

Aus der Neurologischen Klinik und Poliklinik  
Klinikum Großhadern der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktorin: Prof. Dr. med. M. Dieterich

**Modulation des menschlichen Ganges  
bei gesunden Kontrollen und Morbus Parkinson**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Jan-Erik Scholtz

aus  
Rostock

Jahr  
2013

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Klaus Jahn
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson PD Dr. med. Martin Weigl Prof. Dr. med. Roman Haberl
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung:	25.07.2013

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung .....	1
1.1	Supraspinale Lokomotionskontrolle .....	2
1.1.1	Lokomotionssteuerung der Katze .....	2
1.1.2	Lokomotionssteuerung beim Menschen .....	3
1.1.3	Das supraspinale Lokomotionsschema .....	4
1.1.4	Funktionelle Bildgebung der supraspinalen Gangkontrolle .....	5
1.2	Der Gangzyklus.....	7
1.2.1	Zeitliche Abfolge eines Gangzyklus.....	10
1.2.2	Bewegung des Rumpfes während des Gangzyklus.....	10
1.2.3	Gangparameter .....	12
1.2.4	Veränderungen des Ganges im Alter .....	13
1.3	Gangstörungen.....	14
1.3.1	Epidemiologie von Gangstörungen.....	14
1.3.2	Klassifikation der Gangstörungen .....	16
1.3.3	Gangstörung bei Parkinson-Erkrankung .....	17
1.4	Ganganalyse .....	20
1.4.1	Anforderung an die Umgebung .....	20
1.4.2	Ganganalyse mit Kamerasystemen.....	20
1.4.3	Weitere Methoden zur Aufzeichnung des Gehens.....	22
1.4.4	Ziele dieser Arbeit .....	22
2	Material und Methoden.....	24
2.1	Auswahl der Probanden.....	24
2.2	Messsystem.....	25
2.2.1	Vorbereitung der Untersuchungsumgebung.....	25
2.2.2	Hardware zur Aufzeichnung der Bewegung .....	26
2.2.3	Software zur Verarbeitung und Auswertung der Bewegungsdaten.....	27
2.3	Ablauf der Untersuchung.....	30
2.3.1	Vorbereitung des Probanden.....	30
2.3.2	Durchführung der Messung .....	30
2.4	Untersuchungsparameter .....	33
2.5	Statistische Analyse.....	35
3	Ergebnisse .....	36
3.1	Modulation der Geschwindigkeit.....	37
3.2	Modulation der Schrittlänge .....	44

3.3	Modulation der Schrittfrequenz .....	50
3.4	Gangabweichung.....	56
3.5	Gangabweichung bei Verwendung von Prismengläsern .....	59
3.6	Ganginitiierung.....	60
4	Diskussion.....	62
4.1	Geschwindigkeit des Gehens .....	62
4.2	Modulationsfähigkeit .....	64
4.3	Sensorische Perturbation .....	66
4.4	Morbus Parkinson .....	69
4.5	Messsystem und Limitationen .....	71
5	Zusammenfassung .....	73
6	Literaturverzeichnis.....	74
7	Abbildungsverzeichnis .....	83
8	Tabellenverzeichnis.....	85
9	Danksagung.....	86

# 1 Einleitung

Der aufrechte Stand und der zweibeinige Gang sind Besonderheiten des Menschen, die sich im Laufe der Evolution entwickelt haben. Sowohl der normale, altersbedingte Verlust an Kraft, Schnelligkeit und Balance als auch Erkrankungen führen zu einer Störung des Gleichgewichtssystems und machen eine ambulante oder stationäre Behandlung nötig. Durchblutungsstörungen bei peripherer arterieller Verschlusskrankheit (pAVK), Gelenkverschleiß bei Arthrose oder Polyneuropathie unterschiedlichster Genese führen zu Unsicherheit beim Gehen. Auch Patienten neurologischer Abteilungen nach Schlaganfall, mit degenerativen Erkrankungen bei Morbus Parkinson und spinocerebellären Ataxien zeigen Einschränkungen des Gleichgewichtssystems. Das Fortschreiten der Erkrankung führt aufgrund des erhöhten Risikos von Stürzen zu einem Verlust der Mobilität und im Weiteren zu einer Minderung der Lebensqualität (5).

Die Erkenntnisse über spinale und supraspinale Lokomotionszentren und deren Netzwerk kommen überwiegend aus Tierversuchen. Die Übertragung dieses Wissens auf den Menschen ist Interesse aktueller Forschung. Dabei stellen sich folgende Fragen: Sind die Erkenntnisse aus den Tierversuchen auf den Menschen übertragbar? Sind die Lokomotionszentren beim Menschen identisch? Führen Funktionsstörungen bestimmter Lokomotionszentren zu selektiven Gangstörungen und lassen sich dadurch hierarchische Organisationen von Lokomotionszentren und deren gegenseitige Wechselwirkungen erkennen?

Zur Darstellung der spinalen Lokomotionssteuerung und dem Wechselwirken zwischen den Lokomotionszentren wurden in den vergangenen Jahren in unserer Arbeitsgruppe Untersuchungen an gesunden Probanden und Patienten verschiedener Krankheitsbilder mit funktioneller Bildgebung im fMRT und PET sowie neurophysiologisch anhand von Ganganalysen durchgeführt.

Im Folgenden werden die Grundlagen der Lokomotionssteuerung und die Gliederung des Gehens in Gangzyklen dargestellt. Anschließend werden Veränderungen des Gehens im Alter sowie Ursachen und Auswirkungen von Gangstörungen auf das Gehen und die Interaktion im

Alltag aufgegriffen. Zum Abschluss werden neurophysiologische Methoden der Ganguntersuchung und die Ziele dieser Arbeit vorgestellt.

## 1.1 Supraspinale Lokomotionskontrolle

### 1.1.1 Lokomotionssteuerung der Katze

Anfang des 20. Jahrhunderts zeigten Versuche an Katzen, dass diese auch ohne supraspinale Steuerung Schrittbewegungen ausführen können (6). Möglich ist dies durch sogenannte „central pattern generators“, koordinierte Gruppen von Interneuronen auf Rückenmarksebene, die eine zyklische Aktivierung von Agonisten und Antagonisten einer Extremität, sowie die Koordination der Extremitäten untereinander steuern und so eine Schrittbewegung erzeugen (7-9). Für das Starten einer Bewegung, die Reaktion auf äußere Einflüsse oder Geschwindigkeitsänderungen sind hingegen Signale aus übergeordneten Zentren wie Cortex, Kleinhirn oder Stammhirn nötig (10).

In weiteren Versuchen an Katzen konnten durch elektrische und chemische Stimulation Bewegungen initiiert und „locomoter regions“ dargestellt werden (11;12). Besondere Bedeutung als Lokomotionszentren haben demnach die mesencephale (MLR) und die subthalamische (SLR) Lokomotionsregion und deren Projektionsgebiete in der ponto-medullären Formatio reticularis (PLR) und in der cerebellären Lokomotionsregion (CLR) (13). Auch wurde gezeigt, dass bei Katzen die kortikalen Signale die Lokomotionszentren über die Basalganglien erreichen. Bei niederen Wirbeltieren erfolgt die Aktivierung der Hirnstammzentren über die Hemmung einer tonischen Inhibition (vom Pallidum).

Die Stimulation im MLR führt bei Katzen zu einer Erhöhung der Schrittgeschwindigkeit und bei weiterer Stimulation zu einem Übergang ins Laufen (11;14). Rhythmische Aktivitäten im Hirnstammzentrum werden durch Signale aus dem vermalen und paravermalen Kleinhirn erzeugt (10;11). In der cerebellären Lokomotionsregion (CLR) werden cortico-cerebelläre und spino-cerebelläre Signale verarbeitet und in das Lokomotionsprogramm integriert (15). Sensorische Signale von Hautrezeptoren, Muskelspindeln und Sehnenorganen sowie Signale aus den vestibulären und visuellen Systemen interagieren in komplexer Weise auf kortikaler, subkortikaler und spinaler Ebene mit den Lokomotionsprogrammen (16).

### 1.1.2 Lokomotionssteuerung beim Menschen

Grundlegende Veränderung im Laufe der Evolution zum Menschen ist die Entwicklung hin zum zweibeinigen Gang und die damit erweiterte Funktion der Hände (17). Inwieweit sich die Erkenntnisse aus den Tierversuchen auf den Menschen übertragen lassen, ist Teil der aktuellen Forschung. Es ist nicht bekannt, wie sich die Organisation und die Lokalisation der Lokomotionszentren durch diese Entwicklung verändert haben. Dass das menschliche Gangmuster – ähnlich wie bei der Katze - auf spinalen Grundmustern beruht, wird durch Studien an querschnittsgelähmten Patienten unterstützt, die auf dem Laufband Schrittbewegungen ausführen konnten (18;19). Dabei war eine teilweise Entlastung des Körpergewichts notwendig. Auch riefen Bewegungen der Beine eine gleichzeitige Aktivierung der Armmuskeln hervor, was auf eine Interaktion der „central pattern generators“ auf Rückenmarksebene schließen lässt, wie sie auch beim vierfüßigen Gang vorkommt (20). Es wird angenommen, dass die menschliche Lokomotion mehr supraspinale Kontrolle erfordert als dies bei anderen Wirbeltieren der Fall ist.

Das Wissen über die Lokalisation möglicher Lokomotionszentren beim Menschen wird auch gestützt durch Einzelfalluntersuchungen bei Patienten mit Gangstörungen nach umschriebenen Hirnstammläsionen und der damit in Zusammenhang stehenden Funktionsstörung beim Gehen (21;22). Beim idiopathischen Parkinsonsyndrom und bei der progressiven supranukleären Blickparese, einer Gangstörung mit häufigen Stürzen und assoziierter Okulomotorikstörung, ist die Zelldichte im Mittelhirn, in einer Region äquivalent zum MLR, reduziert (23;24). Diese Region wurde in Versuchen an der Katze als Lokomotionszentrum identifiziert und die auftretende Starthemmung bei diesen Erkrankungen daher als eine Funktionsstörung im MLR gedeutet (25).

### 1.1.3 Das supraspinale Lokomotionsschema

Die wichtigsten Regionen der Lokomotionssteuerung wurden in Versuchen an der Katze in den 60er und 70er Jahren charakterisiert. Es lässt sich zusammenfassen, dass das Gehen kortikal initiiert wird. Vor allem frontale Kortexareale, prämotorische und motorische Areale, disinhibieren über Basalganglien, Striatum, Pallidum und subthalamische Lokomotionsregion (SLR) die mesenzephalische Lokomotionsregion (MLR). Die mesenzephalische Lokomotionsregion erhält rhythmische Signale aus dem mittelliniennahen Kleinhirn, in dem die Schrittmacherfunktion der Purkinje-Zellen unter dem Einfluss zerebellärer und sensorischer, insbesondere vestibulärer und somatosensorischer Signale modifiziert wird (4). Tierexperimente zeigten, dass die zerebelläre Lokomotionsregion (CLR) für die Geschwindigkeitsmodifikation von Bedeutung ist (11;14). Vom Mittelhirn wird der Lokomotionsimpuls über die pontomedulläre Formatio reticularis (PLR) an die Rückenmarksgeneratoren weitergeleitet (13) (Abbildung 1).

Die neuronale Grundlage für die räumliche Repräsentation der Umgebung im Gehirn bildet ein Netzwerk, das unter anderem die Hippokampusformation einbezieht (26;27). Dies zeigen die Ergebnisse funktionell-bildgebender Untersuchungen zur supraspinalen Lokomotionskontrolle und Navigation des Menschen (28). In der Hippokampusformation wurden verschiedene Neuronentypen definiert: „Place cells“ sind an bestimmten Positionen im Raum aktiv. „Head direction cells“ im Präsubikulum, Subikulum und anderen Anteilen der Hippokampusformation modulieren eine Aktionspotentialfrequenz abhängig von der Orientierung des Kopfes und integrieren sensorische Signale. „Grid cells“ im entorhinalen Kortex sind für die „path integration“ wichtig, die die Fähigkeit der Bestimmung von Richtung und Distanz aus der Eigenbewegung, unabhängig von externen Referenzen, erlaubt.



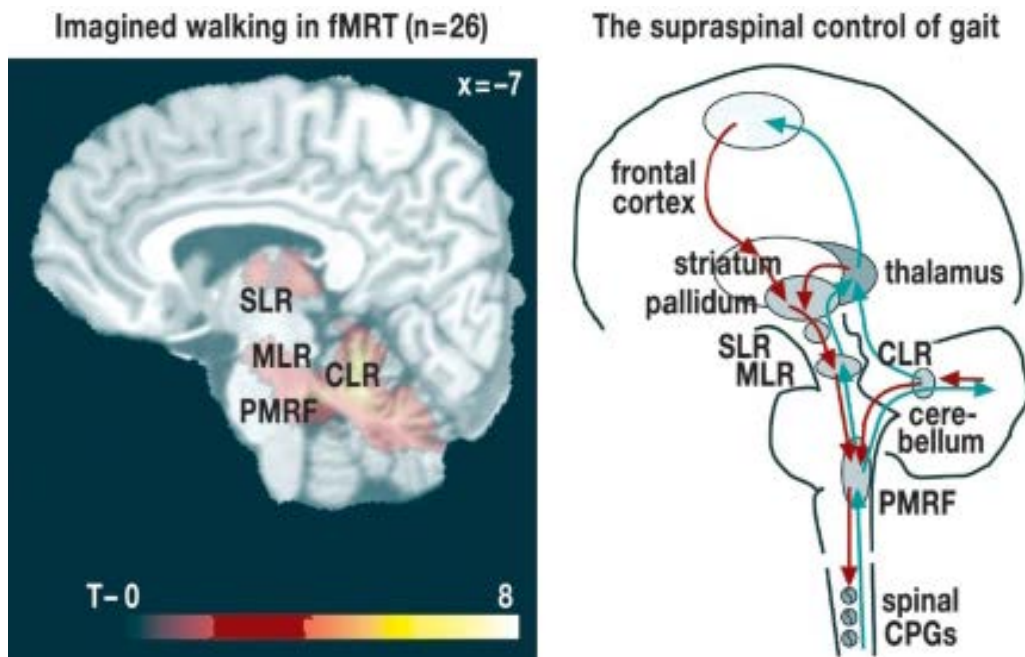


Abbildung 1: Supraspinale Steuerung des menschlichen Gehens. Das linke Bild zeigt die Areale im Zerebellum und Hirnstamm, die während gedachten Gehens im fMRI aktiv sind. Die Bezeichnungen sind jene Lokomotionsregionen, die aus Experimenten an Tieren bekannt sind. Das schematische Bild rechts zeigt das aktuelle Verständnis zur supraspinalen Kontrolle des menschlichen Ganges. Impulse aus den motorischen und prämotorischen Arealen des Frontalhirns disinhibieren Lokomotionsregionen im Hirnstamm über die Basalganglien. Das Signal zum Starten oder Ändern eines Bewegungsmusters verläuft vom Mittelhirn über die pontomedulläre Formatio reticularis (PMRF) zu den spinalen Generatoren. Der Rhythmus und die Geschwindigkeit des Gehens werden vom Kleinhirn moduliert. Afferente Signale aus den Gliedmaßen (blau) können das Gangmuster über Feedback-Schleifen, besonders der spino-cerebello-thalamischen Verbindung, modulieren. Erklärung der Abkürzungen: CLR: cerebelläre Lokomotionsregion; CPG: „central pattern generator“; MLR: Lokomotionsregionen des Mittelhirns; PMRF: pontomedulläre Formatio reticularis; SLR: subthalamische Lokomotionsregion. Quelle: Bild und Erklärung übernommen aus: Jahn K, Zwergal A, Schniepp R. Gait disturbances in old age: classification, diagnosis, and treatment from a neurological perspective. Dtsch Arztebl Int 2010 Apr;107(17):306-15.(4)

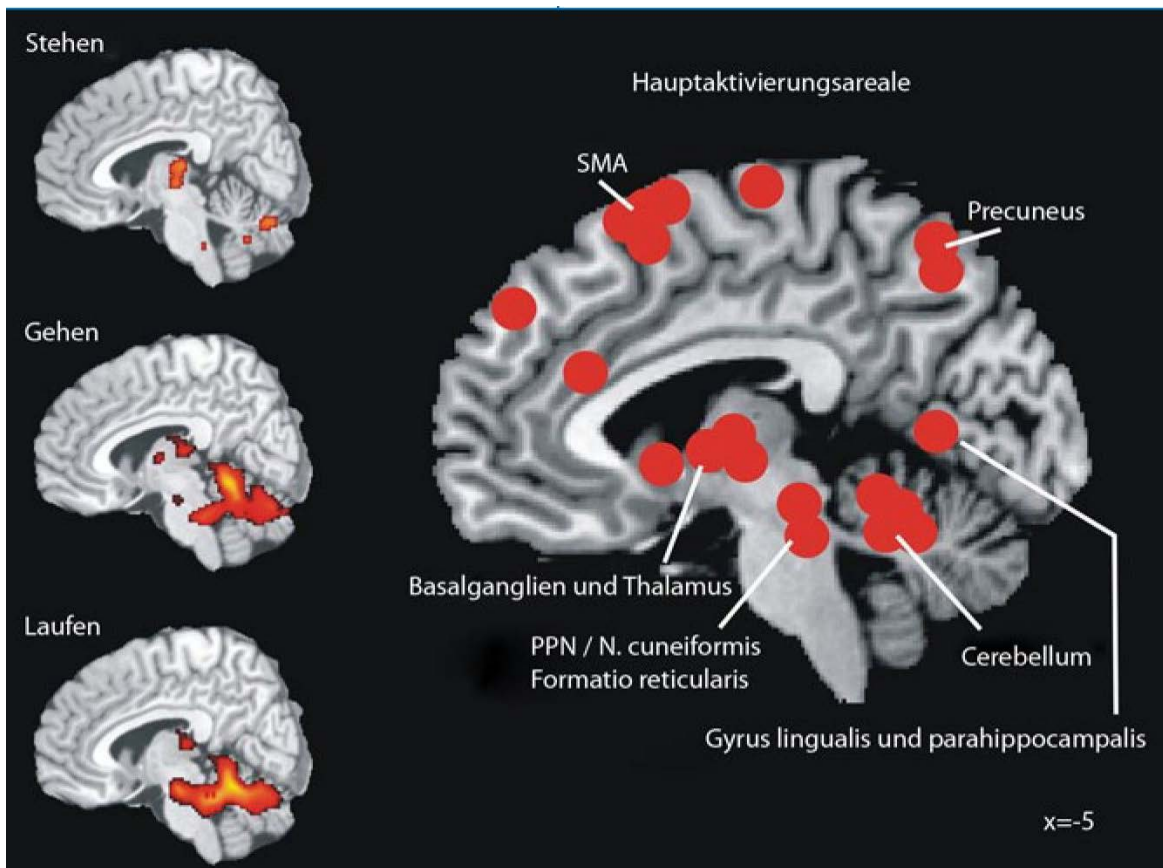
#### 1.1.4 Funktionelle Bildgebung der supraspinalen Gangkontrolle

Die Darstellung der beim Gehen aktivierten Hirnareale in bildgebenden Untersuchungen wird durch die Unmöglichkeit, wirkliche Lokomotion während der Messung mit detaillierter Darstellung des Hirnstamms durchzuführen, eingeschränkt.

