Gait Questionnaire</i> (FOG-Q) ist ein zuverlässiger Fragebogen, der zur Selbst-Evaluation von Parkinson-Patienten dient.
HDMI	<i>HDMI</i> (engl. High-Definition Multimedia Interface) ist eine kompakte Schnittstelle zur Übertragung unkomprimierter Videodaten und komprimierter/unkomprimierter digitaler Audiodaten. <i>HDMI</i> ist ein digitaler Ersatz für den analogen Video-Ausgang/Eingang.
IMU	<i>IMU</i> (engl. Inertial Measurement Unit) ist der Hauptbestandteil eines Trägheitsnavigationssystems. Mit der <i>IMU</i> können Geschwindigkeit, Ausrichtung und Schwerkraft in drei Dimensionen eines Objektes gemessen werden, in dem Beschleunigungssensoren und Gyroskop zusammen verwendet werden.
LOA	Position des Beschleunigungssensors im Messpullover : <i>Linker Oberarm</i> (LOA).
LOS	Position des Beschleunigungssensors in der Messhose : <i>Linker Oberschenkel</i> (LOS).
LRG	Das <i>Laser-Reizgerät</i> (LRG) ist ein tragbares Gerät, das dem Verwender visuelles Cueing anbieten kann.
LUA	Position des Beschleunigungssensors im Messpullover : <i>Linker Unterarm</i> (LUA).
LUA	Position des Beschleunigungssensors im Messpullover : <i>Linker Unterarm</i> (LUA).
LUS	Position des Beschleunigungssensors in der Messhose : <i>Linker Unterschenkel</i> (LUS).
MISO	SPI-Leitung. Die Leitung <i>MISO</i> (engl. Master In, Slave Out) wird als Empfangsleitung für den Master und gleichzeitig als Sendeleitung für die Slaves betrachtet.
MOSI	SPI-Leitung. Die Leitung <i>MOSI</i> (engl. Master Out, Slave In) wird als Sendeleitung für den Master und gleichzeitig als Empfangsleitung für die Slaves betrachtet.
MuCU	Die <i>MuCU</i> (engl. Multi-Cue-Unit) ist ein tragbares Gerät, das dem Verwender akustisches und taktiles Cueing anbieten kann.

PAS	Die <i>Parkinson Activity Scale</i> (PAS) wird für die funktionelle Beurteilung der Parkinson-Krankheit entwickelt.
PDA	<i>PDA</i> (engl. Personal Digital Assistant), der auch als Palmtop-Computer oder persönliche Datenassistenten bekannt, ist ein Mobilgerät, das als Informationsmanager arbeitet.
PDQ	<i>Parkinson's Disease Questionnaire-39</i> (PDQ-39) ist ein selbst auszufüllender Fragebogen, der aus 39 Fragen besteht. Diese Fragen beziehen sich auf acht Kernbereiche der Gesundheit und der täglichen Aktivitäten, einschließlich der motorischen und nicht-motorischen Symptome.
PSD	<i>PSD</i> (engl. Power Spectral Density) beschreibt, wie die Leistung eines Signals über die unterschiedlichen Frequenzen verteilt wird. Hier kann die Leistung die tatsächliche physische Leistung sein, oder öfter, die Bequemlichkeit mit abstraktem Signal kann als Quadrat-Wert des Signals definiert werden.
PVC	<i>PVC</i> (engl. Polyvinyl chloride) ist ein amorpher thermoplastischer Kunststoff und wird oft zur Kabelisolierungen und Um-mantelungen verwendet.
ROA	Position des Beschleunigungssensors im Messpullover : <i>Rechter Oberarm</i> (ROA).
ROS	Position des Beschleunigungssensors in der Messhose : <i>Rechter Oberschenkel</i> (ROS).
RSL	Position des Beschleunigungssensors im Messpullover : <i>Rumpfseite links</i> (RSL).
RSR	Position des Beschleunigungssensors im Messpullover : <i>Rumpfseite rechts</i> (RSR).
RTC	Eine <i>RTC</i> (engl. Real Time Clock) ist eine Rechneruhr (in Form einer integrierten Schaltung), die selbstständig aktuelle Zeitinformation misst. Die Zeitzählung läuft über eine separate Stromversorgung, um die Funktion langfristig zu gewährleisten (\geq ein Jahr).
RUA	Position des Beschleunigungssensors im Messpullover : <i>Rechter Unterarm</i> (RUA).
RUS	Position des Beschleunigungssensors in der Messhose : <i>Rechter Unterschenkel</i> (RUS).
SBV	Position des Beschleunigungssensors in der Messhose : <i>Sensor Bauch Vorne</i> (SBV).
SCLK	SPI-Leitung. Über die Taktleitung <i>SCLK</i> (engl. Serial Clock)

