

## **Use of a specific rhythm model in Parkinsonism by tapping the feet – a prospective single system study**

A.P. Kacsir<sup>1,2</sup>, J. Cabri<sup>3</sup>, J. Barreiros<sup>4</sup>

1 University College Physiotherapy „Thim van der Laan“, Switzerland

2 Zentrum für Physiotherapie am Markt GmbH, Andreas Philipp Kacsir, Heerbrugg

3 The Norwegian School of Sport Sciences, Norway

4 Technical University of Lisbon, Portugal

## **Zusammenfassung**

### **Hintergrund**

Menschen, welche vom idiopathischen Parkinson-Syndrom (iPD) betroffen sind, leiden unter den Hauptsymptomen Bradikinese, Tremor, Steifigkeit und verminderter posturaler Kontrolle sowie besonders im Gehen an Geschwindigkeits- und Zeitberechnungsproblemen. Deshalb sind verschiedene Ansätze des Rhythmentrainings (z.B. rhythmische auditorische Stimulation, RAS) eingeführt und diskutiert worden. Als Weiterführung dieser Erkenntnisse wurde ein spezifisches Rhythmus-Modell (SRM) entwickelt, um die Intervallvariabilität durch das alternierende Tapping der Füße zu verbessern und die Geschwindigkeit beim Gehen zu steigern.

### **Methodik**

Zwei Patienten (iPD) (Alter: 67/69 Jahre; Krankheitsdauer: 5/4 Jahre; Größe: 1.87m/1.95m; Gewicht: 98kg/72kg) wurden rekrutiert. Das SRM bestand aus einer Synchronisationsphase, wobei der Patient während acht Schlägen/Takten einen externen akustischen Reiz hörte, gefolgt von einer stillen Kontinuationsphase von acht Schlägen. Die Intervention dauerte etwa drei mal drei Minuten (jeweils mit fünf-minütiger Erholungsphase), zweimal in der Woche während einem Monat. Danach wurden Follow-Up-Messungen nach ein, zwei und vier Wochen nach der Intervention durchgeführt, um Langzeiteffekte aufzuzeigen. Ein dreidimensionaler Beschleunigungsmesser wurde auf dem Schuh der schlechteren Seite platziert um die Intervalle der Fuss-Tappings zu messen. Der Timed „Up & Go“ Test (TUG) und der 2 Minuten Geh-Test (2MGT) wurden benutzt, um Änderungen in der Geschwindigkeitsleistung zu quantifizieren.

### **Resultate**

Die Intervall-Messungen konnten bei beiden Patienten eine Stabilisierung der Schritt-Intervalle aufzeigen, welche auch in den Follow-Up-Messungen konstant gehalten werden konnten. Patient 1 verbesserte seine Leistungen im 2MGT um 10% und im TUG um 21%. Patient 2 erhöhte seine Leistung im 2MGT um 30% und im TUG um 33%. Bei beiden Patienten konnte in diesen Testungen eine Retention nach vier Wochen nachgewiesen werden.

### **Diskussion/Konklusion**

Das SRM verminderte die Variabilität der Intervalle beim Fuss-Tapping und zeigte, dass die Fähigkeit der Intervall-Antworten korrigierbar und erlernbar sein kann. Als Folge davon wurde die Geschwindigkeitsleistung beider Patienten gesteigert. Das Synchronisations-Kontinuitäts-Paradigma beeinflusste in dieser Studie die Geh-Leistungen positiv. Generalisierungen sind aufgrund der schmalen Fallzahl nicht möglich. Die Verwendung eines EMGs hätte Änderungen aufgrund des SRMs oder eine Verbesserung der muskulären Koordination aufzeigen können.

### **Schlüsselwörter**

Asynchrony, auditory, cue, Parkinson, repetitive;

## **Abstract**

### **Background**

People affected by idiopathic Parkinson's disease (PD) suffer (besides the cardinal symptoms) from speed and timing problems, especially in gait. Therefore, different approaches of rhythm training have been established (as Rhythmic Auditory Stimulation, RAS). In addition, a specific rhythm model (SRM) was conducted to improve interval variability by tapping feet and to increase speed in walking performance.