Die optische Methode „near infrared spectroscopy“ (NIRS) erlaubt die Darstellung der lokalen Hämoglobinoxygenierung als Zeichen der Hirnaktivität während des Gehens. Es wurden Untersuchungen am Laufband durchgeführt, die eine Aktivierung im medialen primären sensomotorischen Cortex und im supplementär-motorischen Cortex nachweisen konnten (29). Diese Technik beschränkt sich auf eine Messung der oberflächlichen Hirnareale.

Nuklearmedizinische Methoden zur Messung des regionalen zerebralen Blutflusses (Hexamethylpropylenaminnoxim, HMPAO-SPECT) und des regionalen Glukosemetabolismus (Fluorodeoxyglucose, FDG-PET) sind ebenfalls geeignet, die Aktivität in Hirnarealen beim tatsächlichen Gehen zu messen (30-33). Dabei wird der Tracer vor dem Gehen appliziert, verteilt sich bei Ausführung der Aufgabe im Gehirn und kann anschließend gemessen werden. In der SPECT-Untersuchung mit dem Tracer  $^{99m}\text{Tc}$ HM-PAO zeigten sich nach dem Gehen Aktivierungen des supplementär-motorischen Kortex, des medialen primären motorischen Cortex, des Striatums, des Kleinhirnwurms und des visuellen Cortex (30;31). Der Einsatz nuklearmedizinischer Methoden wird durch die Strahlenbelastung und damit die geringe Wiederholbarkeit zur Durchführung zusätzlicher Bedingungen begrenzt.

Ein weiterer Ansatz ist die geistige Vorstellung von Stand und Bewegung während der Untersuchung im hochauflösenden, bildgebenden Verfahren der funktionellen Magnetresonanztomographie (fMRI). Hierbei wird die BOLD-Antwort gemessen. Es sind mehrfache Wiederholungen der Untersuchungen und ein Vergleich verschiedener Bedingungen (Vorstellung von Stehen, Gehen, Laufen u.a.) möglich (Abbildung 2). Für isolierte Hand- und Beinbewegungen konnte gezeigt werden, dass die bei vorgestellter Bewegung aktivierten Hirnareale denen bei tatsächlicher Bewegung vergleichbar sind (34-36). Geringe Unterschiede ergeben sich in den zeitlichen Parametern (37). Die Untersuchung bei der Imagination von Bewegung benötigt ein intensives Training und eine gute Mitarbeit der Probanden. Dies lässt sich nur eingeschränkt kontrollieren. Es ergibt sich somit eine Einschränkung im Patientenkollektiv.

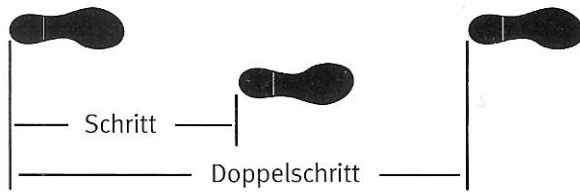


**Abbildung 2: Hirnaktivierung bei Bewegung.** Die linken Bilder zeigen die BOLD-Signalsteigerung in Hirnstamm und Kleinhirn bei vorgestelltem Stehen, Gehen und Lauf im fMRI. Das rechte Bild gibt die Zusammenfassung der wichtigsten Aktivierungen aus der Literatur wieder. Erklärung der Abkürzungen: PPN: Nucleus pedunculopontinus, SMA: Supplementär-motorische Rinde. Quelle: Jahn K, Zwergal A. Funktionelle Bildgebung bei Lokomotion und Navigation. Der Nervenarzt 2010 Dec 1;81(12):1450-5.(2)

## 1.2 Der Gangzyklus

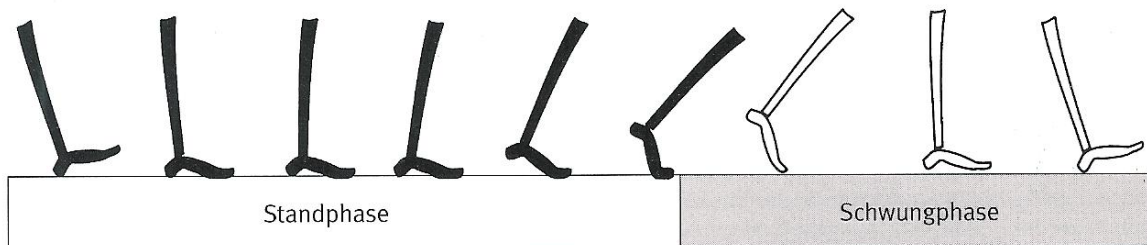
Der physiologische Gang des Menschen ist eine Bewegung des gesamten Körpers, bei dem ein Zusammenwirken verschiedener Körpersegmente in zeitlich korrekter Reihenfolge erfolgt.

Dabei ist die Grundlage des Gehens eine repetitive Folge von einzelnen Schritten, die auf spinaler Ebene generiert wird (18;19). Ein Schritt reicht vom initialen Bodenkontakt des einen Fußes bis zum initialen Bodenkontakt des kontralateralen Fußes. In wissenschaftlichen Arbeiten wird teilweise der Begriff des Doppelschrittes verwendet, der den Umfang von zwei Schritten umfasst (Abbildung 3). Start- und Endpunkt sind dann jeweils der initiale Bodenkontakt des ipsilateralen Fußes.



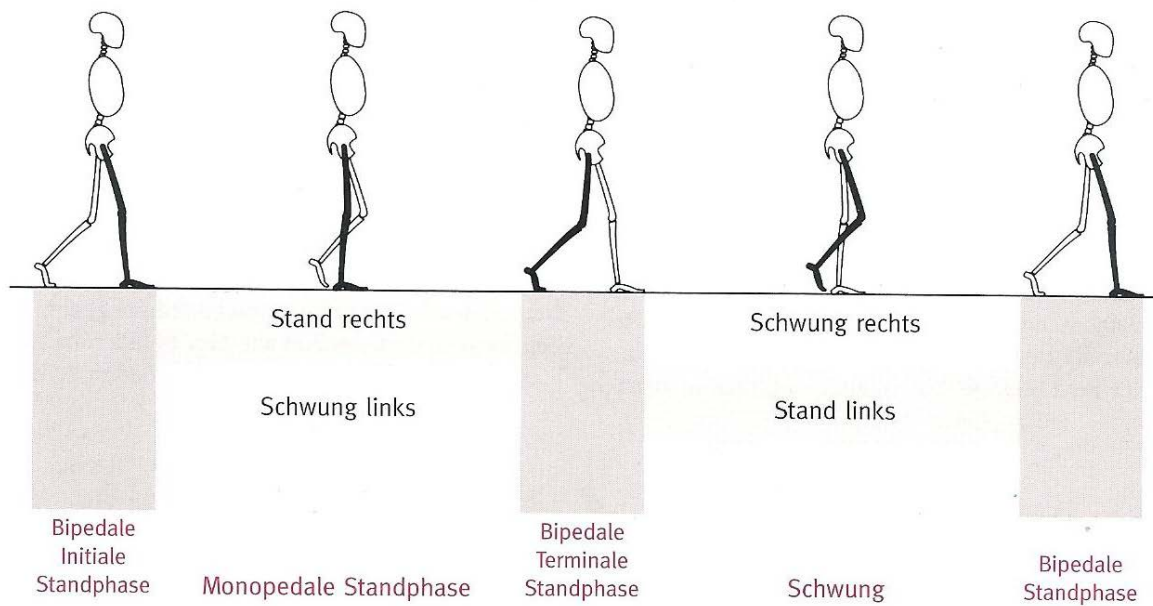
**Abbildung 3: Schritt und Doppelschritt.** Quelle: Perry J. Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens. Urban und Fischer; 2003; p.3. (1)

Der Doppelschritt bzw. zwei Einzelschritte umfassen die Dauer eines Gangzyklus (38). Dieser ist in Stand- und Schwungphasen unterteilt (Abbildung 4). Diese werden als Gangphasen bezeichnet.



**Abbildung 4: Gliederung des Gangzyklus in Standphase und anschließende Schwungphase.** Quelle: Perry J. Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens. Urban und Fischer; 2003; p.1. (1)

Während der Standphase, die sich in drei Abschnitte unterteilen lässt, ruht der Fuß auf dem Boden. Der Gangzyklus beginnt mit einer bipedalen Standphase. Zu diesem Zeitpunkt befinden sich beide Füße am Boden. Der Übergang in die monopedale Standphase beginnt mit dem Ablösen des kontralateralen Fußes vom Boden. Während dieser Phase ruht das gesamte Körpergewicht auf der betreffenden Extremität, das kontralaterale Bein schwingt währenddessen am Standbein vorbei nach vorne. Der dritte Abschnitt ist eine erneute bipedale Standphase. Diese beginnt mit dem Bodenkontakt des kontralateralen Fußes (kontralateraler initialer Bodenkontakt). Beide Füße haben zu diesem Zeitpunkt wieder Bodenkontakt und das Körpergewicht wird auf das kontralaterale Bein verlagert (Abbildung 5).



**Abbildung 5: Unterteilung der Standphase und Darstellung des Zeitpunktes des bilateralen Bodenkontakts.**  
Quelle: Perry J. Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens. Urban und Fischer; 2003; p.2. (1)

Der nächste Schritt beziehungsweise der zweite Teil des Gangzyklus beginnt nun mit dem Abheben der Zehen des vorigen Standbeines (Ende der Standphase) und dem Ausführen der Schwungphase. Dieses schwingt am kontralateralen Fuß vorbei, welcher sich nun in der monopedalen Standphase befindet und das gesamte Körpergewicht trägt. Mit dem Aufsetzen des ipsilateralen Fußes endet sowohl die Schwungphase als auch der Umfang eines Gangzyklus. Nun folgt erneut eine bipedale Standphase und ein weiterer Zyklus beginnt.

### 1.2.1 Zeitliche Abfolge eines Gangzyklus

Zeitlich entfallen ungefähr 60 % des Gangzyklus auf die Standphase mit zwei bipedalen Standphasen von jeweils 10 % und 40 % auf die Schwungphase (1). Die monopedale Standphase des einen Beines ist gleichzeitig die Schwungphase des kontralateralen Beines, da beide gleichzeitig erfolgen. Die Dauer der beiden Gangphasen ist umgekehrt proportional der Gehgeschwindigkeit. Bei steigender Geschwindigkeit verkürzen sich Stand- und Schwungphase. Umgekehrt verhält es sich bei abnehmender Geschwindigkeit; Stand- und Schwungphase verlängern sich in diesem Fall. Bei schnellem Gehen sind die bipedalen Standphasen verkürzt, während das monopedale Stehen bzw. die Schwungphase proportional verlängert ist (39). Bei abnehmender Geschwindigkeit verhält es sich umgekehrt mit proportionaler Verlängerung der Standphasen.

Die Dauer der Phasen eines Gangzyklus variiert mit der Ganggeschwindigkeit. Bei einer Geschwindigkeit von 80 m/min (ca. 1,33 m/s) entfallen 62 % auf die Standphase und 38 % auf die Schwungphase (40).

Die charakteristische Eigenschaft des Gehens ist die bipedale Standphase, während der die Beine das Tragen des Körpergewichtes tauschen. Beim Wechsel der Bewegungsform vom Gehen ins Laufen entfällt die bipedale Standphase (41).

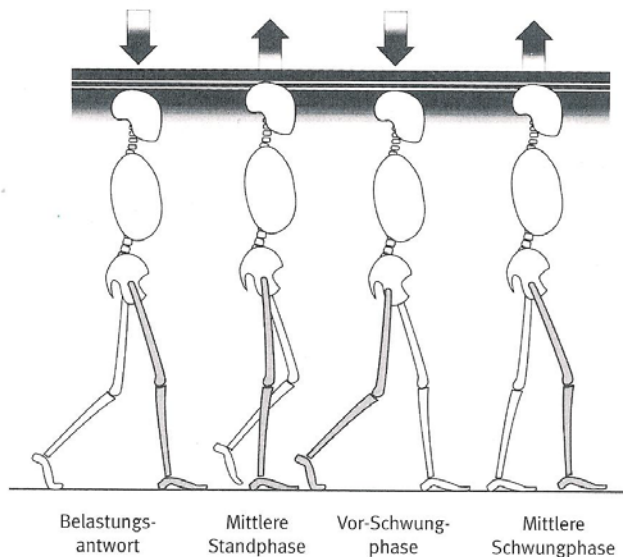
### 1.2.2 Bewegung des Rumpfes während des Gangzyklus

Da bei der hier verwendeten Methode zur Ganganalyse die LED-Dioden thorakal am Rücken der Probanden angebracht worden waren, wird im folgenden Kapitel die Bewegung des Rumpfes während eines Gangzyklus dargestellt.

Die Gesamtheit der von den Beinen getragenen Körperteile wird als HAT-Einheit (Head, Arms, Trunk) zusammengefasst. Der Hals erlaubt dem Kopf eine unabhängige Bewegung vom Rumpf, jedoch bilden Kopf und Rumpf beim normalen Gehen eine Einheit. Zum Rumpf werden die thorakalen und lumbalen Segmente gezählt. Rumpf und Becken werden getrennt gesehen, da sie unterschiedliche Aufgaben erfüllen. Die Trennebene verläuft durch das Bewegungssegment L5/S1. Bei der visuellen Beobachtung des Gangs wird vor allem eine vertikale Bewegungsänderung der HAT-Einheit beobachtet. Durch die instrumenten-

gestützte Ganganalyse erkennt man zusätzlich Auslenkungen in der Frontal- und der Sagittalebene.

Während eines Gangzyklus beschreibt die Auslenkung in vertikaler Richtung eine doppelte Sinuskurve.



**Abbildung 6: Vertikale Auslenkung des Rumpfes während eines Gangzyklus. Quelle: Perry J. Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens. Urban und Fischer; 2003; p.79. (1)**

Aufgrund des doppelten Sinusverlaufes werden höchste und niedrigste Positionen während eines Gangzyklus zweimal durchlaufen. Die niedrigste Position bildet während der bipedalen Standphase die Belastungsantwort (bei 6 % des Gangzyklus) sowie die Vor-Schwungphase des ipsilateralen Fußes (bei 56 % des Gangzyklus). Die höchste Position der HAT-Einheit besteht während der mittleren monopodalen Schwungphase, zuerst während der mittleren Standphase (bei 34 % des Gangzyklus) und später während der mittleren Schwungphase des ipsilateralen Fußes (bei 84 % des Gangzyklus) bzw. der mittleren Standphase des kontralateralen Fußes. Die Auslenkung beträgt durchschnittlich 4,5 cm (42) bzw. jeweils 2,5 cm nach oben und unten (43). Die vertikale Auslenkung des Rumpfes ist von der Geschwindigkeit abhängig. Sie beträgt zwischen 2,7 cm bei 90 m/min (1,5 m/s) und 6,8 cm bei 150 m/min (2,5 m/s) (44) (Abbildung 6).

Die laterale Auslenkung der HAT-Einheit während eines Gangzyklus beschreibt eine einfache Sinuskurve. Dabei werden maximale Auslenkungen nach rechts und links von 4,5 cm

gemessen. Die Auslenkung erfolgt in Richtung des Standbeines (42). Die maximale Auslenkung ist während der monopodalen terminalen Standphase auf die gleiche Seite gerichtet und während der mittleren Schwungphase des ipsilateralen Fußes bzw. während der monopodalen terminalen Standphase des kontralateralen Fußes auf die andere Seite gerichtet (Abbildung 7).