	wird die Taktfrequenz vom Master zur Synchronisation ausgegeben.
SHV	Position des Beschleunigungssensors im Messpullover : <i>Sensor Hals Vorne</i> (SHV).
SPI	Das <i>SPI</i> -Bus (engl. Serial Peripheral Interface) ist eine synchrone serielle Datenverbindung, die im Voll-Duplex-Modus arbeitet. Sie eignet sich für kurze Strecken wie die Single-Master-Kommunikation und wird beispielsweise für Embedded-Systeme, Sensoren und SD-Karten verwendet.
UBS	Position des Beschleunigungssensors im Messpullover : <i>Unterbauchsensor</i> (UBS).
UPDRS	<i>United Parkinson's Disease Rating Scale</i> (UPDRS) ist eine Rating-Skala, die neben der Momentaufnahme auch die Verlaufsbeobachtung der Parkinson-Patienten ermöglicht. Die qualitative Beurteilung wird durch Fragebögen und durch klinische Beobachtungen durchgeführt. Die <i>UPDRS</i> besteht aus fünf Teilen und ist die am häufigsten verwendete Skala in klinischen Studien zur Parkinson-Krankheit.
VAS	Die <i>Visuelle Analogskala</i> (VAS) ist eine Skala zur Messung subjektiver Einstellungen. Gemäß den subjektiven Einschätzungen zu einem Thema in VAS kann der Proband einen Punkt entlang einer kontinuierlichen Linie zwischen zwei Extremen (positiv und negativ) markieren.
VR	<i>VR</i> (engl. Virtual Reality), teilweise auch als immersive Multimedia bekannt, ist eine Computer-simulierte Umgebung, die physische Präsenz an Orten in der realen Welt oder in einer imaginierten Welt simulieren kann. Die virtuelle Realität kann die Sinneserfahrungen, einschließlich virtuellen Schmeckens, Sehens, Riechens, Hörens und Fühlens usw., nachbauen.

10. Literaturverzeichnis

Anhalt, F. (2013): „Entwicklung einer Multi-Cue Einheit (MuCU) zur Ganginitiation bei Parkinson-Patienten“.

Asahi, T.; Hirashima, Y.; Hamada, H.; Shibata, T.; Ikeda, H. & Endo, S. (2001): A walking stick for a pure akinesia patient. *Neurorehabil Neural Repair* 15, S. 245–247.

Azulay, J.-P.; Mesure, S.; Amblard, B.; Blin, O.; Sangla, I. & Pouget, J. (1999): Visual control of locomotion in Parkinson's disease. *Brain* 122, S. 111–120.

Azulay, J.-P.; Mesure, S. & Blin, O. (2006): Influence of visual cues on gait in Parkinson's disease: Contribution to attention or sensory dependence?" *Journal of the Neurological Sciences* 248, S. 192–195.

Bachlin, M.; Plotnik, M.; Roggen, D.; Maidan, I.; Hausdorff, J.; Giladi, N. & Troster, G. (2010): Wearable Assistant for Parkinson's Disease Patients With the Freezing of Gait Symptom. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, Vol. 14, No. 2, S. 436–446.

Bannach, D.; Kunze, K.; Lukowicz, P. and Amft O. (2006): "Distributed modular toolbox for multi-modal context recognition," in *Proc. 19th Int. Conf. Archit. Comput. Syst. (ARCS 2006)*, Mar., pp. 99–113.