### **Objectives**

2 subjects (age: 67/69 years; disease duration: 5/4 years; height: 1,87m/1,95m; weight: 98 kg/72 kg) were tested. The SRM consisted of a synchronization phase, where the patient heard an external cue for 8 beats, followed by a silent continuation phase of 8 beats. The intervention lasted 3 minutes, and 8 interventions in 4 weeks were conducted to analyze the effect of the SRM, in addition, a follow-up measurement of 1,2, and 4 weeks after the intervention was done. An accelerometer was placed on the worse foot to measure intervals between foot taps and the Two Minute Walking Test (2MWT) and the Timed "Up & Go" Test (TUG) were assessed to evaluate changes in speed performance and quantifying locomotor performance.

### **Results**

The interval-measurements of both patients showed a stabilization of the tappings, which could be maintained even in the follow-ups. Patient 1 improved performances in the 2MWT (+10 %) and in the TUG (+ 21 %). Patient 2 incremented scores in the 2MWT (+ 30%) and in the TUG (+ 33%). Both patients demonstrated a retention of the skills after four weeks.

### **Conclusion**

The SRM decreased variability in intervals and showed that the ability to correct baseline responses can be learned, and in response to this, speed performance was increased in both patients. The synchronization-continuation-paradigm affected patients' locomotor performances.

Unfortunately, only 2 patients were recruited and generalizations are not possible. The use of an EMG would have revealed changes due to the SRM or the endurance training of the hip flexors.

### **Keywords**

Asynchrony, auditory, cue, Parkinson, repetitive;

## 1. Einleitung

Die Verlangsamung des Gehens ist ein charakteristisches Merkmal des idiopathischen Parkinson-Syndroms (iPD)[1]. Es ist unklar, ob die Verlangsamung durch eine Störung in der Regelung der Zeitmessung bei aufeinander folgenden Schritten oder der Steuerung der Schrittgröße verursacht wird [2]. Verschiedene Studien zeigten, dass die Mehrheit der von Parkinson betroffenen Patienten wegen verschiedenen Faktoren stürzen. Der Schrittrhythmus war unregelmäßig, die Schrittlänge variierte [3] und die Patienten hatten Schwierigkeiten bei der zeitlichen Abfolge einer Bewegung [4]. Eine Studie zeigte, dass die Fähigkeit von iPD-Patienten einfache rhythmische Bewegungen zu generieren, auf zwei Arten beeinträchtigt wurden. Erstens waren die Patienten im Vergleich zu gesunden Referenzpersonen weniger gut in der Lage, ihre Bewegungen zeitlich auf äussere akustische Reize abzustimmen. Zweitens zeigten die Patienten eine größere Abhängigkeit von externen Stimulationen zur Rhythmenformung. Auf diese Art kann beim iPD durch externe Führung eine Verbesserung von zyklischen willkürlichen Bewegungen gewährleistet werden [5]. Die Zeitmessung der Bewegungen kann durch Aufgaben analysiert werden, bei denen verlangt wird, dass die Teilnehmer einen externen akustischen Reiz mit einer einfachen Bewegung begleiten. Es bestehen zudem Hinweise, dass auch bei iPD-Patienten in der Off-Phase eine rhythmische Synchronisation durch einen externen Taktgeber erreicht werden konnte. Mehrere Autoren haben vorgeschlagen, dass sensorische Reize den iPD-Patienten den notwendigen Auslöser (Priming) liefern können, um von einem Bewegungsbestandteil in einer Bewegungsfolge in die nächsten überleiten und auf diese Art die fehlerhaften internen pallido-kortikalen-Projektionen umgehen können [2, 6]. Möglicherweise geschieht dies über die seitliche prämotorische Rinde, welche die sensorische Information im Kortex von extern geführten Bewegungen erhält [7, 8]. Dies würde erklären, warum iPD-Patienten bei Fehlen der externen Stimulationen eine dramatisch verlangsamte Bewegungsinitiierung aufweisen und deren Ausführungszeiten durch externe akustische Hinweise bedeutend verbessert werden können.

Die Ergebnisse dieser Studien liefern Beweise, dass rhythmisch-auditorische Stimulation (RAS) die lokomotiven Leistungen von iPD-Patienten fazitätieren kann [5]. Die genauen Charakteristika solcher auditorischen Stimulationen müssen jedoch erst noch bestimmt, und weitere Forschung im Bereich von akustischer Fazilitation bei verschiedenen Bewegungsstörungen muss betrieben werden.

RAS schafft sehr rasch stabile interne Referenzintervalle zur zeitlichen Koordination von motorischen Antworten. Das motorische System ist auf rhythmisches Training physiologisch sehr empfindlich. Die neuronalen Impulse von auditiven Stimulationen erregen neurale motorische Impulse. Ein Rhythmus-Training könnte daher auf die zentralen Gangmusteroszillatoren (Central Pattern Generators, CPG) einwirken [9].