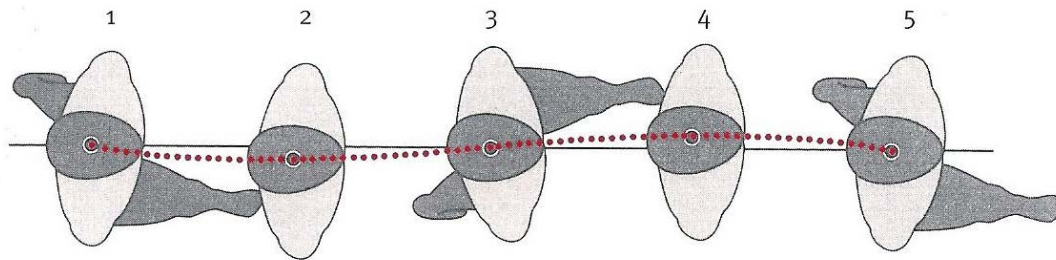


Abbildung 7: Laterale Auslenkung des Rumpfes während des Gangzyklus. Quelle: Perry J. Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens. Urban und Fischer; 2003; p.80. (1)

### 1.2.3 Gangparameter

Grundlage zur objektiven Analyse des Ganges sind die Weg-Zeit-Parameter Geschwindigkeit, Schrittlänge und Kadenz. Die Gehgeschwindigkeit, gemessen in Metern pro Sekunde, ergibt sich aus der zurückgelegten Strecke pro Zeiteinheit. Die Schrittlänge wird in Metern angegeben und bezieht sich auf den einzelnen Schritt. Die Doppelschrittlänge umfasst zwei Schritte oder einen Gangzyklus. Die Kadenz, auch Schrittfrequenz genannt, gibt die Anzahl der Schritte pro Zeiteinheit wieder und wird in wissenschaftlichen Arbeiten meist in Schritte pro Sekunde angegeben.

Die Variabilität ist ein Maß für die Regelmäßigkeit der Schrittfolge. Diese wird über mehrere Gangzyklen gemessen und mit folgender Formel berechnet:

$$\text{Var (in \%)} = \text{Standardabweichung} / \text{Mittelwert} \times 100$$

Eine Erhöhung der Variabilität zeigt eine größere Variationsbreite der Schrittfolge an. In Studien wurde die Zunahme der Variabilität als Hinweis einer pathologischen Veränderung des Ganges erfasst (45).



Die spontane Geschwindigkeit des Gehens gesunder Erwachsener wird in der Literatur mit ca. 1,4 Metern pro Sekunde angegeben (47). Wir können diese Grundgeschwindigkeit entweder durch Steigerung der Schrittlänge oder durch Steigerung der Kadenz erhöhen. Dabei nehmen sowohl Schrittlänge als auch Kadenz linear zur steigenden Geschwindigkeit zu. Der Zusammenhang lässt sich sowohl bei gesunden Erwachsenen als auch bei Erkrankten darstellen (46). Die Schrittlänge gesunder Personen beträgt durchschnittlich 0,70 Meter. Die Standardabweichung der Schrittlänge bei gesunden Personen liegt bei 7 Prozent (47). Die mittlere Kadenz von Erwachsenen liegt bei 113 Schritten pro Minute (ca. 1,89 Schritte pro Sekunde), die Variabilität zwischen 3 und 7 Prozent (38).

#### 1.2.4 Veränderungen des Ganges im Alter

Das spontane Gehen zeigt bei zunehmendem Alter eine Abnahme der Gehgeschwindigkeit (48). Dabei gilt eine Abnahme von ca. 1 % pro Jahr ab dem 60. Lebensjahr als physiologisch (49). Dies geschieht vor allem durch eine Reduktion der Schrittlänge (50;51). Der Vergleich der Schrittfrequenzen von jungen, gesunden Probanden und älteren, gesunden Probanden zeigt hingegen keinen signifikanten Unterschied (52). Die Verringerung der Gehgeschwindigkeit geht mit einer Verlängerung der Doppelstandphase einher und dient hauptsächlich der Energieoptimierung (50;53). Auch Inaktivität, Angst vor bzw. nach Stürzen oder Medikamenteneinnahme führen zu einer Gangveränderung im Alter mit Geschwindigkeitsabnahme. Die Schwankungen von Kopf und Rumpf verstärken sich mit zunehmendem Alter.

Bei einer gewollten Geschwindigkeitssteigerung wird bei älteren, gesunden Menschen die Schrittlänge im Verhältnis zu jungen, gesunden Menschen weiter reduziert und die Kadenz gesteigert (54).

Bei maximaler Gehgeschwindigkeit wird der Unterschied der Gehgeschwindigkeiten zwischen jungen und alten gesunden Probanden am größten (4).

## 1.3 Gangstörungen

Gangstörung ist als eine Pathologie des natürlichen Ganges, die über eine normale Reduktion der Gehgeschwindigkeit bei höherem Lebensalter hinausgeht, definiert. Sie ist keine Folge des natürlichen Alterns (1). Es muss daher nach einer zugrunde liegenden Erkrankung gesucht werden.

### 1.3.1 Epidemiologie von Gangstörungen

Die Veränderung des Ganges bei älteren Menschen ist ein physiologischer Prozess des Alterns (49). Daher muss bei der Beurteilung des Ganges zwischen dem Gangbild des physiologischen Alterns und einer pathologischen Veränderung unterschieden werden.

Altern gilt als wichtigster Risikofaktor für Gangstörungen (55). Dies zeigt unter anderem die Studie von Sudarsky: 85 % der 60-jährigen zeigen einen normalen Gang, während es bei den 85-jährigen nur noch 20 % sind (56). Eine weitere Studie zeigte eine Prävalenz der Gangstörungen von 35 % bei über 70-jährigen (57).

Eine Studie, die ein Kollektiv ambulanter, neurologischer Patienten auf die Ursache ihrer Gangstörungen untersuchte, zeigte folgende Ursachen (56):

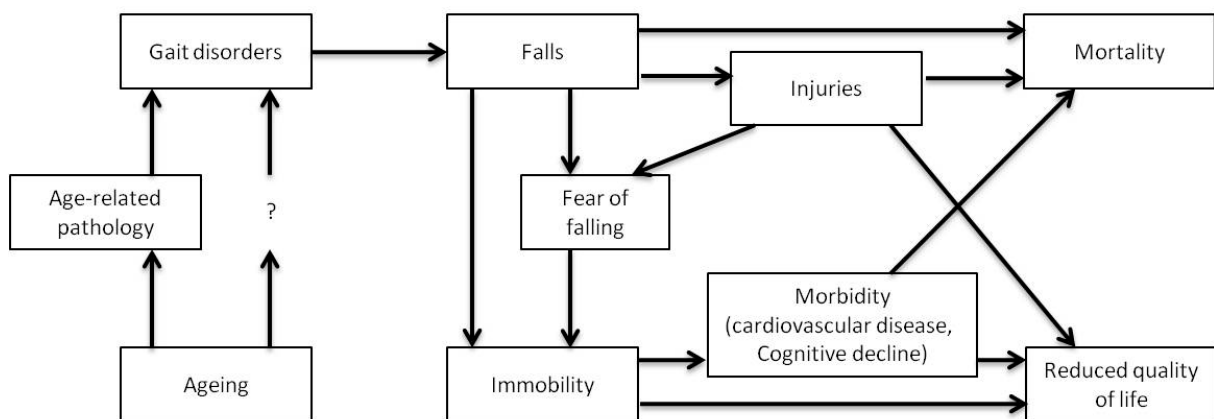
- Sensorisches Defizit (18 %)
- Zervikale Myelopathie (16 %)
- Multiple lakunäre Infarkte (15 %)
- Parkinson-Syndrom (11 %)
- Zerebelläre Degeneration (11 %)
- Hydrozephalus (7 %)
- Psychogene Gangstörung (3 %)
- Toxischer oder metabolischer Einfluss (3 %)

In 14 % der Fälle konnte die Ursache der Gangstörung nicht geklärt werden. Bei einem Kollektiv stationär behandelter, neurologischer Patienten zeigten sich Gangstörungen am häufigsten bei folgenden Krankheitsbildern (55):

- Parkinson-Syndrom (93 %)

- Subkortikale arteriosklerotische Enzephalopathie (85 %)
- Motoneuronenerkrankungen (83 %)
- Polyneuropathie (80 %)
- Spinale Erkrankungen (71 %)
- Psychogene Störungen (59 %)
- Multiple Sklerose (51 %)
- Intrazerebrale Blutung (41 %)

Störungen des Ganges und des Gleichgewichts können zu Stürzen und im Weiteren zu einer Einschränkung der Mobilität führen. Etwa 30 % der über 65-jährigen zu Hause lebenden Personen stürzen mindestens einmal im Jahr, in Pflegeheimen betrifft dies etwa 50 % der Bewohner (58). Allein die Angst zu stürzen, führt zu einer weiteren Immobilität (59).



**Abbildung 8:** Das Schema zeigt die Zusammenhänge des Alterns mit Gangstörungen und deren Auswirkungen auf Lebensqualität und Mortalität. Quelle: Snijders AH, van de Warrenburg BP, Giladi N, Bloem BR. Neurological gait disorders in elderly people: clinical approach and classification. *Lancet Neurol* 2007 Jan;6(1):63-74.(60)

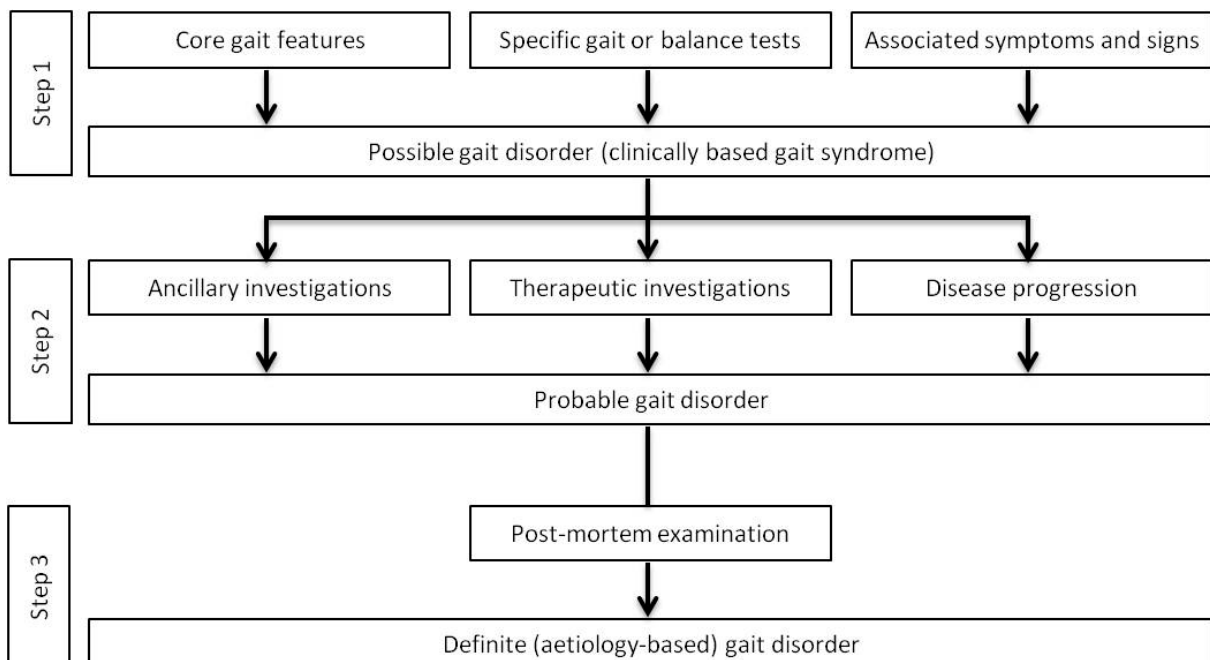
Es kommt bei diesen Menschen zu einer Einschränkung ihrer normalen Lebensaktivität (61) und zu einer Verringerung der Lebensqualität (62). So erhöht eine Kombination aus Gangstörung und posturaler Instabilität das Mortalitätsrisiko bei älteren Menschen (63) (Abbildung 8). Durch gezieltes Training kann versucht werden, das Gangbild zu korrigieren und das Sturzrisiko zu senken (64;65).

### 1.3.2 Klassifikation der Gangstörungen

Die Klassifikation von Nutt und Marsden teilt die Gangstörungen in drei Gruppen ein (66):

- Lower-level gait disorders
- Intermediate-level gait disorders
- Higher-level gait disorders

In die Kategorie der lower-level gait disorders gehören Erkrankungen des peripheren Nervensystems und der ausführenden Organe, wie Gangstörungen bei Arthritis, Myopathien oder Polyneuropathien. Intermediate-level gait disorders umfassen Erkrankungen der afferenten und efferenten Bahnen des zentralen Nervensystems. Hierzu zählen beispielsweise Paresen nach Schlaganfall, Gangstörungen bei zerebellären Funktionsstörungen oder Parkinson-Erkrankung. In die Gruppe der higher-level gait disorders werden Erkrankungen mit Störungen im Bereich des Kortex zusammengefasst. Hierbei handelt es sich beispielsweise um frontale, subkortikale oder psychogene Gangstörungen. Diese Einteilung ist im klinischen Alltag nur eingeschränkt hilfreich. Daher werden Gangstörungen bei vielen Autoren anhand der klinischen Zeichen eingeteilt (60) (Abbildung 9).



**Abbildung 9:** Im ersten Schritt werden die beobachteten Gangstörungen durch Anamnese und klinische Tests erfasst und zu einem Syndrom zusammengefasst. Es folgen weitere diagnostische Untersuchungen, beispielsweise MRT-Untersuchungen, und Verlaufsbeobachtung mit dem Ziel der Diagnosefindung. Die Diagnose kann erst durch eine Autopsie vollständig bestätigt werden. Erklärung siehe Text. Quelle: Snijders AH, van de Warrenburg BP, Giladi N, Bloem BR. Neurological gait disorders in elderly people: clinical approach and classification. *Lancet Neurol* 2007 Jan;6(1):63-74. (60)

Aktuelle Studien widmen sich vermehrt dem Zusammenhang aus higher-level gait disorders und kognitiven Beeinträchtigungen. Es konnte gezeigt werden, dass die Reduktion der Gehgeschwindigkeit mit einer Reduktion der Punktezahl im Mini-Mental-Test einhergeht (55). Bei sogenannten „dual task“-Untersuchungen bekommen Patienten während des Gehens Aufgaben gestellt. Dies können Rechnen, Geschichten erzählen oder Aufzählungen von Gegenständen sein. Während dieser kognitiven Aufgaben zeigten die Patienten eine Reduktion der Gehgeschwindigkeit oder blieben stehen (67).

### 1.3.3 Gangstörung bei Parkinson-Erkrankung

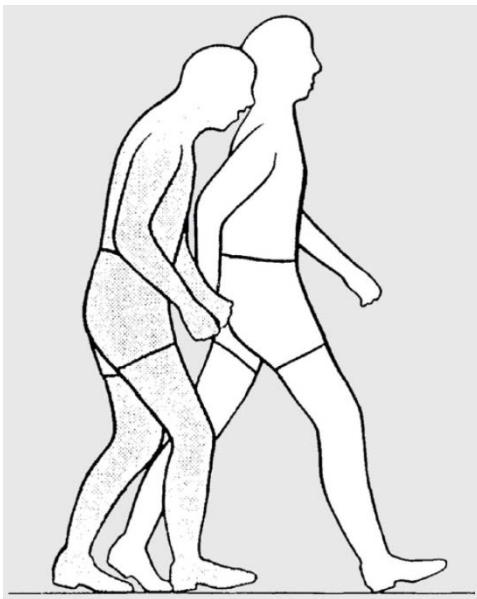
Die Parkinson-Krankheit ist die zweithäufigste neurodegenerative Erkrankung nach der Alzheimer Erkrankung. Sie wurde erstmals 1817 in der Publikation „An essay on the shaking palsy“ durch James Parkinson beschrieben (68).

Auf detaillierte Informationen über das Vorkommen, die klinischen Symptome, die Pathophysiologie oder die Behandlung der Parkinson-Erkrankung wird in dieser Arbeit verzichtet und auf Lehrbücher der Neurologie verwiesen. Im Folgenden werden die Kennzeichen der Gangstörung bei Parkinson-Patienten dargestellt.

Das Anfangsstadium der Parkinson-Erkrankung ist gekennzeichnet durch eine Reduktion der Gehgeschwindigkeit mit kleinen, oft schlurfenden Schrittfolgen. Ursache der Geschwindigkeitsabnahme ist eine Abnahme der Schrittlänge, die Kadenz bleibt unverändert (3;69). Auch zeigt sich eine größere Variabilität der Schrittlänge während des Gehens (70). Eine Geschwindigkeitssteigerung wird überwiegend durch eine Steigerung der Schrittfrequenz als durch eine Schrittlängenvergrößerung erreicht (71).

Mit Fortschreiten der Krankheit wird „Freezing“ häufiger, ein Phänomen, bei dem die Patienten eine verzögerte Ganginitiierung zeigen. Es handelt sich dabei um eine unwillkürliche Blockade beim Starten oder während der Bewegung. Dabei tippeln die Patienten entweder auf der Stelle oder können die Füße gar nicht bewegen. Dieses Phänomen tritt bei den meisten Patienten innerhalb von 10-15 Jahren nach Krankheitsbeginn auf. Durch visuelle Hilfen am Boden oder das „Übersteigen“ eines umgedrehten Gehstockes kann der verzögerten Ganginitiierung entgegengewirkt werden (72).