Baram, Y. & Lenger, R. (2009): Gait improvement in patients with cerebral palsy by visual and auditory feedback, in: *Virtual Rehabilitation International Conference, 2009*. Presented at the *Virtual Rehabilitation International Conference*", S. 146–149.

Birkmayer, W.; Birkmayer, J.; Horowski, Reinhard.; Wachtel, H. and Löschmann P. (1990): „Agent for treatment of Parkinson's disease“, US patent 4970200, issued 1990-11-13.

Blin, O.; Ferrandez, A. & Serratrice, G. (1990): "Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increased variability of stride length," *Journal of the Neurological Sciences*, vol. 98, no. 1, pp. 91–97.

Brown, G; Hwang, P. (1997): „Introduction to Random Signals and Applied Kalman Filtering“, 3rd ed. John Wiley pp. 86-88.

Bryant, M. *et al.* (2009): An evaluation of self-administration of auditory cueing to improve gait in people with Parkinson's disease, *Disability and rehabilitation. Assistive technology*, 4(5), pp.357–363.

Bryant, M. S.; Rintala, D. H.; Lai, E. C.; Protas, E. J. (2010): "A pilot study: influence of visual cue color on freezing of gait in persons with Parkinson's disease", *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, November 2010; 5(6): 456–461

Caird, F. I. (1991): *Rehabilitation in Parkinson's disease*. New York:Chapman& Hall.

Ceballos-Baumann, A.O. & Konrad, B. (2005): *Bewegungsstörungen*. ThiemeVerlag, Stuttgart. 2. Auflage.

- Chee, R.; Murphy, A.; Danoudis, M.; Georgiou-Karistianis, N. and Ianssek, R. (2009): "Gait freezing in Parkinson's disease and the stride length sequence effect interaction," *Brain*, vol. 132, no. 8, pp. 2151–2160.
- Cole, B.; Roy, S.; De Luca, C. and Nawab, S. (2010): „Dynamic neural network detection of tremor and dyskinesia from wearable sensor data“, in: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*. pp. 6062–6065. doi:10.1109/IEMBS.2010.5627618
- Crombie, I., Irvine, L., Williams, B., *et al.* (2004): Why older people do not participate in leisure time physical activity: a survey of activity levels, beliefs and deterrents. *Age Ageing*. 2004; 33:287-292
- D'Angelo, L.T., Neuhaeuser, J., Zhao, Y. and Lueth, T.C. (2014): "SIMPLE-Use -- Sensor Set for Wearable Movement and Interaction Research", *IEEE Sensors Journal* 14, 1207–1215. doi:10.1109/JSEN.2013.2294351
- Delval, A., Snijders, A.H., Weerdesteyn, V., Duysens, J.E., Defebvre, L., Giladi, N., Bloem, B.R. (2010): "Objective detection of subtle freezing of gait episodes in Parkinson's disease", *Mov. Disord*, prepared 25, 1684–1693. doi:10.1002/mds.23159
- Dengler, I.; Leukel, N.; Meuser, T. & Jost, W.H. (2006): „Prospektive Erfassung der direkten und indirekten Kosten des idiopathischen Parkinson-Syndroms“, *Der Nervenarzt* 77, 1204–1209.
- Dietz, M.A.; Goetz, C.G. & Stebbins, G.T. (1990): "Evaluation of a modified inverted walking stick as a treatment for parkinsonian freezing episodes", *Movement Disorders*, 5, S. 243–247.
- Dorsey, E.; Constantinescu, R.; Thompson, J.; Biglan, K.; Holloway R.; Kieburtz K. *et al.* (2007): „Projected number of people with Parkinson disease in the most populous nations 2005 through 2030“, *Neurology* 2007; 68: 384–386.
- Espay, A.J.; Baram, Y.; Dwivedi, A.K.; Shukla, R.; Gartner, M.; Gaines, L.; Duker, A.P. & Revilla, F.J. (2010): "At-home training with closed-loop augmented-reality cueing device for improving gait in patients with Parkinson disease", *J Rehabil Res Dev* 47, S. 573–581.
- Factor, S.A. (2008): "The clinical spectrum of freezing of gait in atypical parkinsonism", *Movement Disorders*, 23, S. 431–438.
- Fahn, S. & Elton R. L. (1987): "Unified Parkinson's disease rating scale", In: Fahn S, Marsden CD, Goldstein M, Calne DB, editors. *Recent developments in Parkinson's disease*. Macmillan Healthcare Information: Florham Park, NJ, 1987; 153–63.
- Frazzitta, G.; Maestri, R.; Uccellini, D.; Bertotti, G. & Abelli, P. (2009): "Rehabilitation treatment of gait in patients with Parkinson's disease with freezing: A comparison between two physical therapy protocols using visual and auditory cues with or without treadmill training", *Movement Disorders* 24, S. 1139–1143.
- Freedland, R.L.; Festa, C.; Sealy, M.; McBean, A.; Elghazaly, P.; Capan, A.; Brozycki, L.; Nelson, A.J. & Rothman, J. (2002): "The effects of pulsed auditory stimulation on various