### 1.1 Gehleistungen in iPD

Die Autoren einer israelischen RCT beobachteten bei iPD-Patienten eine reduzierte Schrittlänge bei durchschnittlicher Schwungbein-Phase, sowie eine gesteigerte Schrittzeit- und Schwungbeinvariabilität. Anhand dieser Ergebnisse könnte die Schwungbeinvariabilität als ein geschwindigkeitsunabhängiger Marker für die Zuverlässigkeit und für das Sturzrisiko betrachtet werden. Die Hauptbefunde wiesen auf die Risiken von Stürzen, sowie auf beitragende Faktoren zu Stürzen beim iPD hin. Sie zeigten auch verschiedene Arten der Beeinflussung der Kadenz und von kinematischen Aspekten des Gangs auf. [3]. Weitere Studien zeigten, dass iPD-Patienten eine verminderte Ganggeschwin-

digkeit, eine reduzierte Schrittlänge, eine reduzierte Plantar-Flexion und eine verminderte Push-Off-Phase sowie (im Seitenvergleich) reduzierte Kraft der unteren Extremität aufweisen. Einige iPD-Patienten demonstrierten zudem deutliche Abnormitäten im Fussabrollverhalten. So standen sie einer höheren Gefahr von Stürzen gegenüber. Im normalen Gehen trifft der Fuss mit der Ferse zuerst den Boden (Loading Response), gefolgt vom Mittel- und Vorderfuss. Es konnte gezeigt werden, dass die Patienten in fortgeschrittenen Stadien der Krankheit dazu neigen, den Boden gleichzeitig mit der Ferse und dem Vorderfuss zu treffen [10]. Eine Meta-Analyse aus dem Jahre 2001 konnte anhand von Messungen mit Kraft-Mess-Platten aufzeigen, dass die Kräfte beim Fersenkontakt und während der Abstoss-Phase abgenommen haben [11]. Ausserdem zeigten iPD-Patienten eine reduzierte Hebung des Fusses während der Schwung-Phase, was zu einem kleineren Abstand zwischen den Zehen und dem Boden führt, und somit das Sturzrisiko erhöhen kann [12].

Um rhythmische Bewegungen und den Intervallen zwischen zwei Reizen spezifischer analysieren zu können, wurde das Wing-Kristofferson-Modell geschaffen, welches ein besseres Verstehen der rhythmischen Leistung gewährleistet [13, 14].

## **1.2 Das Wing-Kristofferson-Modell**

Das in der vorliegenden Arbeit verwendete spezifische Rhythmusmodell (SRM) stand unter Einfluss des Synchronisation-Kontinuations-Paradigma, abgeleitet vom Wing-Kristofferson-Modell (s. Abb. 1), welchem ein mathematisches Modell zu Grunde liegt, das die zwei Bestandteile jedes Intervalls, sowie den Weg dazwischen und ihre Wechselwirkung beschreibt. Ein grundlegender Versuchsplan, die Wahrnehmung der Zeit zu studieren, ist das Synchronisations-Kontinuations-Paradigma: dabei muss der Teilnehmer rechtzeitig auf eine gegebene Frequenz klopfen/tappen. In der ersten Phase (Synchronisation) muss der Proband seine Response mit den durch ein Metronom periodisch ausgestrahlten Gehörsignalen synchronisieren. In der zweiten Phase (Kontinuation) wird das Metronom ausgeschaltet, und der Proband versucht regelmäßig dieselbe Response zu generieren. Wegen der Zeit, die für die neuromuskuläre Übertragung und für die physische Bewegung gebraucht wird, entsteht eine Verzögerung zwischen der Zeitschaltung und der motorischen Antwort [15]. Wenn eine zeitliche Ungenauigkeit vorkommt (vielleicht wegen der Modifizierung des externen Reizes), muss dieser aufgrund von funktionellem Vorgefühl, sogenannter Antizipation, durch eine Korrektur angepasst werden. Zudem verstärkt sie die Idee, dass im Vergleich zu isochronen Intervall-Produktionen (wie im RAS) zusätzliche kognitive Prozesse einer rhythmischen Response beteiligt sind.