Im Verlauf der Erkrankung kommt es zu einer zunehmenden Haltungsstörung, bei der die Patienten eine deutliche Vorwärtsbeugung des Rumpfes sowie eine Flexion aller großen Gelenke aufweisen (Abbildung 10). Auch die Gelenkexkursionen sind generell reduziert. Der Fuß wird flacher aufgesetzt, auch ein initialer Bodenkontakt mit den Zehen ist zu beobachten. Das reduzierte Mitschwingen der leicht flektierten Arme zeigt sich schon in frühen Stadien der Erkrankung. Eine Abgrenzung von anderen hypokinetischen Gangstörungen ist dennoch schwierig (73).



**Abbildung 10: Körperstellung bei Morbus Parkinson nach Murray. Quelle: Murray MP, Sepic SB, Gardner GM, Downs WJ. Walking patterns of men with parkinsonism. Am J Phys Med 1978 Dec;57(6):278-94. (3)**

Gleichgewicht und posturale Reflexe bleiben lange Zeit erhalten, jedoch führen Stöße oder Körperschwankungen zu vielen, kleinen Korrekturbewegungen anstelle einer größeren Ausgleichsbewegung, wie dies beim Gesunden der Fall wäre. Die Patienten zeigen im Verlauf der Erkrankung das Phänomen „Festination“. Dabei führen die Patienten viele kleine Schritte aus, um den Körperschwerpunkt zwischen den Füßen zu halten, während der Rumpf weiterhin nach vorne gebeugt ist. Stöße auf die Brust oder auf den Rücken versucht der Parkinson-Erkrankte mit Retropulsion (Ausgleichsbewegungen nach hinten) und Propulsion (Ausgleichsbewegungen nach vorne) auszugleichen. Bei weiterem Fortschreiten der Erkrankung ist dies nicht mehr möglich, es kommt zu einer Beeinträchtigung der Haltungsreflexe und die Patienten stürzen. Hilfsmittel wie Gehstock oder Gehwagen werden zur Fortbewegung notwendig.

Verschiedene Strategien wurden entwickelt, um ein möglichst normales, sicheres Gehen der Patienten zu gewährleisten. Fördernd sind visuelle Hilfen wie regelmäßige Markierungen am Boden, die zu einer Anpassung und Vergrößerung der Schrittlänge führen. Auch die gleichmäßige Abfolge akustischer Reize eines Metronoms hilft den Betroffenen. Ziel ist eine gleichmäßige Schrittkadenz (74;75) und das Verhindern von Blockaden beim Start und während der Bewegung.

Regelmäßige Physiotherapie gilt als Basis der Behandlung der Gangstörung bei Morbus Parkinson. Auch körperliche Aktivität im Rahmen von Ausdauersportarten wie Gehen, Laufen, Radfahren oder Schwimmen ist sinnvoll. Der zugrunde liegende Dopaminmangel wird mit L-Dopa, Dopaminagonisten, Amantadin, Monoaminoxidasehemmern und COMT-Hemmern behandelt (76). Unter Einnahme von L-Dopa zeigt sich eine Verbesserung des Ganges: Die spontane Gehgeschwindigkeit nimmt bedingt durch eine Vergrößerung der Schrittlänge zu, die Variabilität der Schrittlänge nimmt ab (77). Eine Verbesserung der posturalen Stabilität zeigte sich hingegen nicht bzw. kaum. Auch sprechen nicht alle Patienten auf die Therapie mit L-Dopa an. Bei langjähriger Behandlung mit L-Dopa kommt es zu Wirkungsfluktuationen, die Auswirkungen auf das Gangbild zeigen und mit dem Phänomen „Freezing“ einhergehen.

Eine Alternative stellt die beidseitige tiefe Hirnstimulation des Nucleus subthalamicus dar. Es zeigen sich positive Effekte auf die Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge. Die Effekte sind größer als bei der früher verwendeten Stimulation des Globus pallidus internus (78;79). Außerdem zeigt sich eine Verbesserung der Haltungsreflexe (80;81). Ergebnisse der Ganganalyse bei Langzeituntersuchung nach tiefer Hirnstimulation liegen noch nicht vor.

## 1.4 Ganganalyse

Primär wird bei der Untersuchung des Gangbildes zwischen der instrumentellen („objektiven“) und der beobachtenden („subjektiven“) Analyse unterschieden. Bei der subjektiven Analyse spielt die Erfahrung des Untersuchers eine entscheidende Rolle. In den folgenden Kapiteln werden die Möglichkeiten der instrumentell unterstützten Untersuchung dargestellt.

### 1.4.1 Anforderung an die Umgebung

Der Untersuchungsraum sollte eine Mindestlänge von zehn bis elf Metern aufweisen, um valide Ergebnisse zu liefern. Der Start des Ganges beschreibt den Abschnitt zwischen Stehen und dem Erreichen einer konstanten Geschwindigkeit. Dafür sind nach Miller drei Schritte nötig (82). Die darauf folgende Analysedistanz sollte mindestens vier Meter betragen (1). Um während der Analysestrecke eine konstante Geschwindigkeit zu halten, ist anschließend ein Auslauf von mindestens drei Metern nötig.

Alle Messinstrumente sollten so in den Raum integrierbar sein, dass sie nicht als Hindernis empfunden werden und dann unphysiologisches Gehen provozieren (z.B. im Boden versenkte Kraftmessplatte). Ob die Untersuchungen sinnvoll auf einem Laufband möglich sind, hängt von den Anforderungen des Experiments ab. Die Untersuchungen mit einer realen Laufstrecke und auf dem Laufband ergeben bei der Messung von Weg-Zeit-Parametern bei gesunden Probanden bis auf den Zeitpunkt der Initiierung des Ganges keine Unterschiede (83;84). Die Untersuchung von Patienten mit langsamer oder unregelmäßiger Schrittfolge ist hingegen nur erschwert möglich.

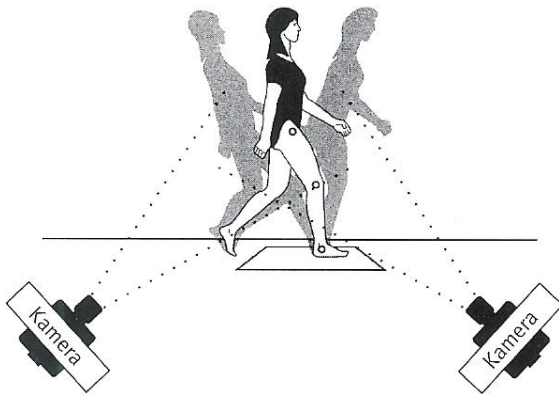
### 1.4.2 Ganganalyse mit Kamerasystemen

Kameras erlauben die Aufzeichnung von Körperbewegungen ohne Kontakt mit dem Probanden. Die weitere Auswertung der aufgezeichneten Daten kann online oder offline mit verschiedenen Methoden erfolgen. Prinzipiell werden die Daten durch eine Software ausgewertet und grafisch dargestellt. Vorläufer dieser Möglichkeit war die Filmfotografie, bei der leuchtende Marker, die am Probanden befestigt waren, mit niedriger Verschlusszeit



fotografiert und anschließend die Bilder übereinander projiziert wurden. So entstand der Eindruck eines Bewegungsablaufes.

Heutzutage besteht ein System aus mindestens zwei Kameras, die bei richtiger Positionierung ausreichen, um eine dreidimensionale Aufzeichnung der Bewegung im Raum zu ermöglichen (Abbildung 11).



**Abbildung 11: Bewegungsanalyse mit zwei Kameras. Quelle: Perry J. Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens. Urban und Fischer; 2003; p.231. (1)**

In der computergestützten Bewegungsanalyse werden die digitalen Daten der Kameras direkt im Computer verarbeitet ohne das Videobild zu speichern und darzustellen. Häufig detektiert das Kamerasystem am Probanden positionierte Marker. Dabei werden zwei Systeme unterschieden. Zum einen werden passive Marker verwendet, welche das Licht reflektieren, zum anderen Licht aussendende Dioden, welche auch als aktive oder optoelektrische Marker bezeichnet werden. Zum Betrieb dieser ist eine Energiequelle nötig, ein Akku schränkt die Bewegung des Probanden nicht ein. Die grundlegenden Prinzipien der Markersetzung an anatomischen Punkten sind bei beiden Systemen gleich. Die Markierung von anatomischen Strukturen auf der Haut erweist sich als äußerst schwierig, sodass Daten verschiedener Arbeitsgruppen nur eingeschränkt vergleichbar sind. Auch die konzentrierte und motivierte Mitarbeit des Probanden bzw. – noch problematischer - der Patienten während der Untersuchung stellt eine große Herausforderung dar und lässt sich nur schwer nachweisen.

### 1.4.3 Weitere Methoden zur Aufzeichnung des Gehens

Eine weitere Möglichkeit zur Aufzeichnung des Ganges ist die Nutzung von auf Druck reagierenden Sensoren. Es wird entweder eine Sohle mit Drucksensoren in die Schuhe integriert oder die Untersuchung wird auf einem Untergrund mit eingebauten drucksensitiven Sensoren durchgeführt.

Ein Beispiel für ein solches System ist das GAITRite® System (CIR Systems Inc., Havertown, Pa., USA). Es besteht aus einer Matte von 0,9 m Breite und variabler Länge (5-10 m). Darauf befinden sich mehrere tausende, quadratische Sensoren mit einer Seitenlänge von 1 cm. Diese sind in einem Abstand von 1,27 cm angeordnet. Die Sensoren, die durch das Gewicht bzw. den Druck des Fußes aktiviert werden, messen mit einer Frequenz von 120 Hz. Die Daten werden am Computer verarbeitet und die Weg-Zeit-Parameter anschließend ausgegeben (85). Die Reliabilität und die Validität dieses Systems wurden an gesunden Probanden (85-87) und Patientenkollektiven mit Morbus Huntington (88) und Morbus Parkinson (89) gezeigt.

Der Vorteil dieser Methoden ist der flexible und schnelle Einsatz. Die Geräte lassen sich schnell aufbauen, durch den Verzicht des Anbringens von Markern am Patienten ist die Vorbereitung am Patienten minimal. Nachteil dieser Systeme ist, dass eine Auswertung auf die untere Extremität beschränkt ist und somit eine Analyse der Bewegung der oberen Körperregionen fehlt. Auch ist eine freie Bewegung im Raum nur eingeschränkt möglich, da sich die Probanden zur korrekten Messung innerhalb der Begrenzungen bewegen müssen. Hier erweisen sich die auf Kamera basierenden Ganganalysesysteme von Vorteil. Der seitliche Bewegungsumfang ist deutlich vergrößert und eine Analyse aller Körperpartien ist möglich.

### 1.4.4 Ziele dieser Arbeit

In dieser Forschungsarbeit wird die Analyse des Ganges von gesunden Probanden verschiedener Altersgruppen und von Patienten mit Parkinson-Erkrankung mit einem in der Forschungsgruppe regelmäßig eingesetzten Kamerasystem durchgeführt (90;91). Das System wurde im Rahmen der Dissertation weiterentwickelt, um es an die Notwendigkeiten der

geplanten Experimente anzupassen. Die Bewegungen zuvor markierter, thorakaler Körperpunkte werden durch Kamera und Computer aufgezeichnet, anschließend verarbeitet und ausgewertet. Zur Erforschung der supraspinalen Steuerung der Lokomotion sind wir an Parametern interessiert, von denen wir glauben, dass sie Veränderung des supraspinalen Lokomotionsnetzwerkes zeigen.

In dieser Arbeit richten wir das Interesse auf die Modulationsfähigkeit (Starten, Anpassen von Geschwindigkeit, Schrittfrequenz und Schrittlänge) und die Interaktion dieser Leistungen mit dem Richtungsabweichen bei sensorisch gestörtem Gehen. Sowohl der spontane Gang als auch die nach Vorgabe an den Probanden von ihm durchgeführten Änderungen der Gangparameter unter Kontrollbedingungen und nach Ausschalten der visuellen und akustischen Orientierung bzw. bei visueller Störung (Prismengläser) wurden untersucht. Wir möchten erfahren, wie gut der Mensch sein Gangmuster sowohl bei Normbedingung als auch bei Störreizen modulieren kann und welcher Parameter am zuverlässigsten messbar ist. Wir gehen davon aus, dass bei Patienten mit Läsionen der Lokomotionsgeneratoren in Hirnstamm und Kleinhirn die Modulationsfähigkeit der Bewegungsparameter eingeschränkt ist.

Ziel der Arbeit war es, ein Messprotokoll zu entwickeln, das die Beurteilung der Modulationsfähigkeit des Gehens erlaubt und das System an einer Normgruppe und wenigen Referenzpatienten zu testen.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Auswahl der Probanden

Im Rahmen dieser Studie wurden Ganguntersuchungen an 20 jungen, gesunden Probanden (Gruppe 1), 10 älteren Probanden ohne neurologische Vorerkrankungen und Auffälligkeiten des Ganges (Gruppe 2) sowie an 5 Patienten mit Parkinson-Erkrankung (Gruppe 3) durchgeführt. Das Durchschnittsalter lag in Gruppe 1 bei 22,9 Jahren, in Gruppe 2 bei 68,1 Jahren und in Gruppe 3 bei 62,8 Jahren (Tabelle 1).

Probanden der Gruppe 1 wurden aus einem Kollektiv von Studenten der Universität frei ausgewählt und dienten als gesunde Vergleichsgruppe normalen Alters. Es wurde darauf geachtet, dass die Studenten keine Vorerkrankungen oder subjektive Auffälligkeiten des Gangbildes aufwiesen. Eine Vorgeschichte mit Gangstörung oder Auffälligkeiten in der klinischen Gangprüfung waren Ausschlusskriterien für die Teilnahme an der Studie.

Die Probanden der Gruppe 2 waren ältere Erwachsene, die neben dem im höheren Alter physiologischen Gangveränderungen, keine neurologische, orthopädische oder Herz-Kreislauf-Erkrankungen hatten, die Einfluss auf das Gehen ausüben könnten.

Die Patienten (Gruppe 3) zeigten ein fortgeschrittenes Stadium der Parkinson-Erkrankung und waren auf ständige Hilfe im Alltag angewiesen. Die Medikation zur Unterdrückung der Parkinson-Symptome war mehrere Tage vor der Untersuchung abgesetzt worden. Die Patienten wurden während ihres stationären Aufenthaltes vor dem Einsetzen von Stimulationselektroden zur tiefen Hirnstimulation untersucht. Der Schweregrad der Parkinson-Erkrankung wurde durch die modifizierte Skala nach Hoehn und Yahr festgestellt (92).

**Tabelle 1: Einteilung der Probanden bzw. Patienten**

Gruppen	Anzahl (männlich/ weiblich)	Alter: Mittelwert (SD)	Mittelwert der modifizierten Skala nach Hoehn und Yahr (SD)
Gesunde, junge Erwachsene	20 (7/13)	22,7 (1,9)	
Gesunde, ältere Erwachsene	10 (6/4)	68,1 (7,3)	
Parkinson-Patienten	5 (4/1)	62,8 (7,9)	3,6 (0,5)

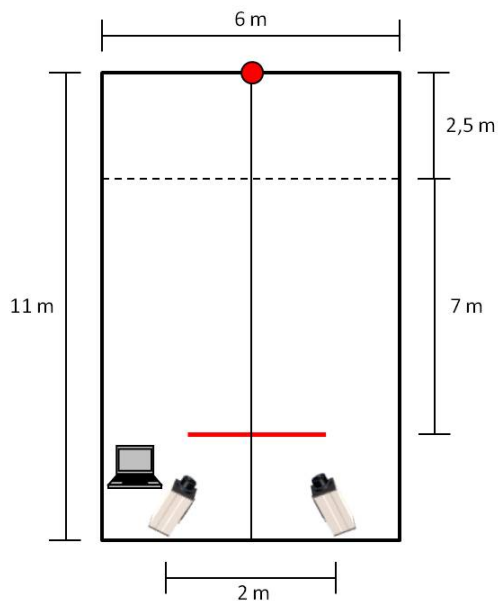
Sowohl die Untersuchungsmethoden als auch die Untersuchungsbögen wurden im Rahmen des Forschungsprojekts „Supraspinale Lokomotionskontrolle beim Menschen: funktionelle Bildgebung und Ganganalyse“ von der Ethikkommission der Ludwig-Maximilians-Universität München bewilligt und folgen den ethischen Grundsätzen der Deklaration von Helsinki. Vor der Untersuchung wurden die Probanden über den Ablauf der Untersuchung und die Gefahren sowohl mündlich als auch schriftlich aufgeklärt und gaben im Anschluss ihre schriftliche Zustimmung.