gait measurements in persons with Parkinson's Disease", *NeuroRehabilitation*, prepared 17, 81–87.

Giladi, N. & Nieuwboer, A. (2008): "Understanding and Treating Freezing of Gait in Parkinsonism, Proposed Working Definition, and Setting the Stage". *Movement Disorders*, S. 423–425.

Giladi, N.; Shabtai, H.; Simon, E.S.; Biran, S.; Tal, J. & Korczyn, A.D. (2000): "Construction of freezing of gait questionnaire for patients with Parkinsonism". *Parkinsonism & Related Disorders* 6, S. 165–170.

Giladi, N.; Shabtai, H.; Rozenberg, E. and Shabtai E. (2001): "Gait festination in Parkinson's disease," *Parkinsonism & Related Disorders*, vol. 7, no. 2, pp. 135–138.

Gonzalez-Mendoza, A.; Perez-Sanpablo I, A.; Quiñones-Urióstegui, V.; Nuñez-Carrera, L. und Alessi-Montero, A. (2012): „VR Treadmill System for Gait Research and Rehabilitation of Patients with Parkinson's Disease“, *RESNA Annual Conference 2012*.

Goodwin, V.A.; Richards, S.H.; Taylor, R.S.; Taylor, A.H. & Campbell, J.L. (2008): "The effectiveness of exercise interventions for people with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis". *Movement Disorders* 23, S. 631–640.

Hely, M.; Morris, J.; Reid, W. & Trafficante R. (2005): „Sydney multicenter study of Parkinson's disease: Non-L-dopa-responsive problems dominate at 15 years“, *Movement Disorders*, vol. 20, no. 2, pp. 190–199.

Jankovic, J. (2000): "Complications and limitations of drug therapy for Parkinson's disease". *Neurology* 2000; Vol. 55, issue Suppl. 6 (12): S. 2–6.

Jost, W. H. (2010): „Therapie des idiopathischen Parkinson-Syndroms“. 6. Auflage –Bremen: UNI-MED.

Jovanov, E.; Wang, E.; Verhagen, L.; Fredrickson, M. & Fratangelo, R. (2009): "deFOG--A real time system for detection and unfreezing of gait of Parkinson's patients". *Conference Proceedings IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, S. 5151–5154.

Kager, S. (2012): „Entwicklung von Algorithmen zur Ermittlung wichtiger Parameter bei der Bewegungsanalyse basierend auf textilintegrierten Inertialmesseinheiten bei Parkinson-Patienten“.

Kalaras, A. (2010): „Entwicklung einer Messmethode zur Bewegungsanalyse bei Parkinson-Syndrom mit einem intelligenten Textil“.

Kauw-A-Tjoe, R.; Thalen, J.; Marin-Perianu, M. & Havinga, P. (2007): "Sensorshoe: Mobile gait analysis for Parkinson's disease patients". In: *UbiComp Workshop Proceedings*, Innsbruck, Austria. S. 187-191.

Kavanagh, J. J.; Menz, H. B. (2008): "Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking", *Gait & posture*, 28(1), pp.1–15.