## **1.3 Fragestellung**

Das Ziel der gegenwärtigen Pilot-Studie war die Erprobung des Gebrauches eines spezifischen Rhythmus-Modells (SRM), welches auf das Wing-Kristofferson Modell zurückzuführen war. Dieses sollte an zwei iPD-Patienten untersucht werden. Die Patienten mussten mit den Füßen zu einer akustischen Stimulation alternierend tappen, acht Interventionen wurde in vier Wochen durchgeführt, die Follow-Up-Messungen fanden eine, zwei und vier Wochen nach dem Interventionsende statt.

Im Weiteren war es wichtig darzulegen, in welcher Weise ein Rhythmus-Training der unteren Extremität die Schritt-Variabilität regeln kann. Dieser Parameter wurde anhand eines am Schuh des schlechteren Fusses befestigten Beschleunigungsmessers gemessen.

Um die posturalen Instabilitäten zu minimieren, wurde die Intervention sitzend durchgeführt.

Die Forschungsfragen dieser Studien lauteten:

- a) führt die Intervention zu unveränderlichen Rhythmus-Intervallen des Fuss-Tappings?
- b) sind Änderungen in der Geschwindigkeitsleistung beim Gehen zu beobachten?

## **2. Methodik**

### **2.1 Praktische Einstellungen**

Die Patienten trainierten in einem ruhigen Zimmer im Gebäude der "Privat-Klinik im Park" in Bad Schinznach (AG, Schweiz). Die Software von Apple Inc, MacBook, Garageband '08, Version 4.1.2 (248.7) ersetzte ein gewöhnliches Metronom. Das spezifische Rhythmus-Modell wurde mit dieser Software geregelt.

Die In- und Exklusionskriterien der Patienten sind in der Tabelle 1 ersichtlich.

### **2.2 Einstellung der Interventionsfrequenz**

Die Patienten wurden beauftragt, den Fuß ungefähr zwei Zentimeter anzuheben, um bradikinetische Folgen zu minimieren. In der ersten Phase wurden die Patienten gebeten, innerhalb einer Minute so schnell wie möglich mit ihren Füßen auf den Boden zu tappen. Die alternierenden Fuss-Tappings wurden gezählt. Nach fünf Minuten Pause (aufgrund der peripheren Erschöpfung) tappten die Patienten wieder eine Minute. Vom Durchschnitt der Ergebnisse dieser zwei Messungen wurden 10% subtrahiert, um als Interventions-Frequenz als spezifisches Rhythmus-Modell zu verwenden.

### **2.3 Das spezifische Rhythmusmodell (SRM)**

Zu Beginn wurden dem Patienten zur Gewöhnung 64 Schläge vorgespielt, wobei der Patient synchronisiert tappen musste. Die Schläge 56 bis 63 klangen dabei zur Vorbereitung auf den Start des SRM unterschiedlich. Der in diesem Modell verwendete Rhythmus wurde entsprechend des Synchronisations-Kontinuations-Paradigmas in acht hörbare und acht stille Schläge gruppiert. Insgesamt wurden den Probanden 17 hörbare und 16 stille Takte à acht Schläge abgespielt. Die Gesamtdauer betrug dabei ungefähr drei Minuten. Die Intervention dauerte etwa drei mal drei Minuten (jeweils mit fünf-minütiger Erholungsphase), zweimal in der Woche während einem Monat. Danach wurden Follow-Up-Messungen nach ein, zwei und vier Wochen nach der Intervention erhoben.

### **2.4 Intervall-Messungen**

Am Anfang jeder Intervention (vier Mal in der Interventionsphase, drei Mal in den Follow-Up-Messungen, M1-10) wurden die Intervalle der Fuss-Tappings eine Minute anhand eines Beschleunigungsmessers gemessen. Das Ziel war es, so schnell wie möglich auf eine bequeme Weise in einer selbst-gewählten Frequenz zu tappen. Der Beschleunigungsmesser wurde mit klebender Folie in der Achse unter dem Malleolus lateralis auf dem Schuh des schlechteren Fusses befestigt.

### **2.5 Ergänzende Messungen**

Der Schweregrad des Parkinson-Syndroms wurde durch einen Neurologen anhand der Hoehn & Yahr Skala eingestuft. Um die Geh-Leistung zu beurteilen, wurden zwei weitere Mess-Instrumente verwendet. Der „2-Minuten Geh-Test“ (2MGT) wurde jeweils einmal, der Timed „Up & Go“ Test (TUG) je dreimal erhoben, wobei der Durchschnitt der drei Leistungen ermittelt wurde. Beide zusätzlichen Tests wurden am Ende jeder Interventionswoche durchgeführt, zudem in den Follow-Up-Messungen in der ersten, zweiten und vierten Woche (M1-7). Um Änderungen zu vermeiden, welche normalerweise bei einem Patienten im Laufe des Tages, bspw. infolge der Medikamenten- oder der Nahrungsmittelaufnahme vorkommen könnte, wurde die Bewertung und die Intervention bei jeder Sitzung zu ungefähr derselben Tageszeit durchgeführt.