## 2.2 Messsystem

### 2.2.1 Vorbereitung der Untersuchungsumgebung

Die Untersuchungen wurden im Flur zwischen den Stationen G8 und H8 im 8. Stock des Klinikums Großhadern durchgeführt. Dieser wurde aufgrund der Nähe zu den Stationen und den damit kurzen Anfahrtswegen für die Patienten ausgewählt. Auch herrschte hier ein sehr geringer Publikumsverkehr und ermöglichte eine effiziente und ungestörte Untersuchung. Die Größe des Raumes betrug 11 Meter in der Länge und 6 Meter in der Breite (Abbildung 12). Um eine störungsfreie Aufzeichnung der Positionen der Markerpositionen zu gewährleisten, wurde das Fenster mit einem lichtdichten schwarzen Vorhang verhangen. Bei unzureichender Abschottung gegenüber Sonneneinstrahlung hätte diese ein störendes, infrarotes Signal erzeugt, das von den Kameras erfasst und als Mess-LED-Marker interpretiert worden wäre. Genügend Helligkeit für eine sichere Durchführung der Ganganalyse wurde durch die Deckenbeleuchtung gewährleistet. Die Startposition wurde durch eine deutliche rote Linie markiert, das Ziel als rote, runde Fläche von 15 cm Durchmesser auf der gegenüberliegenden Wand gekennzeichnet. Eine Ziellinie wurde nicht verwendet, um ein verfrühtes Absinken der Geschwindigkeit oder ein bewusstes Zielen zu vermeiden. Die Untersuchung wurde bis zur Endposition des Probanden aufgezeichnet, im Rahmen der Datenverarbeitung wurden die ersten 7 Meter Laufstrecke ausgewertet und die folgenden 2,5 Meter Auslaufstrecke verworfen. Vor jeder Untersuchung wurden die Kameras mit dem Notebook verbunden und die Kabel am Boden verklebt. Zur Steuerung der

Aufzeichnung während der Untersuchung wurde eine Fernbedienung verwendet. Deren Infrarot-Signal wurde automatisch in der Bearbeitung der Daten entfernt.



**Abbildung 12: Schematischer Aufbau des Untersuchungsraumes: Die rote Linie markiert die Startposition. Die runde Fläche an der gegenüberliegenden Wand das Ziel. Die ersten 7 Meter wurden zur weiteren Auswertung herangezogen (im Schema bis zur gestrichelten Linie), die folgende Strecke diente dem Auslaufen. Eine Ziellinie wie im Schema als gestrichelte Linie dargestellt, gab es zur Vermeidung von bewusstem Zielen nicht.**

### 2.2.2 Hardware zur Aufzeichnung der Bewegung

Der Untersuchung diente ein Kamerasystem, welches auch schon in früheren Studien zur Anwendung kam (90;91).

Das Stereo-Kamera-System bestand aus zwei digitalen Kameras der Marke Firefly MV (PointGrey, Richmond, BC, Canada). Für eine Auflösung von 640x480 Pixel wurden die Kameras mit einer Bildfrequenz von 60 Hz betrieben. Außerdem konnten sie in einer Auflösung von 320x240 Pixel bei 120 Hz betrieben werden. Zur Verwendung kamen Objektive mit 6 mm Brennweite. Für die Ganguntersuchung wurden die Kameras in einem Abstand von 2 Metern an der Stirnseite des 11 x 6 m großen Raumes in 2,20 Meter Höhe befestigt (Abbildung 12). Durch den Analysealgorithmus war eine dreidimensionale Auflösung der erfassten Signale möglich. Bei einer Neuausrichtung der Kameras oder bei Einsatz von Objektiven anderer Brennweite war eine Rekalibrierung des Aufbaus erforderlich. Die Probanden wurden zur Erkennung mit LED-Dioden als Marker ausgestattet,

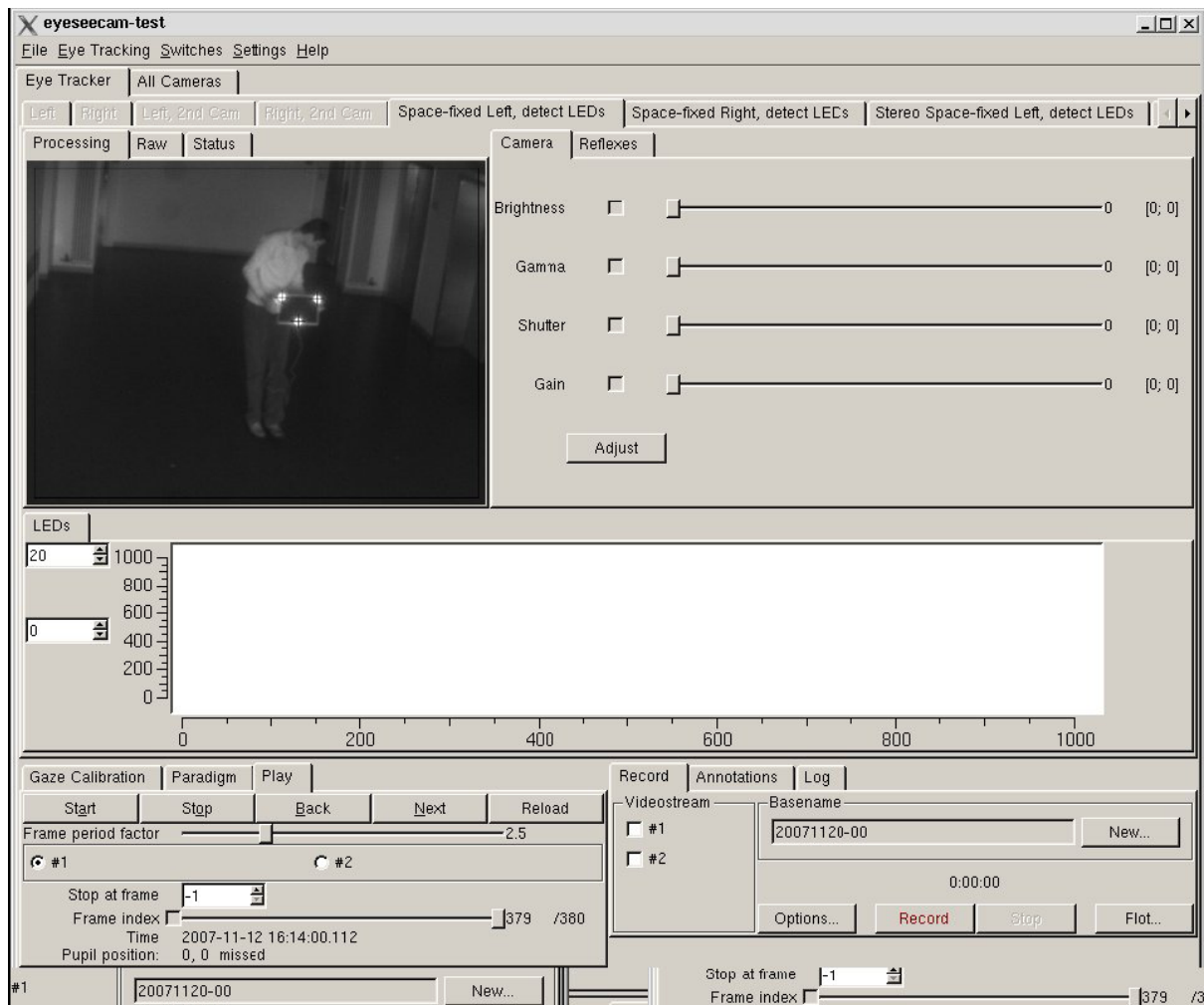
die ein infrarotes Signal aussandten, welches von den Kameras aufgenommen wurde. Für die Aufzeichnung und Auswertung des Videomaterials wurde ein MacBook® der Firma Apple® mit dem Betriebssystem Linux verwendet. Die Kameras wurden über den FireWire-Anschluss des Notebooks mit Strom versorgt und sandten gleichzeitig das Bildmaterial an das Notebook.

### 2.2.3 Software zur Verarbeitung und Auswertung der Bewegungsdaten

Die Software zur Darstellung des Videomaterials wurde auf Basis von EyeSeeCam® Framework entwickelt, das ein Produkt des Center for Sensorimotor Research der Neurologischen Klinik ist. Detaillierte Informationen zur Handhabung und Einstellung des Programms sind im Internet unter [www.eyeseecam.com](http://www.eyeseecam.com) zu finden.

Die Bedienung des Programms erfolgte über eine grafische Benutzeroberfläche. Die Einstellungen wurden vor dem Start der Untersuchungen in drei Tabs vorgenommen:

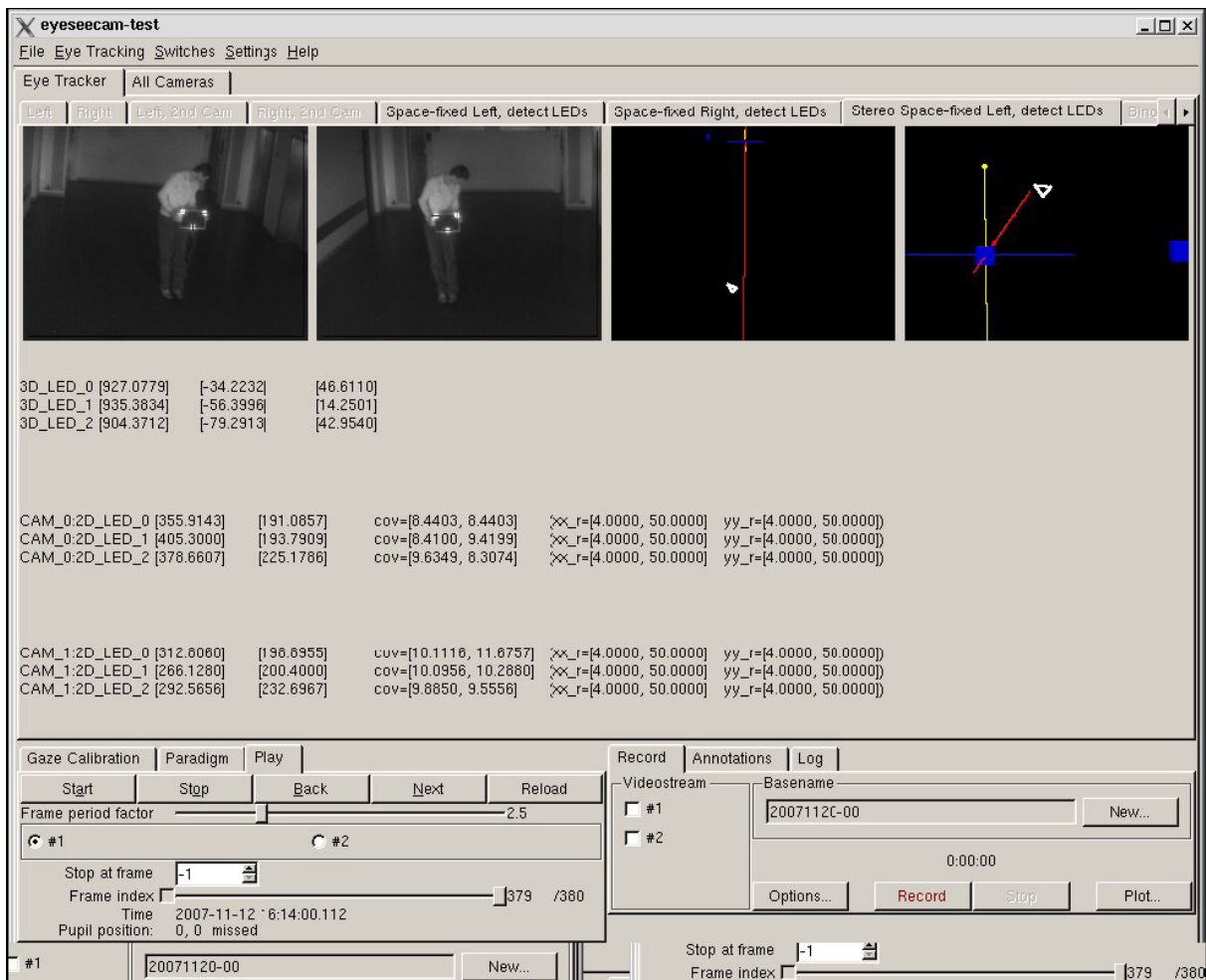
Die Reiter „Space-fixed Left“ und „Space-fixed Right“ führten zur Darstellung des Kamerabildes der linken bzw. rechten Kamera und zeigten die Parameter Helligkeit, Shutter und Gain. Die Parameter konnten entweder automatisch oder manuell an die Belichtungsverhältnisse angepasst werden (Abbildung 13).



**Abbildung 13: Benutzeroberfläche der Software Eyeseecam® mit Wiedergabe des aktuellen Bildes der linken Kamera und Darstellung der Einstellung der Beleuchtungsparameter der linken Kamera.**

Der Reiter „Stereo space-fixed“ öffnete eine weitere Oberfläche mit den aktuellen Bildern beider Kameras, sowie zwei weiteren Anzeigen zur Darstellung der Position des Probanden in einem virtuellen Raum. Die Kameras waren hier als blaue Quadrate dargestellt. Die linke Kamera befand sich im Zentrum des Koordinatensystems. Die x-, y- und z-Achsen wurden mit den Farben rot, blau und gelb dargestellt. Die Kreise am Ende der Achsen zeigten die positive Achsenrichtung. Die drei Lichtsignale wurden als weiße Punkte dargestellt und waren durch Linien miteinander verbunden. Unterhalb der Bilder wurden die aktuellen Positionen der Dioden in Bezug zur einzelnen Kamera und im virtuellen dreidimensionalen Raum ausgegeben (Abbildung 14).





**Abbildung 14: Benutzeroberfläche der Software Eyeseecam® mit Darstellung der aktuellen Kamerabilder und eines virtuellen Raumes mit Darstellung der Lichtsignale (oberes Drittel des Bildes), sowie die aktuellen Positionen der Leucht-Dioden in Bezug auf jede Kamera (mittleres Drittel des Bildes). Der untere Abschnitt zeigt die Einstellungen zur Aufnahme, Speichern und Wiedergabe des Bildmaterials.**

Der untere Abschnitt der Benutzeroberfläche diente der Aufnahme, dem Abspeichern und der Wiedergabe des Bildmaterials. Die Bedienung konnte sowohl mit Maus als auch mit Fernbedienung erfolgen. Es war ein Speichern aller Daten inklusive Bildmaterial möglich. Aufgrund der großen Datenmengen wurden nur die Positionen der LED-Dioden gespeichert. Die Daten wurden mit Datum, Name und aufsteigender Nummer im Format \*.mat gespeichert (Bsp. „20080428-nachname-00.mat“)

Die gesicherten Daten konnten mit den Programmen Matlab® oder Octave® gelesen und weiterverarbeitet werden.

## 2.3 Ablauf der Untersuchung

### 2.3.1 Vorbereitung des Probanden

Für die Untersuchung wurden die Probanden mit einer größenvariablen Weste bekleidet, die mit drei LED-Dioden an der Rückseite als Marker ausgestattet war und deren infrarote Lichtsignale von zwei Videokameras aufgenommen und an den Computer übermittelt wurden. Die dreieckige Anordnung der Dioden auf einer Platte erlaubte es, sowohl die Bewegungsrichtung als auch die Körperausrichtung im Raum darzustellen. Die Stromversorgung erfolgte über einen Akku mit einer Spannung von 12 Volt, der auch die kabellose Mobilität des Systems gewährleistet.

Für Untersuchungen mit Störung der visuellen sensorischen Kontrolle diente eine abgeklebte, verdunkelte Skibrille, die keinerlei visuelle Wahrnehmung der Umgebung ermöglicht. Zur Reduktion der akustischen Kontrolle wurden die Ohrmuscheln vollständig bedeckende Kopfhörer verwendet. Der angeschlossene mp3-Player gab ein Störgeräusch, auch „white noise“ genannt, wieder, das ähnlich dem Rauschen bei schlechtem Radioempfang ist.

Durch das Tragen einer Brille mit Prismengläsern mit 15 Grad Ablenkung nach links verschob sich das Bild bzw. der visuelle Eindruck des Betrachters um 15 Grad nach links. Während dieser Untersuchung trug der Proband keine Kopfhörer. Diese Bedingung wurde nur bei jungen, gesunden Probanden (Gruppe 1) durchgeführt.

### 2.3.2 Durchführung der Messung

Nach Vorbereitung des Probanden und der Untersuchungsumgebung, sowie nach Einüben der Bedingungen, konnte die Untersuchung gestartet werden. Der Proband erhielt vor Start die Anweisung für die Bedingung in der folgenden Messung (Erklärung folgt im Text). Der Proband nahm die Ausgangsposition, deutlich durch die rote Linie markiert, ein und wurde mit dem Startsignal, einer akustischen Anweisung durch den Untersucher, zum Losgehen aufgefordert. Gleichzeitig startete der Untersucher die Aufzeichnung der Bewegung durch Betätigen der Fernbedienung. Der Proband bewegte sich in Richtung der Zielmarkierung, welche als roter Kreis an der gegenüberliegenden Wand befestigt wurde. Während der

Bewegung fixierte er mit den Augen das Ziel (wenn bei der jeweiligen Bedingung möglich). Bei Ankunft blieb der Proband vor der Wand stehen oder wurde bei Bewegung mit Augenbinde und Kopfhörer vom Untersucher gestoppt. Gleichzeitig beendete der Untersucher die Aufnahme. Der Proband ging anschließend in frei gewähltem Tempo die Strecke wieder zurück, ohne dass die Bewegung aufgezeichnet wurde. Der Untersucher kontrollierte beim Blick auf den Laptop sofort die Qualität der Aufnahme.

Bei Untersuchungen mit Augenbinde und Kopfhörer oder bei Verwendung der Prismengläser war die Kontrolle der Startposition durch den Untersucher von besonderer Bedeutung. Die Ausrichtung der Startposition wurde mehrfach überprüft, um ein Abweichen von der Mittellinie aufgrund einer falschen Ausgangsposition zu verhindern. Bei Untersuchungen mit Augenbinde und Kopfhörer wurde der Proband von einer Begleitperson zur Ausgangsposition zurückgeführt und durfte erst dort Augenbinde und Kopfhörer entfernen, um eine Rückmeldung über die Gangabweichung und damit die Möglichkeit zu einer bewussten Korrektur bei der nächsten Messung zu verhindern.