Keus, S.H.J.; Nieuwboer, A.; Bloem, B.R.; Borm, G.F. & Munneke, M. (2009): "Clinimetric analyses of the Modified Parkinson Activity Scale". *Parkinsonism & Related Disorders* 15, S. 263–269.

- Lawlor, D., Taylor, M., Bedford, C., Ebrahim, S. (2002): "Is housework good for health? Levels of physical activity and factors associated with activity in elderly women", Results from the British Women's Heart and Health Study. *J Epidemiol Commun Health* 2002; 56: 473–8.
- Lewis, G.N.; Byblow, W.D. & Walt, S.E. (2000): "Stride length regulation in Parkinson's disease: the use of extrinsic visual cues", *Brain* 123, S. 2077–2090.
- Lim, I (2009): „Rehabilitation in Parkinson's disease: strategies for cueing“, ISBN 978 90 8659 2951, GVO drukkers&vormgevers B.V. | Ponsen&Looijen, Ede.
- Lo, A.C.; Chang, V.C.; Gianfrancesco, M.A.; Friedman, J.H.; Patterson, T.S. &Benedicto, D.F. (2010): "Reduction of freezing of gait in Parkinson's disease by repetitive robot-assisted treadmill training: a pilot study", *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation* 7, S.51.
- Marco, H.(1995): „Systemtheorie: Methoden und Anwendungen für ein und mehrdimensionale Systeme“, Springer, S. 129-130.
- Mariani, B.; Hoskovec, C.; Rochat, S.; Büla, C.; Penders, J. and Aminian, K. (2010): "3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors". *J Biomech prepared* 43, 2999–3006. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.07.003
- Mehrholz, J.; Friis, R.; Kugler, J.; Twork, S.; Storch, A. & Pohl, M. (2010): "Treadmill training for patients with Parkinson's disease", in: *The Cochrane Collaboration, Mehrholz, J. (Eds.), Cochrane Database of Systematic Reviews. John Wiley & Sons, Ltd, Chichester, UK.*
- Michałowska, M.; Fiszer, U.; Krygowska-Wajs, A.&Owczarek, K. (2005): "Falls in Parkinson's disease". Causes and impact on patients' quality of life. *Funct. Neurol.* 20, S. 163–168.
- Mirelman, A.; Maidan, I.; Herman, T.; Deutsch, J.E.; Giladi, N. &Hausdorff, J.M. (2010): "Virtual Reality for Gait Training: Can It Induce Motor Learning to Enhance Complex Walking and Reduce Fall Risk in Patients with Parkinson's Disease?", *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 66A (2), S. 234–240.
- Moore, O., Peretz, C. &Giladi, N. (2007): "Freezing of gait affects quality of life of peoples with Parkinson's disease beyond its relationships with mobility and gait". *Movement Disorders*, 22, S. 2192–2195.
- Moore, S.T., MacDougall, H.G., Ondo, W.G. (2008): "Ambulatory monitoring of freezing of gait in Parkinson's disease". *J. Neurosci. Methods*, prepared 167, 340–348. doi:10.1016/j.jneumeth.2007.08.023
- Moore, S.T., Yungher, D.A., Morris, T.R., Dilda, V., MacDougall, H.G., Shine, J.M., Naismith, S.L., Lewis, S.J. (2013): "Autonomous identification of freezing of gait in Parkinson's disease from lower-body segmental accelerometry". *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, prepared 10, 19. Doi:10.1186/1743-0003-10-19
- Morris, M. E.; Iansek, R.; Matyas, T. A. and Summers J. J. (1994) "The pathogenesis of gait hypokinesia in Parkinson's disease," *Brain*, vol. 117, no. 5, pp. 1169–1181.
- Motto, C.; Tamma, F. &Candelise L. (2003): "Deep brain stimulation of subthalamic nucleus for Parkinson's disease". *Cochrane Database of Systematic Reviews*, Issue 2.

Nieuwboer, A.; Dom, R.; Weerdt, W.; Desloovere, K.; Fiews, S. and Broens-Kaucsik, E. (2001): "Abnormalities of the spatiotemporal characteristics of gait at the onset of freezing in Parkinson's disease," *Movement Disorders*, vol. 16, no. 6, pp. 1066–1075.