## **2.6 Messinstrumente**

- 3-axialer Beschleunigungsmesser (Biovision, Wehrheim, Deutschland)
- Software PCMEz Professional (für die Datenerfassung). Die Daten der Baseline-messungen wurden mit 100 Scans pro Sekunde erhoben.
- Acqknowledge 3.8.1 für die Datenauswertung. Die Daten von den PCMEz-Aufnahmen wurden mit der Software “Acqknowledge 3.8.1” analysiert.

## **2.7 Statistische Auswertung**

In Bezug auf die kleine Anzahl von Teilnehmern wurden die Ergebnisse der Imntervall-Messungen und die Werte des TUG und 2MGT mit beschreibender Statistik analysiert.

### 3. Ergebnisse

Für diese Pilotstudie wurden zwei iPD-Patienten (Alter: 67/69 Jahre; Krankheitsdauer: 5/4 Jahre; Größe: 1.87m/1.95m; Gewicht: 98kg/72kg) für diese Pilotstudie rekrutiert. Die Intervall-Messungen (M1-7) und der Langzeitverlauf (M8-10) von Patient 1 und die Intervall-Messungen (M1-6) und der Langzeitverlauf (M7-9) von Patient 2 sind in der Abbildung 2,3 und 4 ersichtlich.

Die Baseline-Messung (M1) ergab bei Patient 1 einen durchschnittlichen Intervall von 0.8 Sekunden. Kurzfristig (M2) konnte die Intervall-Antwort deutlich reduziert werden, nahm aber ab der dritten Messung bis über 0.8 Sekunden wieder zu. Die Messungen M6-10 zeigen eine reduzierte Zeit der Intervallantwort, welche auch in den Follow-Up-Messungen ersichtlich ist. M4 und M5 entsprachen den langsamsten Baseline-Messungen. Es ist eine leicht abnehmende Neigung vom Trend von Anfang zum Ende der Intervention ersichtlich ( $r^2=0,2903$ ).

Patient 2 reagierte unterschiedlich auf die Intervention. Die Geschwindigkeit der Intervall-Messungen wurde von einer Messung auf die nächste reduziert ( $r^2=0,4945$ ). Folglich nahmen die Intervalle zu. Die Messung M4 musste aufgrund einer Dekonditionierung ausgelassen werden (Wert 0).

In den Werten des TUG tendierte Patient 1 dazu, für den Test weniger Zeit zu benötigen. Mit einem Durchschnitt von  $8.89\pm 1.05s$  reduzierte sich die Zeit kontinuierlich ( $r^2=0.823$ ) (s. Abb. 3). Patient 2 steigerte sich mit einem mittleren Wert von  $6.745\pm 1.29s$ . Nach Beginn (9s) konnte der Patient die benötigte Zeit deutlich verringern ( $r^2=0.7913$ ). Der Patient verbesserte sich im Verlaufe von M1 zu M7 um 3.88s. Die Werte beider Patienten verbesserten sich moderat in den Follow-Up-Messungen (s. Abb. 3).

Im 2MGT erreichte Patient 1 eine Strecke von 160m und verlangsamte sich in M3 um 26m auf 134m. Eine weitere Abnahme ist aus M4 und M5 ersichtlich, zuletzt steigerte der Patient seine Leistung auf 175m (M7). Im Durchschnitt erreichte der Patient  $159.57\pm 12.699m$ . M3 ist auf eine allgemeine schlechte Verfassung des Patienten zurückzuführen (s. Abb. 4).

Patient 2 verbesserte sich kontinuierlich um insgesamt 31m ( $r^2=0.9136$ ). Dieser Trend konnte sogar in den Follow-Up-Messungen aufrechterhalten werden. Der Durchschnitt betrug  $150.142\pm 14.205m$ . (s. Abb. 4).