Der Ablauf der Untersuchung wurde im Messprotokoll dokumentiert. Gesunde, junge Erwachsene wurden dabei umfangreicher untersucht. Gesunde, ältere Erwachsene erhielten den gleichen Untersuchungsbogen wie die Gruppe der Parkinson-Erkrankten.

Folgende Bedingungen wurden bei gesunden, jungen Probanden durchgeführt:

- Freies, spontanes Gehen mit selbstgewählter Geschwindigkeit
- Gehen mit subjektiv doppelter Geschwindigkeit
- Gehen mit subjektiv halber Geschwindigkeit
- Gehen mit subjektiv doppelter Schrittlänge
- Gehen mit subjektiv halber Schrittlänge
- Gehen mit subjektiv doppelter Schrittfrequenz
- Gehen mit subjektiv halber Schrittfrequenz

Diese Bedingungen wurden zuerst geübt und anschließend bei geöffneten Augen, bei ausgeschalteter visueller und akustischer Wahrnehmung (Tragen von Augenbinde und Kopfhörer) und bei Verschiebung der visuellen Wahrnehmung (Tragen von Prismengläsern) durchgeführt, sodass 21 verschiedene Bedingungen ausgeführt wurden. Jede Bedingung

wurde mindestens zweimal getestet. Bei Störungen während der Aufnahme wurden einzelne Bedingungen wiederholt. Um den Lerneffekt während der Untersuchung möglichst gering zu halten, wurde die Reihenfolge der Untersuchungsbedingungen randomisiert. Ein Untersuchungsdurchgang dauerte etwa eine Stunde. Dies wurde von den gesunden, jungen Probanden nicht als unangenehm empfunden.

Gesunde, ältere Probanden und Parkinson-Patienten wurden einem gekürzten Untersuchungsablauf unterzogen. Folgende Bedingungen wurden bei diesen Gruppen getestet, in Klammern die sensorische Bedingung:

- Freies, spontanes Gehen mit selbstgewählter Geschwindigkeit (bei normaler sensorischer Kontrolle und bei Ausschalten der visuellen und akustischen Orientierung)
- Gehen mit subjektiv doppelter Geschwindigkeit (bei normaler sensorischer Kontrolle und bei Ausschalten der visuellen und akustischen Orientierung)
- Gehen mit subjektiv halber Geschwindigkeit (bei normaler sensorischer Kontrolle und bei Ausschalten der visuellen und akustischen Orientierung)
- Gehen mit subjektiv doppelter Schrittlänge (nur normale sensorische Kontrolle)
- Gehen mit subjektiv halber Schrittlänge (nur normale sensorische Kontrolle)
- Gehen mit subjektiv doppelter Schrittfrequenz (nur normale sensorische Kontrolle)
- Gehen mit subjektiv halber Schrittfrequenz (nur normale sensorische Kontrolle)

Vor der Untersuchung wurden die 10 verschiedenen Bedingungen geübt. Die Probandengruppen 2 (gesunde, ältere Erwachsene) und 3 (Parkinson-Patienten) wurden entweder bei Sicht oder bei Störung der visuellen und akustischen Wahrnehmung untersucht. Der weitere Ablauf entsprach dem der Gruppe 1 (gesunde, junge Erwachsene). Inklusive Einübens dauerte die Untersuchung etwa eine halbe Stunde.

Es wurde dem Probanden während der Untersuchung keine Rückmeldung bezüglich der Ausführung der Bedingungen gegeben. Es stand den Probanden frei, wie sie die Vorgaben umsetzen. Es konnte somit ein Unterschied zwischen dem subjektiven Empfinden des Probanden und den objektiv gemessenen Werten auftreten. Einerseits zeigte sich, ob die

Probanden ihren Gang modulieren können und andererseits, wie die Probanden Änderungen im Gang selbst einschätzen und ausführen.

## 2.4 Untersuchungsparameter

Wir waren an Parametern interessiert, die sich gut auf die bekannten Funktionen des supraspinalen Netzwerkes zur Kontrolle der Lokomotion zurückführen lassen. Im Rahmen der Dissertationsarbeit wollten wir erkennen, wie gut Probanden ihren Gang modulieren können, welcher Parameter dies am zuverlässigsten wiedergibt und ob dabei eine Abhängigkeit von den vorgegebenen Bedingungen besteht. Wir gingen davon aus, dass bei Patienten mit Beeinträchtigung der supraspinalen Lokomotionszentren die Modulationsfähigkeit gestört ist.

In dieser Studie wurden folgende Parameter ausgewertet:

### *Startlatenz*

Der Start war als kräftige, rote Linie am Boden markiert. Als Messzeitraum, auch als Startlatenz bezeichnet, wurde die Dauer zwischen dem akustischen Signal des Untersuchers („Start“), und dem ersten Minimum der Position der LED-Dioden auf der vertikalen Achse festgelegt. Dieser Zeitpunkt ist dem Aufkommen der Ferse mit Abschluss des ersten Schrittes gleichzusetzen, der einen gut definierten Punkt im Gangzyklus darstellt. Die Initiierung des Ganges wurde mit einer Genauigkeit von Hundertstelsekunden gemessen.

### *Geschwindigkeit, Schrittlänge, Kadenz*

Bei der Auswertung wurden die ersten drei Schritte entfernt, da diese laut Literatur noch in die Beschleunigungsphase der Startbewegung fallen (82). Die Auswertung erfolgte mit den Positionsdaten bis 7 Meter nach der Startlinie. Die nachfolgende Strecke wurde nicht eingerechnet, da hier schon eine Verlangsamung der Bewegung am Ende des Raumes möglich war. Das Ende der ausgewerteten Strecke wurde nicht mit einer Bodenmarkierung gekennzeichnet, um ein Abbremsen der Versuchsteilnehmer vor einer solchen Markierung auszuschließen.

### Gangabweichung

Die Gangabweichung wurde als Winkel in Grad zwischen der virtuellen Linie der geraden Bewegungsrichtung auf das Ziel und einer virtuellen Linie, die vom Startpunkt zur Position des Probanden am Ende der gemessenen Untersuchungsstrecke führte (Abbildung 15). Es wurde dabei nicht unterschieden, wie der Proband diese Position erreicht. Beispielsweise konnte er ab dem Start eine Abweichung von der Mittellinie gehen oder das Abweichen begann erst im Verlauf der Trajektorie.

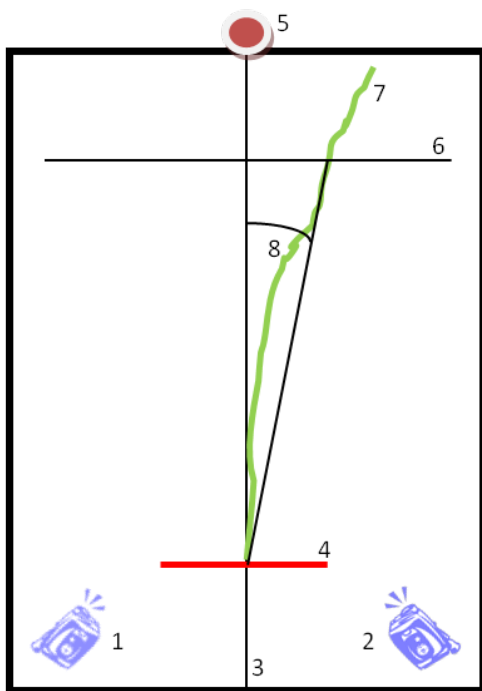


Abbildung 15: Schematische Darstellung der Gangabweichung mit Darstellung des Untersuchungsraumes von oben. Die Bewegung erfolgte von (4) in Richtung (5). Erklärung: Position der Kameras (1,2), virtuelle Mittellinie (3), Startmarkierung (4), Endmarkierung (5), virtuelles Ende der Messung ohne Bodenmarkierung (6), Bewegung des Probanden (7), Abweichung der Position von der Mittellinie am Ende der Messung in Grad (8).

Für eine weitere Untersuchung der Modulationsfähigkeit bei sensorischer Störung wurde eine Brille mit Prismengläsern verwendet. Die Prismengläser mit 15 Grad Ablenkung nach links führten zu einer Verschiebung der Abbildung der Umgebung um 15 Grad nach links. Diese Bedingung wurde nur mit jungen, gesunden Probanden (Gruppe 1) durchgeführt. Um eine Adaptation zwischen der verschobenen visuellen Wahrnehmung und den realen Bedingungen zu verhindern, wurde der Proband aufgefordert, die Brille bei geschlossenen Augen aufzusetzen und wurde anschließend korrekt in der Startposition positioniert. Die Probanden liefen, den Blick auf das Ziel gerichtet, gewöhnlich auf einer bogenförmigen Bahn mit Abweichung nach links mit Start- und Zielpunkt auf der virtuellen Mittellinie (Abbildung 16). Gemessen wurde neben den Weg-Zeit-Parametern und der Startzeit, auch die maximale Abweichung der bogenförmigen Trajektorie von der Mittellinie in Metern.

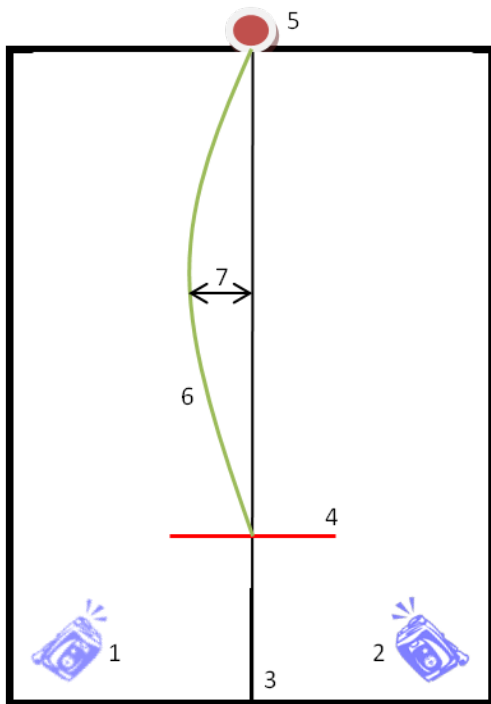


Abbildung 16: Schematische Darstellung der bogenförmigen Bewegung des Probanden bei Tragen von Prismengläsern. Darstellung des Untersuchungsraumes von oben, die Bewegung geht von (4) in Richtung (5). Erklärung: Position der Kameras (1, 2), virtuelle Mittellinie (3), Startmarkierung (4), Endmarkierung (5), Laufstrecke des Probanden (6), maximale Abweichung der bogenförmigen Laufstrecke des Probanden von der Mittellinie in Metern (7).

## 2.5 Statistische Analyse

Die statistische Analyse erfolgte mithilfe der Programme Microsoft Excel® (Microsoft Office 2007, Redmond, Washington, USA) und IBM SPSS® Statistics 19.0 (IBM, Armonk, NY, USA). Zur Ermittlung der Signifikanz wurde IBM SPSS® Statistics 19.0 angewandt.

Die Daten wurden deskriptiv ausgewertet sowie Mittelwert, Standardabweichung und Variabilität (Standardabweichung/Mittelwert  $\times 100$ ) berechnet. Die Variabilität beschreibt die Reproduzierbarkeit der einzelnen Parameter. Eine Erhöhung des Wertes zeigt eine erhöhte Variationsbreite des Parameters und kann auf eine pathologische Veränderung des Parameters hinweisen (93). Als signifikant wurden P-Werte  $< 0,05$  angesehen. Zur Berechnung der Signifikanz wurde der T-Test angewandt.

Zur grafischen Darstellung der Verteilung der Messwerte wurde das Boxplot Diagramm angewandt. Die graue Box repräsentiert die Werte zwischen dem 25%- und 75%- Perzentil und somit die mittleren 50 % der Messwerte. Der schwarze Strich innerhalb der Box kennzeichnet den Median, das 50%-Perzentil. Die horizontalen Striche über bzw. unter der Box stellen den größten bzw. kleinsten Wert dar, der nicht als Ausreißer eingeteilt wird. Kleine Kreise symbolisieren die Ausreißer (Abbildung 17).

### 3 Ergebnisse

In den folgenden Grafiken und Tabellen entspricht die Einteilung den Angaben im Methodenteil. Dabei zählten junge, gesunde Probanden zu Gruppe 1, dem Patientenkollektiv altersgematchte, gesunde Probanden zu Gruppe 2 und Parkinson-Patienten zu Gruppe 3.

Die Angabe der Weg-Zeit-Parameter erfolgt in den üblichen Maßeinheiten: Die Geschwindigkeit wurde in Meter pro Sekunde, die Schrittlänge in Meter und die Schrittfrequenz in Schritte pro Sekunde angegeben. Die Messung der Startzeit erfolgte in Sekunden auf Hundertstelsekunden genau, die Abweichung der Endposition der Wegstrecke von der Mittellinie in Grad und die maximale Abweichung der bogenförmigen Laufstrecke von der Mittellinie bei Tragen von Prismengläsern in Meter.

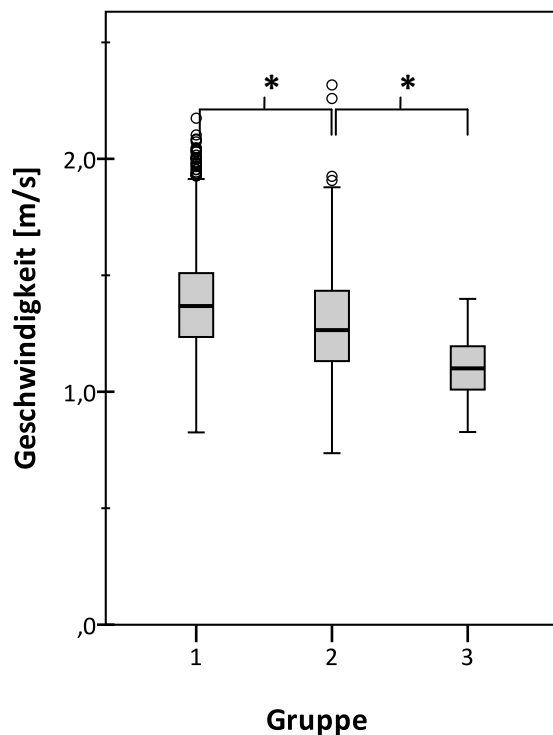


### 3.1 Modulation der Geschwindigkeit

Bedingung	Geschwindigkeit	Gruppe	Mittelwert [m/s]	Standardabweichung	Variabilität [%]	Abweichung der Geschw. von Grundbedingung [%]	Abweichung der Geschw. von Gruppe 1 [%]
Grundbedingung (ohne sensorische Störung)	spontan	1	<b>1.37 (JA, IG)</b>	0.18	13		
		2	<b>1.24 (JA, GK, IG)</b>	0.17	14		-9.5 %
		3	<b>1.08 (GK, IG)</b>	0.10	9		-21.2 %
	halbe	1	0.93	0.17	18	-31.7%	
		2	0.90	0.21	23	-27.4%	
		3	0.86	0.14	16	-20.9%	
	doppelte	1	<b>1.87 (JA, IG)</b>	0.19	10	36.6%	
		2	<b>1.65 (JA, GK, IG)</b>	0.24	15	32.4%	
		3	<b>1.49 (GK, IG)</b>	0.27	18	37.8%	
Augenbinde und Kopfhörer	spontan	1	<b>1.23 (JA, IG)</b>	0.17	14	-9.9%	
		2	<b>1.10 (JA, GK, IG)</b>	0.19	17	-11.8%	
		3	<b>0.89 (GK, IG)</b>	0.17	19	-18.2%	
	halbe	1	0.90	0.17	19	-34.3%	
		2	0.87	0.18	21	-30.4%	
		3	0.81	0.23	28	-25.2%	
	doppelte	1	<b>1.69 (JA, IG)</b>	0.23	14	23.3%	
		2	<b>1.42 (JA, GK, IG)</b>	0.24	17	13.9%	
		3	<b>1.20 (GK, IG)</b>	0.33	28	10.6%	
Prismengläser	spontan	1	1.31	0.17	13	-4.4%	
	halbe	1	0.94	0.16	17	-31.1%	
	doppelte	1	1.82	0.20	11	33.4%	

**Tabelle 2: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichung (SD) und Variabilität (VAR) der Geschwindigkeit, eingeteilt nach Bedingung, Vorgabe (Geschwindigkeit) und Gruppe. Außerdem prozentuale Abweichung von der selbstgewählten Geschwindigkeit innerhalb der einzelnen Gruppen und von Gruppe 1. Erklärung zur Tabelle: Fett: signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ). JA: zwischen Gruppe 1 und 2. GK: zwischen Gruppe 2 und 3. IG: innerhalb der Gruppe bei gleicher Geschwindigkeitsvorgabe zwischen Grundbedingung und Bedingung mit sensorischer Störung.**

Bei selbstgewählter Geschwindigkeit gingen junge, gesunde Probanden (Gruppe 1) im Durchschnitt mit einer Geschwindigkeit von 1,37 m/s und bestätigten die in der Literatur bekannten Geschwindigkeiten für spontanes Gehen (1). Die durchschnittliche Grundgeschwindigkeit von älteren, gesunden Probanden (Gruppe 2) lag mit 1,24 m/s um 9,5 % signifikant niedriger ( $p < 0,05$ ) (Tabelle 2, Abbildung 17). Im Rahmen des physiologischen Alterns wird ab einem Alter von 60 Jahren die Geschwindigkeit um etwa einem Prozent pro Jahr reduziert (49). Dies passt gut zu dem in unserer Studie bei einem Durchschnittsalter von 68,1 Jahren in Gruppe 2 gefundenen Werten.