Nieuwboer, A.; Kwakkel, G.; Rochester, L.; Jones, D.; van Wegen, E.; Willems, A.M.; Chavret, F.; Hetherington, V.; Baker, K. & Lim, I. (2007): "Cueing training in the home improves gait-related mobility in Parkinson's disease: the RESCUE trial". *J NeurolNeurosurg Psychiatry* 78, S. 134–140.

Niazmand, K.; Somlai, I.; Louizi, S.; Lüth, T. C. (2010a): "Proof of the accuracy of measuring pants to evaluate the activity of the hip and legs in everyday life", *International ICST Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare - MobiHealth 2010*

Niazmand, K., Jehle, C., D'Angelo, L.T., Lueth, T.C. (2010b): "A New Washable Low-Cost Garment for Everyday Fall Detection", *32nd Annual International IEEE EMBS Conference*, pp. 6377-6380.

Niazmand, K.; Tonn, K.; Zhao, Y.; Fietzek, U.M.; Schroeteler, F.; Ziegler, K.; Ceballos-Baumann, A.O. & Lueth, T.C. (2011a): "Freezing of Gait detection in Parkinson's disease using accelerometer based smart clothes", in: *2011 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, S. 201–204.

Niazmand, K., Kalaras, A., Dai, H., Lueth, T.C. (2011b): "Comparison of methods for tremor frequency analysis for patients with Parkinson's disease", In *IEEE Conference Proceedings, The 4th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*.

Oertel, W. H.; Deuschl, G. & Poewe, W. (2011): „Parkinson-Syndrome und andere Bewegungsstörungen“. Georg Thieme Verlag.

Parkinson, J. (2002): "An Essay on the Shaking Palsy", *Journal of Neuropsychiatry and Clinical Neurosciences* 14, 223–236.

Perry, R & Perry, L. (1996): "Method and Device for managing Freezing Gait Disorders". US patent 5575294, issued 1996-11-19.

Ramesberger, S. (2013): „Entwicklung eines neuen Laser-Reizgerätes für Ganginitiation und Gangunterstützung bei Parkinson-Patienten“.

Rascol, O.; Ferreira, J.; Thalamas, C.; Galitsky, M. & Montastruc, J. (2001): „Dopamine agonists. Their role in the management of Parkinson's disease“, *Advances in Neurology* 2001; 86: 301-309.

Schaafsma, J.D.; Balash, Y.; Gurevich, T.; Bartels, A.L.; Hausdorff, J.M. & Giladi, N. (2003): "Characterization of freezing of gait subtypes and the response of each to levodopa in Parkinson's disease". *Eur. J. Neurol* 10, S. 391–398.

Schwab, R.S.; England, Jr. AC. & Poskaner, DC. (1969): "Amantadine in the treatment of Parkinson's disease". *The Journal of the American Medical Association* 208, 1168–1170.

Schwarz, J. & Storch, A. (2007): "Parkinson-Syndrome", *W. Kohlhammer*, S. 367–379

Siderowf, A. & Stern, M. (2003): "Update on Parkinson disease", *Annals of Internal Medicine* 2003; 138(8): 651-658.