## 4. Diskussion

Das Ziel dieser Pilotstudie war es, den Einfluss eines spezifischen Rhythmus-Modells an zwei von Parkinson betroffenen Patienten zu untersuchen. Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass dieses Rhythmus-Modell die Intervalle zwischen zyklisch/kontinuierlich durchgeführten Schritten und die Fähigkeit, die Geschwindigkeit bei der Geh-Leistung zu vergrößern, beeinflussen kann. Keiner der Patienten hatte besondere musikalische Kenntnisse oder diesbezüglich praktische Fähigkeiten. Dieser Aspekt war sehr wichtig, weil musikalisch ungeschulte Personen eine Asynchronität aufweisen. Diese macht im Vergleich mit Hobby-Instrumentalisten durchschnittlich zehn Millisekunden aus [16, 17].

Die Kontinuations-Phase wurde auf acht Schläge gesetzt, weil der Gebrauch einer längeren Kontinuations-Phase das Auftreten von Abweichungen (Drifts) in der Reihe von Intervallen zur Folge hatte [18]. Außerdem neigten iPD-Patienten dazu, zu Beginn eine repetitive Bewegung gut auszuführen, jedoch nach einer kurzen Zeitspanne der Rhythmus jedoch häufig einbricht und eine Dysrhythmie entstehen kann [19]. Folglich wurde versucht, die Fähigkeit zu verbessern, eine sich wiederholende Bewegung aufrechtzuerhalten. Deshalb wurde die Interventionsdauer von drei Minuten gewählt. Die iPD-Patienten zeigen zudem die Tendenz zu schnell zu tappen, wenn sie angewiesen werden tiefere (1-3Hz) Frequenzen zu synchronisieren und umgekehrt, bei verlangten höheren Frequenzen (5 Hz) langsamer zu werden. Außerdem war die Variabilität der rhythmischen Synchronisation verglichen mit Gesunden allgemein grösser [20].

Für das Studiendesign war es notwendig, die Medikamenten-Einnahme, "On/Off-Phasen" und den Zeitpunkt der Untersuchung möglichst konstant zu halten. Obwohl die Beurteilung der Patienten anhand des Hoehn & Yahr Stadiums gleich war, unterschieden sich ihre Leistungen enorm. Wenngleich die Interventionsphase nur drei Minuten dauerte, musste Patient 2 in den ersten drei Interventionen jeweils Zwischenpausen einlegen. Außerdem war Patient 2 in der vierten Interventionsphase bei schlechtem gesundheitlichen Allgemeinzustand, so dass eine Intervalls-Messung (M4, s. Abb. 2) ausgelassen werden musste.

Patient 1 zeigte eine Tendenz die Intervalle zu vermindern. Diese Ergebnisse könnten drei Aspekten zugeschrieben werden. Erstens könnte eine Ökonomisierung der Bewegungsabläufe stattgefunden haben. In einer Studie wurde Elektromyographie verwendet, um die willkürliche Bewegung von Patienten mit einer Vielfalt an Bewegungsstörungen zu untersuchen. Mittels der EMG-Ableitungen konnte bestimmt werden, ob die beobachteten Bewegungsdefizite der gestörten Kraft-Kontrolle zuzuschreiben waren. Normale ballistische Bewegungen werden durch ein triphasisches (Agonist, Antagonist, Agonist) Muster der Muskeltätigkeit präsentiert. Patienten mit Bewegungsstörungen weisen häufig Abweichungen dieser Muster auf, welches zum Verständnis der Rolle des Gehirns bei der Organisation der Bewegung beitragen kann. Patienten mit dem iPD verwenden mehrere Zyklen der Agonist-Antagonisten-Aktivierung. Zweitens zeigen iPD-Patienten motorische Probleme einer eingesetzten Kraft räumlich und zeitlich koordiniert entgegenzuhalten. Patient 1 hat gelernt, trotz dieser Schwierigkeiten seine Muskelleistung ökonomischer zu regeln. Drittens, dadurch, dass nur die untere Extremität trainiert wurde, konnte die tonische Aufmerksamkeit der Patienten besser auf die akustischen Feedbacks gerichtet werden.

Die Ergebnisse der Intervention wurden multifaktoriellen Aspekten zugeschrieben. Die vorliegenden Resultate untermauern die Studien, die anzeigen, dass Gehen als eine intrinsisch-rhythmische Bewegung anzusehen ist, welche sensitiv auf rhythmische Stimulationen reagiert. Auditorisches Training schafft sehr schnell stabile innere Bezugswenräume, was die zeitliche Abfolge von motorischen Antworten fördert [9].