**Abbildung 17:** Vergleich der spontanen Geschwindigkeiten zwischen den Gruppen bei Grundbedingung (keine Augenbinde, keine Kopfhörer). Die Geschwindigkeiten zwischen den Gruppen waren signifikant (\*) verschieden ( $p < 0,05$ ). Erklärung: Gruppe 1: Gesunde, junge Erwachsene; Gruppe 2: Gesunde, ältere Erwachsene; Gruppe 3: Parkinson-Erkrankte.

Die Probanden der Gruppe 1 konnten die Geschwindigkeit problemlos variieren und zeigten bei Vorgabe der Verdoppelung der Geschwindigkeit eine Steigerung von 36,6 % auf 1,87 m/s bzw. bei Vorgabe der Halbierung der Geschwindigkeit eine Reduktion von 31,7 % gegenüber der Grundgeschwindigkeit auf 0,93 m/s. In geringerem Umfang modulierten auch die gesunden, älteren Probanden der Gruppe 2 ihre Geschwindigkeit mit einer Steigerung um 34,4 % auf 1,65 m/s und einer Reduzierung um 27,4 % auf 0,90 m/s gegenüber der Grundgeschwindigkeit (Abbildung 18, Abbildung 19).

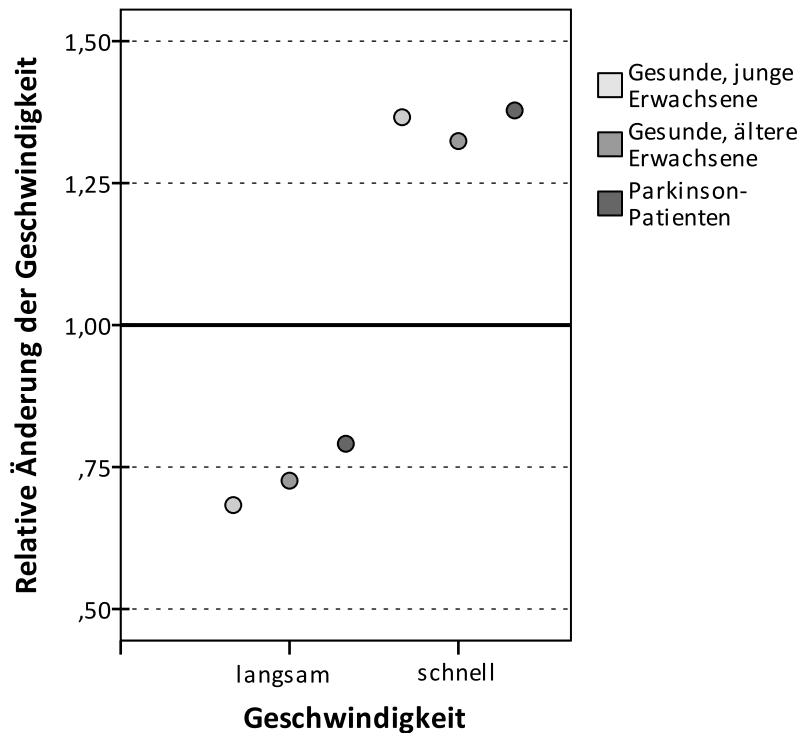


Abbildung 18: Relative Änderung der Mittelwerte der Geschwindigkeiten bei Vorgabe der Halbierung (langsam) bzw. Verdoppelung der Geschwindigkeit (schnell) bei Bewegung ohne Augenbinde oder Kopfhörer gegenüber spontanem Gehen der gleichen Gruppe bei gleicher Bedingung.

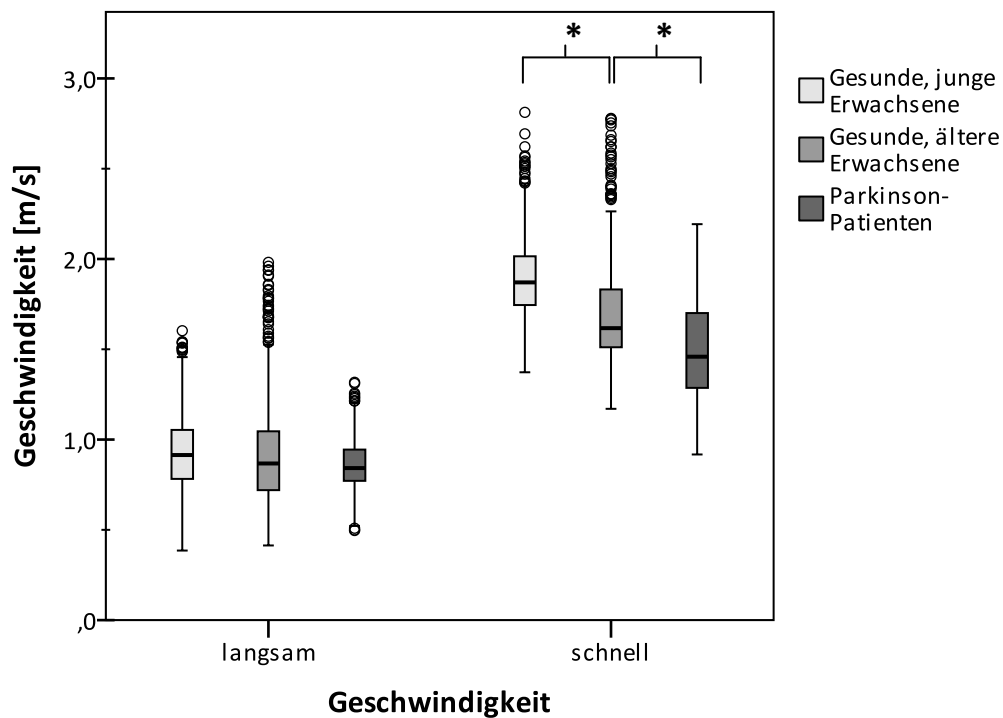
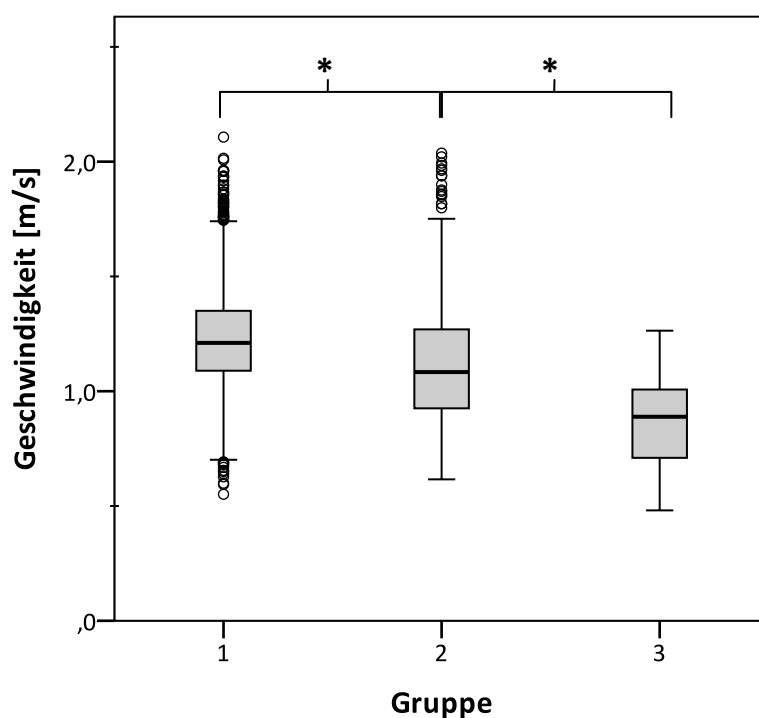


Abbildung 19: Darstellung der absoluten Geschwindigkeitswerte bei Vorgabe der Halbierung bzw. Verdoppelung der Geschwindigkeit bei Grundbedingung (keine Augenbinde, keine Kopfhörer), aufgliedert nach Kollektiven. Bei Halbierung der Geschwindigkeit (langsam) zeigten sich zwischen den Gruppen keine signifikanten Unterschiede. Bei Vorgabe zur Verdoppelung der Geschwindigkeit zeigten sich zwischen den Gruppen signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) (\*).

Das Stören der visuellen und akustischen Wahrnehmung durch Aufsetzen einer abgeklebten Skibrille und Tragen von Kopfhörern mit einem Störgeräusch führte in allen Gruppen zu einer Reduktion der Grundgeschwindigkeit. In Gruppe 1 sank die Geschwindigkeit auf 1,23 m/s um 9,9 % gegenüber der Grundbedingung der gleichen Gruppe, in Gruppe 2 auf 1,10 m/s um 11,8 % und in Gruppe 3 auf 0,89 m/s um 18,2 % (Abbildung 20). Innerhalb der Gruppen stellte dies eine signifikante Reduktion dar ( $p < 0,05$ ) (Abbildung 21).

Die Variabilität zeigte sich bei sensorisch gestörter Bedingung im Vergleich zur Grundbedingung nicht erhöht.



**Abbildung 20:** Darstellung der selbstgewählten Geschwindigkeiten aufgliedert nach Gruppen beim Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer. Die Geschwindigkeiten zwischen den Gruppen waren signifikant verschieden ( $p < 0,05$ ) (\*). Erklärung: Gruppe 1: Gesunde, junge Erwachsene; Gruppe 2: Gesunde, ältere Erwachsene; Gruppe 3: Parkinson-Erkrankte.

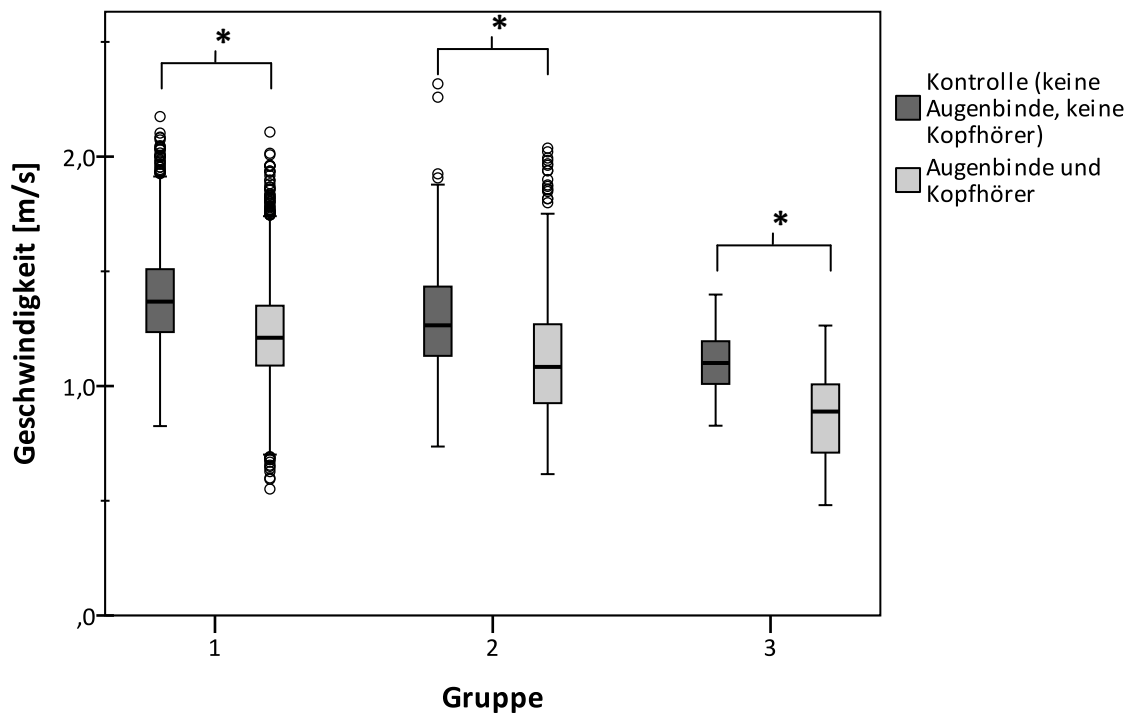


Abbildung 21: Darstellung der spontanen Geschwindigkeit gegliedert nach Gruppen bei Grundbedingung (keine Augenbinde, keine Kopfhörer) (dunkelgrau) und bei Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer (hellgrau). Die Geschwindigkeiten zwischen den Bedingungen innerhalb der jeweiligen Gruppe waren signifikant verschieden ( $p < 0,05$ ) (\*). Erklärung: Gruppe 1: Gesunde, junge Erwachsene; Gruppe 2: Gesunde, ältere Erwachsene; Gruppe 3: Parkinson-Erkrankte.

Die Aufforderung zum Halbieren der Geschwindigkeit bei Aufheben visueller und akustischer Orientierung führte bei gesunden Probanden der Gruppe 1 und 2 zu einer Reduktion der Geschwindigkeit auf ähnliche Werte, wie sie bei halber Geschwindigkeit mit visueller Orientierung gemessen wurden. Die Geschwindigkeit bei Vorgabe zur Halbierung betrug in Gruppe 1 durchschnittlich 0,90 m/s und in Gruppe 2 0,87 m/s.

Somit war die prozentuelle Reduzierung gegenüber der spontanen Geschwindigkeit beim Gehen mit geschlossenen Augen geringer, es zeigte sich aber kein signifikanter Unterschied zwischen den Bedingungen mit und ohne sensorische Kontrolle bei Aufforderung zur Halbierung der Geschwindigkeit. Die Bedingung zur Verdoppelung der Geschwindigkeit beim Gehen ohne visuelle oder akustische Orientierung führte zu einer Steigerung auf 1,69 m/s (+23,3%) in Gruppe 1 und auf 1,42 m/s (+13,9%) in Gruppe 2. Die prozentuale Steigerung war dabei deutlich geringer als bei ungestörter Orientierung (Abbildung 22 und Abbildung 23).

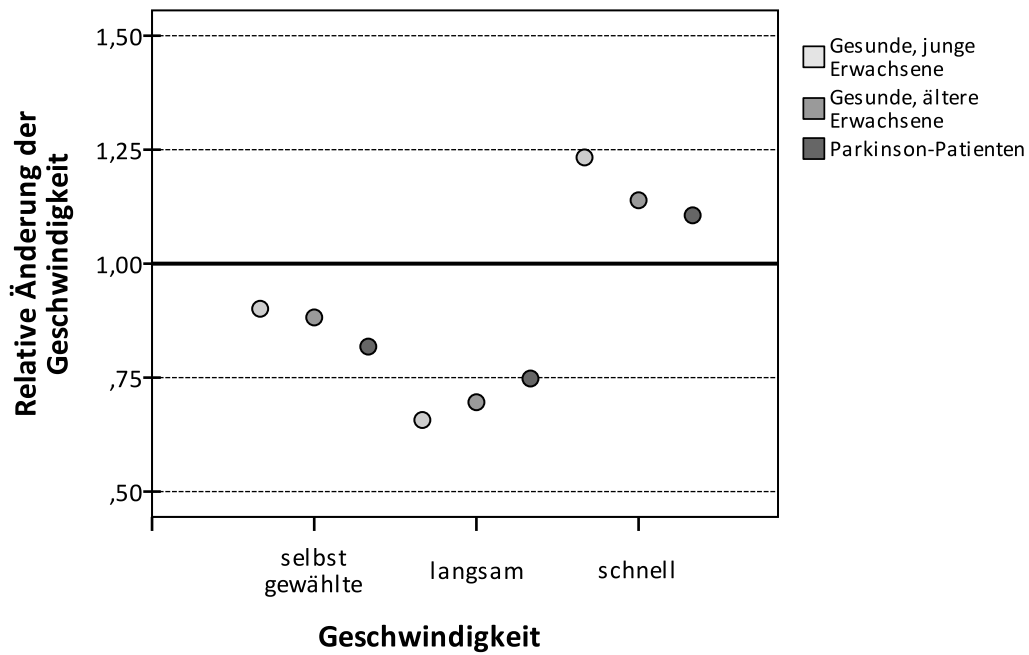


Abbildung 22: Relative Änderung der Mittelwerte der Geschwindigkeiten beim Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer im Vergleich zum spontanen Gehen bei Grundbedingung (keine Augenbinde, keine Kopfhörer) der jeweiligen Gruppe.