- Smirnov, N. und Dunin-Barkovskii, I. (1969): „Mathematische Statistik in der Technik“, Deutsch. Verlag Wissenschaft.
- Stacy J. Morris and Joseph A. Paradiso (2003): „A Compact Wearable Sensor Package for Clinical Gait Monitoring“, *Offspring* Vol. 1, No. 1, pp. 7-15, January 31, 2003.
- Stamatakis, J.; Crémers, J.; Maquet, D.; Macq, B.; Garraux, G.(2011): “Gait feature extraction in Parkinson’s disease using low-cost accelerometers”, 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, pp. 7900 –7903.
- Stanescu, A. (2013): “Online Freeze of Gait (FoG) identification in Parkinson patients”.
- Stern, G.; Franklyn, E.; Imms, F. & Prestidge, S.(1983): “Quantitative assessments of gait and mobility in Parkinson’s disease”, *J. Neural Transm. Suppl.*, vol. 19, pp. 201–214.
- Takač, B., Català, A., Rodríguez, D., Chen, W., Rauterberg, M., (2012): “Ambient Sensor System for Freezing of Gait Detection by Spatial Context Analysis”, in: Bravo, J., Hervás, R., Rodríguez, M. (Eds.), *Ambient Assisted Living and Home Care*, Prepared. Springer Berlin Heidelberg, pp. 232–23
- Taylor, A., Cable, N., Faulkner, G., Hillsdon, M., Narici, M., VanDer Bij, A.(2004): “Physical activity and older adults: a review of health benefits and the effectiveness of interventions”. *J Sports Sci.* 2004; 22(8):703–25
- Tripoliti, E.E.; Tzallas, A.T.; Tsiouras, M.G.; Rigas, G.; Bougia, P.; Leontiou, M.; Konitsiotis, S.; Chondrogiorgi, M.; Tsouli, S. and Fotiadis, D.I.(2012): “Automatic detection of freezing of gait events in patients with Parkinson’s disease”, *Compute Methods Programs Biomed*, prepared 110, 12–26. doi:10.1016/j.cmpb.2012.10.016
- Ventkatarama, K.(2006): “Probability and Random Processes”, 1. ed., John Wiley, pp. 486-488.
- Van de Molengraft, J., Nimmala, S., Mariani, B., Aminian, K., Penders, J., (2009): “Wireless 6D inertial measurement platform for ambulatory gait monitoring”. In: *Proceedings of the 6th International Workshop on Wearable, Micro and Nanosystems for Personalised Health*, Oslo, Norway, pp. 63–64.
- Weiner, W.J. & Singer, C., (1989): “Parkinson’s disease and nonpharmacologic treatment programs”, *Journal of the American Geriatrics Society*, 37(4), pp.359–363.
- Whittle, M. W. (2007): “Gait analysis: an introduction”. 4th edition, Butterworth Heinemann, Edinburgh. S. 52–57.
- Willems, A.M. u. a., (2006): “The use of rhythmic auditory cues to influence gait in patients with Parkinson’s disease, the differential effect for freezers and non-freezers, an explorative study”, *Disability and rehabilitation*, 28(11), S.721–728.
- Wood, B. H.; Bilclough, J. A.; Bowron, A. & Walker, R. W. (2002): “Incidence and prediction of falls in Parkinson’s disease: a prospective multidisciplinary study”. *J NeurolNeurosurg Psychiatry*, Vol. 72, No. 6, S. 721–725.

Yang, C.-C.; Hsu, Y.-L.; Shih, K.-S.; Lu, J.-M. (2011): “Real-Time Gait Cycle Parameter Recognition Using a Wearable Accelerometry System”, *Sensors* (Basel, Switzerland), 11(8), pp. 7314–7326.

Ziegler, K.; Schroeteler, F.; Ceballos-Baumann, A.O. & Fietzek, U.M. (2010): “A new rating instrument to assess festination and freezing gait in Parkinsonian patients”. *Movement Disorders* 25, S. 1012–1018.

Zhao, Y.; Tonn, K.; Niazmand, K.; Fietzek, U.M.; D’Angelo, L.T., Ceballos-Baumann, A. & Lueth, T.C. (2012): “Online FOG Identification in Parkinson’s disease with a time-frequency combined Algorithm”, in: *Biomedical and Health Informatics (BHI). 2012 IEEE-EMBS International Conference*, S.192–195.

Zhao, Y., Ramesberger, S., Fietzek, U.M., D’Angelo, L.T., Luth, T.C. (2013a): “A novel wearable laser device to regulate stride length in Parkinson’s disease”, in: *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*., pp. 5895–5898

Zhao, Y., Anhalt, F., Fietzek, U.M., D’Angelo, L.T. (2013b): “Multi-Cue Unit: An independent device and actuator of a wearable system for gait-support in Parkinson patients”, in: *2013 IEEE International Conference on Microwaves, Communications, Antennas and Electronics Systems (COMCAS)*. pp. 1–5.