Wenn Leistungen mehr als drei Minuten durchgeführt werden, kann es auch zu einer Verbesserung der Ausdauerleistung der Hüft-Beuger führen, was durch die sitzende Position unterstützt wurde. Vielleicht führte dieser Umstand zu Verbesserungen der Resultate in den Geh-Testungen. Offensichtlich können die Ergebnisse durch die Tatsache erklärt werden, dass sich die Patienten an die Voraussetzungen der Aufgaben anpassten und lernten, die Tests effizienter und ökonomischer durchzuführen. Das SRM und sein charakteristisches Kontinuations-Synchronisations-Paradigma veranlassten die Patienten dazu, die Frequenz zu korrigieren, oder allgemein den Rhythmus während einer längeren Periode aufrechtzuerhalten. Die Schwierigkeit Einzelschritte zu einer genauen Bewegungsabfolge zu verbinden, könnte durch diese Intervention positiv beeinflusst worden sein. Die Zunahme der Verbesserungen in den Follow-Up-Messungen sprechen für die Nachhaltigkeit dieses Therapieansatzes.

In Bezug auf die Interventionseinstellung müssen einige Punkte kritisch betrachtet werden. Um die Handlung von Bewegungen auszuführen, müssen die zeitliche Abfolge der Muskelaktivität passend, die Intensität der Muskelaktivität und die normalen sensorischen Afferenzen adäquat, sowie das visuelle System, die Propriozeption und das vestibuläre System intakt sein. Mit dem Gebrauch des SRM wurde akustisch ein unveränderlicher Reiz gesetzt, aber die Patienten lernten, die Intervall-Variabilität selber zu regeln und dadurch eine höhere Geschwindigkeitsleistung zu generieren.

Die Wirkung der Synchronisations-Kontinuations-Phase des SRM kann in den Ergebnissen der Leistungen der Intervall-Messungen, des 2MGT und des TUG beobachtet werden. Besonders repräsentativ ist dabei der TUG, wo eine vergrößerte Rhythmusleistung gefordert wird, weil der Patient mehrmals die Gehgeschwindigkeit beschleunigen und abbremsen muss. Um die posturale Instabilität auszuschließen, wurde die Intervention im Sitzen durchgeführt. Die Verbesserungen zeigten sich auch in der Gehleistung, wobei ein Transfer der Fertigkeiten vom Sitzen in das Gehen stattgefunden haben muss.

Jedoch ist es unklar, ob positive im Labor identifizierte Effekte verallgemeinert werden dürfen und ob daraus auf eine verbesserte Alltagsfunktion und Senkung der Sturzfrequenz bei iPD geschlossen werden kann. Alle Teilnehmer wurden in der "On-Phase" geprüft; über die Effekte auf das Gehen in der "Off-Phase" ist wenig bekannt. Außerdem wurden keine Tests zur Beurteilung der ADL-Funktionen durchgeführt. Leider war diese Studie mit einer sehr kleinen Fallzahl verbunden, welches die Möglichkeit einschränkt, die Ergebnisse für eine größere Patientenzahl anzuwenden.

Es ist notwendig, die Aufmerksamkeit auf die Tatsache zu richten, ob die Verbesserungen aufgrund des externen rhythmischen Cues oder aufgrund der besseren Muskelausdauerfähigkeit der Hüftbeugemuskeln auftraten. Diese Frage hätte spezifischer anhand von EMG-Ableitungen beantwortet werden können. Für weitere Forschung könnte das Interventions-Design geändert werden. Dabei könnten die Schläge in den Synchronisations-Kontinuations-Phasen mit verschiedenen Tönen oder Melodien aufgefüllt werden. Dieses würde eine stützende Hilfe für die Orientierung innerhalb des Zeitrahmens darstellen. Auch ein Assessment der ADL-Tätigkeiten wäre notwendig, um die Leistung des Patienten im Labor verglichen mit dem alltäglichen Leben zu analysieren. Ob die Resultate generalisiert werden können, kann nur anhand einer größeren Teilnehmerzahl und daraus folgend höherer externer Gültigkeit ermittelt werden.

Zusammenfassend kann das kostengünstige SRM die Geh-Leistung des Patienten positiv und nachhaltig beeinflussen. Die Zeitkosten sind dahingehend gering, da diese Intervention nur ungefähr zehn Minuten dauert. In der fünf-minütigen Erholungsphase kann der Patient bspw. an den oberen Extremitäten behandelt werden.

## 5. Literaturverzeichnis

- [1] M. E. Morris, R. Iansek, T. A. Matyas, and J. J. Summers, "The pathogenesis of gait hypokinesia in Parkinson's disease," *Brain*, vol. 117 ( Pt 5), pp. 1169-81, Oct 1994.
- [2] M. E. Morris, R. Iansek, T. A. Matyas, and J. J. Summers, "Ability to modulate walking cadence remains intact in Parkinson's disease," *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 57, pp. 1532-4, Dec 1994.
- [3] S. Frenkel-Toledo, N. Giladi, C. Peretz, T. Herman, L. Gruendlinger, and J. M. Hausdorff, "Effect of gait speed on gait rhythmicity in Parkinson's disease: variability of stride time and swing time respond differently," *J Neuroeng Rehabil*, vol. 2, p. 23, Jul 31 2005.
- [4] R. B. Ivry, S. W. Keele, and H. C. Diener, "Dissociation of the lateral and medial cerebellum in movement timing and movement execution," *Exp Brain Res*, vol. 73, pp. 167-80, 1988.
- [5] J. S. Freeman, F. W. Cody, and W. Schady, "The influence of external timing cues upon the rhythm of voluntary movements in Parkinson's disease," *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 56, pp. 1078-84, Oct 1993.
- [6] R. Cunnington, Iansek, R., Bradshaw, J., Philips, J.G., "Movement-related potentials in Parkinson's Disease. Presence and predictability of temporal and spatial cues.," *Brain*, vol. 118, pp. 935 - 950, 1995.
- [7] M. Hallett and S. Khoshbin, "A physiological mechanism of bradykinesia," *Brain*, vol. 103, pp. 301-14, Jun 1980.
- [8] H. Mushiake, M. Inase, and J. Tanji, "Neuronal activity in the primate premotor, supplementary, and precentral motor cortex during visually guided and internally determined sequential movements," *J Neurophysiol*, vol. 66, pp. 705-18, Sep 1991.
- [9] M. H. Thaut, G. C. McIntosh, R. R. Rice, R. A. Miller, J. Rathbun, and J. M. Brault, "Rhythmic auditory stimulation in gait training for Parkinson's disease patients," *Mov Disord*, vol. 11, pp. 193-200, Mar 1996.
- [10] S. Keller, T. Kessler, T. Meuser, W. Fogel, D. Bremen, and W. H. Jost, "[Analysis of direct costs in therapy of Parkinson disease]," *Nervenarzt*, vol. 74, pp. 1105-9, Dec 2003.
- [11] C. J. de Goede, S. H. Keus, G. Kwakkel, and R. C. Wagenaar, "The effects of physical therapy in Parkinson's disease: a research synthesis," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 82, pp. 509-15, Apr 2001.
- [12] K. Dean, Jones D, Ellis-Hill C, Clarke CE, Playford ED, Ben-Shlomo Y, "A comparison of physiotherapy techniques for patients with Parkinson's disease (Cochrane Review)," *Cochrane Database Syst Rev*, vol. 1, 2001.
- [13] A. M. Wing, "Timing of movement phases of a repeated response," *J Mot Behav*, vol. 12, pp. 113-24, Jun 1980.
- [14] A. M. Wing, "The long and short of timing in response sequences," *Tutorials in motor behavior*, pp. 469 - 486, 1980.
- [15] A. McGuinness, "Microtiming deviations in groove," 2005.
- [16] G. Aschersleben and W. Prinz, "Synchronizing actions with events: the role of sensory information," *Percept Psychophys*, vol. 57, pp. 305-17, Apr 1995.
- [17] G. Aschersleben, & Prinz, W., "Delayed auditory feedback in synchronization.," *Journal of Motor Behavior*, vol. 29, pp. 35 - 46, 1997.

- [18] R. Nakamura, H. Nagasaki, and H. Narabayashi, "Disturbances of rhythm formation in patients with Parkinson's disease: part I. Characteristics of tapping response to the periodic signals," *Percept Mot Skills*, vol. 46, pp. 63-75, Feb 1978.
- [19] J. Konczak, H. Ackermann, I. Hertrich, S. Spieker, and J. Dichgans, "Control of repetitive lip and finger movements in Parkinson's disease: influence of external timing signals and simultaneous execution on motor performance," *Mov Disord*, vol. 12, pp. 665-76, Sep 1997.
- [20] L. Findley, M. Aujla, P. G. Bain, M. Baker, C. Beech, C. Bowman, *et al.*, "Direct economic impact of Parkinson's disease: a research survey in the United Kingdom," *Mov Disord*, vol. 18, pp. 1139-45, Oct 2003.