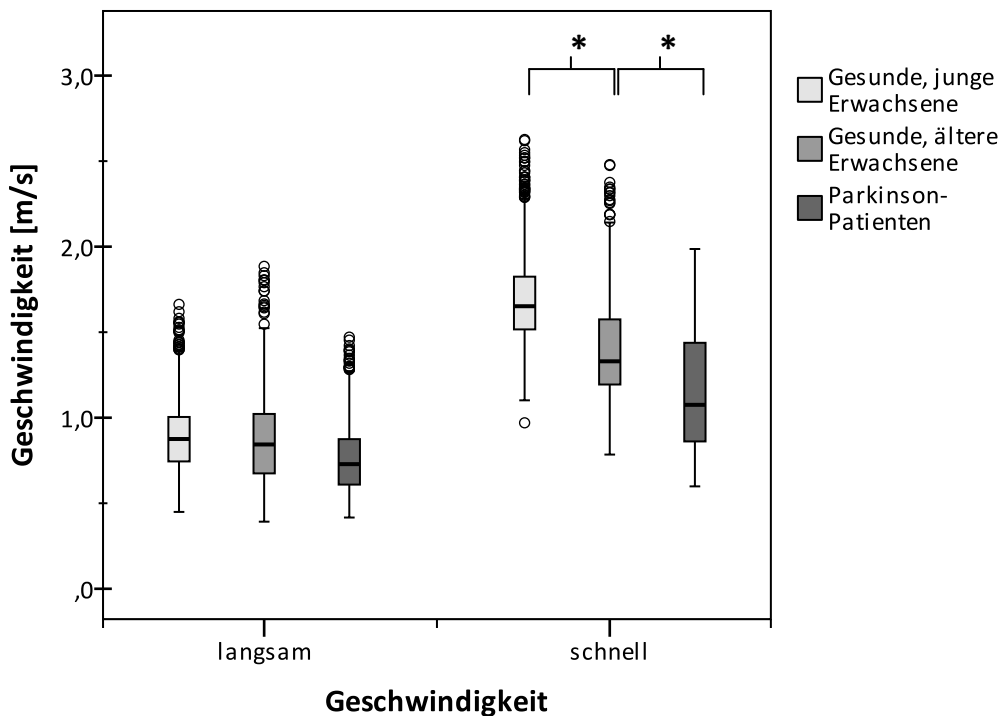
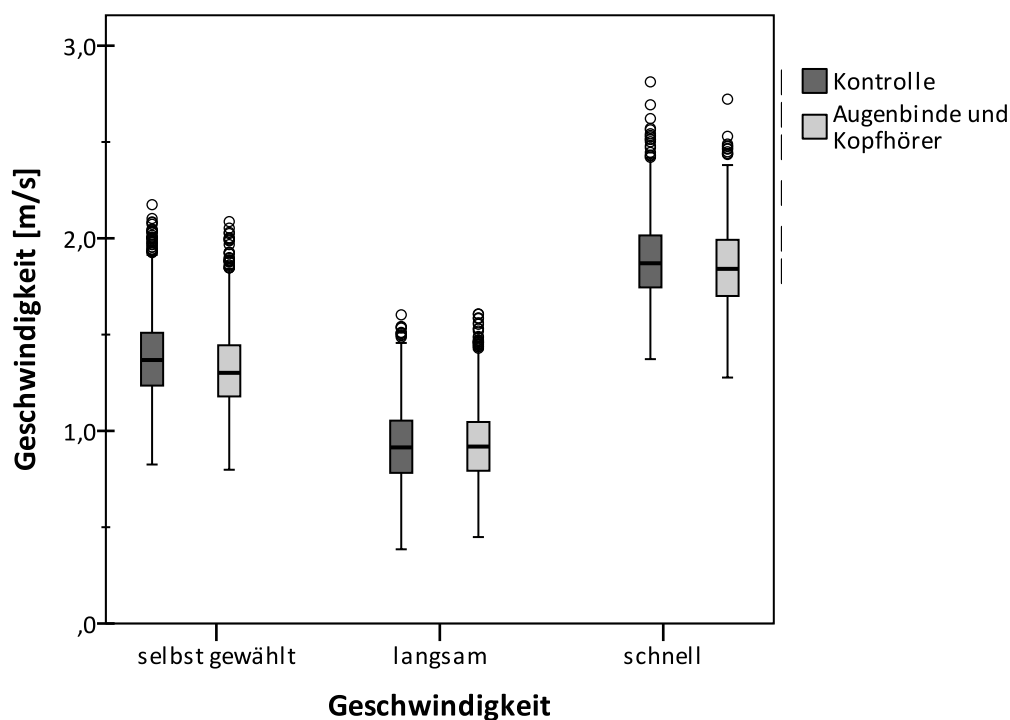


Abbildung 23: Darstellung der absoluten Geschwindigkeiten bei Vorgabe zur Halbierung bzw. Verdoppelung der Geschwindigkeit bei Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer aufgliedert nach Gruppen. Bei Halbierung der Geschwindigkeit zeigten sich zwischen den Gruppen keine signifikanten Unterschiede. Bei Vorgabe zur Verdoppelung der Geschwindigkeit zeigten sich zwischen den Gruppen signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) (\*).

Das Verschieben des Abbilds der visuellen Umgebung um 15 Grad nach links mittels einer Brille mit Prismengläsern zeigte bei einer Abnahme auf 1,31 m/s (-4,4 %) keine signifikante Änderung zur selbstgewählten Geschwindigkeit in der Grundbedingung. Auch die Modulation der Geschwindigkeit war nicht beeinträchtigt. Sowohl bei intendierter Halbierung als auch bei Verdoppelung der Geschwindigkeit waren die Werte im Vergleich zum Gehen ohne visuelle Beeinträchtigung nicht signifikant verschieden (Abbildung 24). Die Untersuchungen mit Prismengläsern hatten wir nur mit jungen, gesunden Probanden (Gruppe 1) durchgeführt.



**Abbildung 24:** Vergleich der Geschwindigkeiten bei Grundbedingung (dunkelgrau) und Gehen mit Prismengläsern (hellgrau) bei gesunden, jungen Erwachsenen (Gruppe 1). Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede bei Vorgabe „halbe Geschwindigkeit“ (langsam) und „dopplete Geschwindigkeit“ (schnell).

Die durchschnittliche, spontane Geschwindigkeit der Gruppe der Parkinson-Erkrankten lag mit 1,08 m/s um 12,9 % niedriger als die altersgematchte Vergleichsgruppe 2 ( $p < 0,05$ ). Besonders stark verlangsamte sich der Gang der Parkinson-Erkrankten bei Wegfall der visuellen und akustischen Orientierung auf 0,89 m/s um -18,2 % ( $p < 0,05$ ). Die Störung der visuellen und akustischen Wahrnehmung führte bei dieser Patientengruppe zu einer zusätzlichen Einschränkung der Fortbewegung und konnte von gesunden Probanden deutlich besser toleriert werden. Die Modulation der Gehgeschwindigkeit war bei Parkinson-

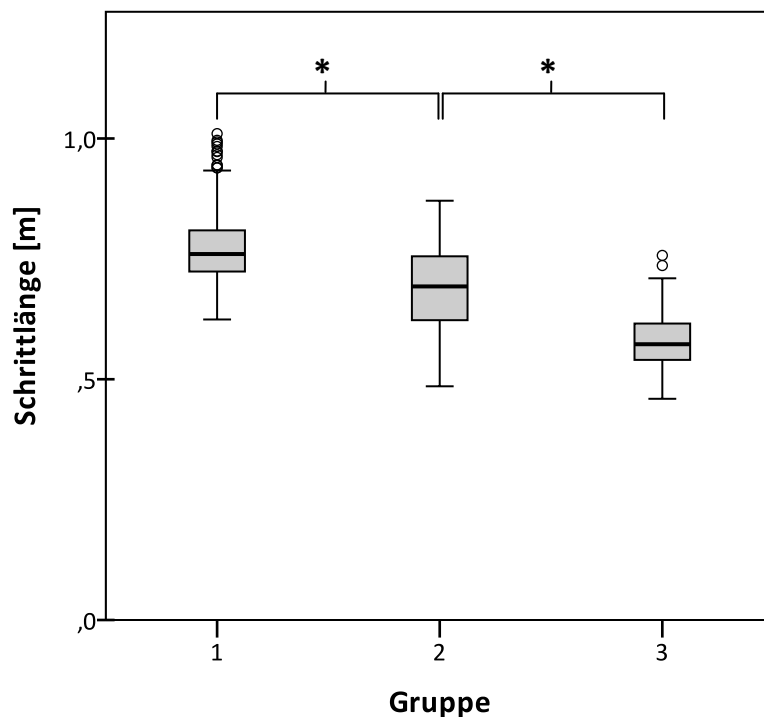
Patienten (Gruppe 3) erhalten, eine subjektive Halbierung der Geschwindigkeit führte zu einer Abnahme um 20,9 % auf 0,86 m/s, eine Steigerung der Geschwindigkeit auf das subjektiv Doppelte ergab eine Zunahme um 37,8 % auf 1,49 m/s. Ein bewusstes Ändern der Geschwindigkeit war ihnen auch bei Ausschalten der visuellen und akustischen Orientierung möglich. Die subjektive Halbierung führte zu einer Abnahme um 9,0 Prozent auf 0,81 m/s und war die langsamste gemessene Geschwindigkeit unserer Untersuchungen. Die Verdoppelung der Geschwindigkeit führte zu einer Steigerung um 25,6 Prozent auf 1,20 m/s gegenüber der Grundgeschwindigkeit beim Gehen ohne visuelle und akustische Orientierung.

### 3.2 Modulation der Schrittlänge

Bedingung	Schrittlänge	Gruppe	Mittelwert der Schrittlänge [m]	Standardabweichung	Variabilität [%]	Abweichung der Schrittlänge von Grundbedingung [%]
Grundbedingung (ohne sensorische Störung)	spontan	1	<b>0.77 (JA, IG)</b>	0.07	8.83	
		2	<b>0.69 (JA, GK, IG)</b>	0.09	13.36	
		3	<b>0.58 (GK, IG)</b>	0.07	11.38	
	halbe	1	0.60	0.08	13.80	-22.1
		2	0.58	0.04	7.11	-15.9
		3	0.62	0.06	9.69	6.9
	doppelte	1	<b>1.00 (JA, IG)</b>	0.08	7.90	29.9
		2	<b>0.89 (JA, GK)</b>	0.11	12.34	29.0
		3	<b>0.81 (GK)</b>	0.10	11.96	39.7
Augenbinde und Kopfhörer	spontan	1	<b>0.72 (JA, IG)</b>	0.09	10.82	-6.5
		2	<b>0.62 (JA, GK, IG)</b>	0.10	16.96	-10.1
		3	<b>0.45 (GK, IG)</b>	0.10	21.95	-22.4
	halbe	1	0.57	0.09	16.37	-26.0
	doppelte	1	<b>0.93 (IG)</b>	0.10	10.27	20.8
Prismengläser	spontan	1	0.74	0.07	8.80	-3.9
	halbe	1	0.58	0.08	14.50	-24.7
	doppelte	1	0.96	0.08	8.38	24.7

**Tabelle 3: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichung (SD) und Variabilität (VAR) der Schrittlängen, eingeteilt nach Bedingung, Vorgabe und Gruppe. Relative Abweichung gegenüber der Schrittlänge bei Grundbedingung der jeweiligen Gruppe. Fett: signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ). JA: signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) zwischen Gruppe 1 (gesunde, junge Erwachsene) und 2 (gesunde, ältere Erwachsene). GK: signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) zwischen Gruppe 2 und 3 (Parkinson-Patienten). IG: signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) innerhalb der Gruppe bei gleicher Bedingung der Schrittlängenvorgabe.**





**Abbildung 25: Vergleich der Schrittlängen bei Grundbedingung (keine Augenbinde, keine Kopfhörer) Die Schrittlängen zwischen den Gruppen waren signifikant verschieden ( $p < 0,05$ ) (\*). Erklärung: Gruppe 1: Gesunde, junge Erwachsene; Gruppe 2: Gesunde, ältere Erwachsene; Gruppe 3: Parkinson-Patienten.**

Die durchschnittliche Schrittlänge lag in Gruppe 1 bei frei gewählter Geschwindigkeit durchschnittlich bei 0,77 Metern. Die durchschnittliche Schrittlänge der älteren, gesunden Probanden (Gruppe 2) zeigte eine Verkürzung der Schrittlänge auf 0,69 Meter. Dies entspricht einer prozentuellen Abnahme um 10,4 Prozent gegenüber Gruppe 1 (Tabelle 3). Es zeigte sich beim Gehen mit frei gewählter Geschwindigkeit ein signifikanter Unterschied der Schrittlängen zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 ( $p < 0,05$ ) (Abbildung 25).

Bei Vorgabe zur Reduktion der Schrittlänge auf die Hälfte zeigten Gruppe 1 und 2 eine Verringerung der Schrittlänge auf 0,60 Meter bzw. 0,58 Meter. Mit einer prozentualen Reduktion von 22,1 Prozent bzw. 15,9 Prozent stimmten subjektives Empfinden und objektive Messung nicht überein (Abbildung 26), die absoluten Werte zeigten hingegen keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen. Bei subjektiver Verdoppelung lag die Schrittlänge bei 1,00 Meter in Gruppe 1 bzw. 0,89 Meter in Gruppe 2, ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ( $p < 0,05$ ) und betrug eine Steigerung von 29,9 Prozent und 29,0 Prozent gegenüber den normalen Schrittlänge (Abbildung 27).

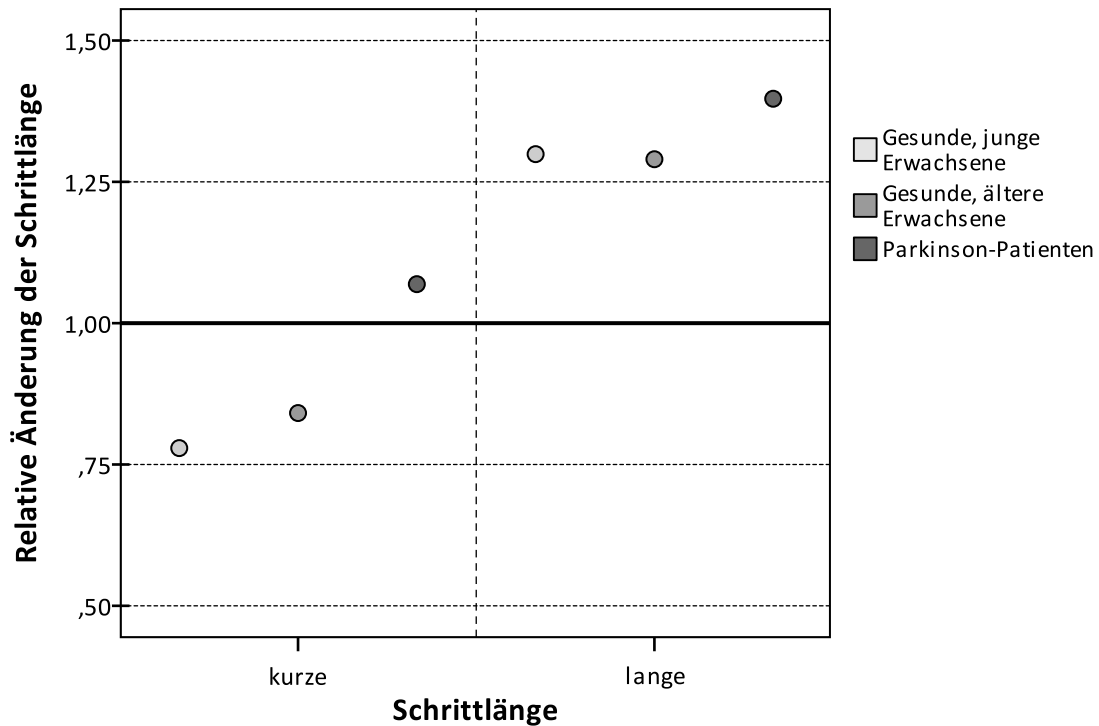


Abbildung 26: Relative Änderung der Mittelwerte der Schrittlängen bei Vorgabe zur Halbierung bzw. Verdoppelung der Schrittlängen bei Grundbedingung (ohne Augenbinde oder Kopfhörer) innerhalb der jeweiligen Gruppe.

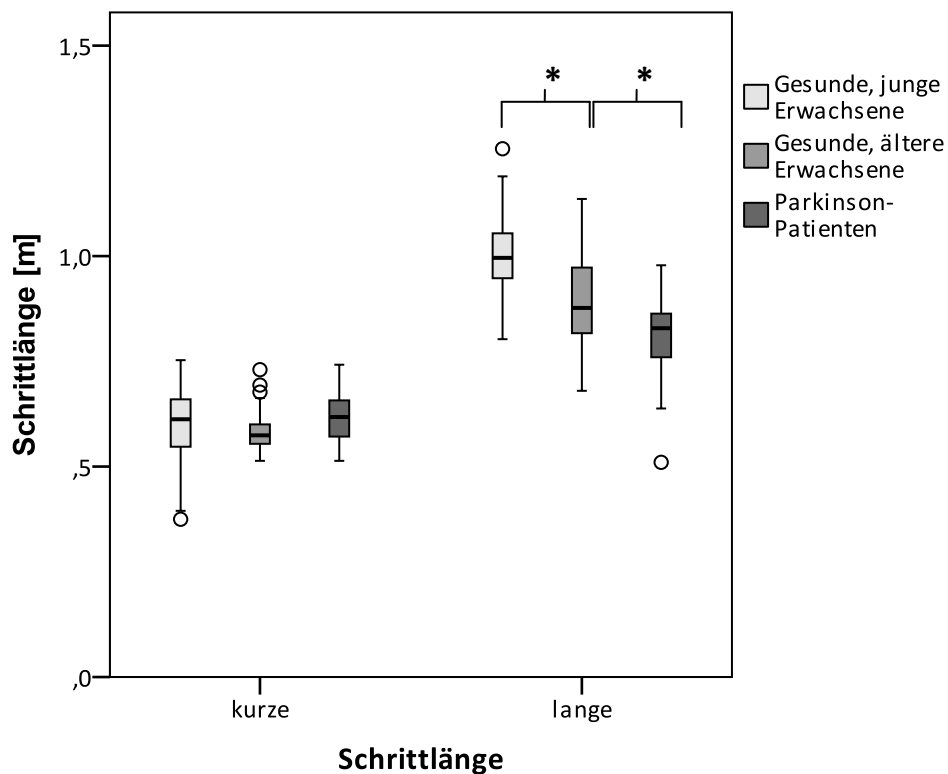
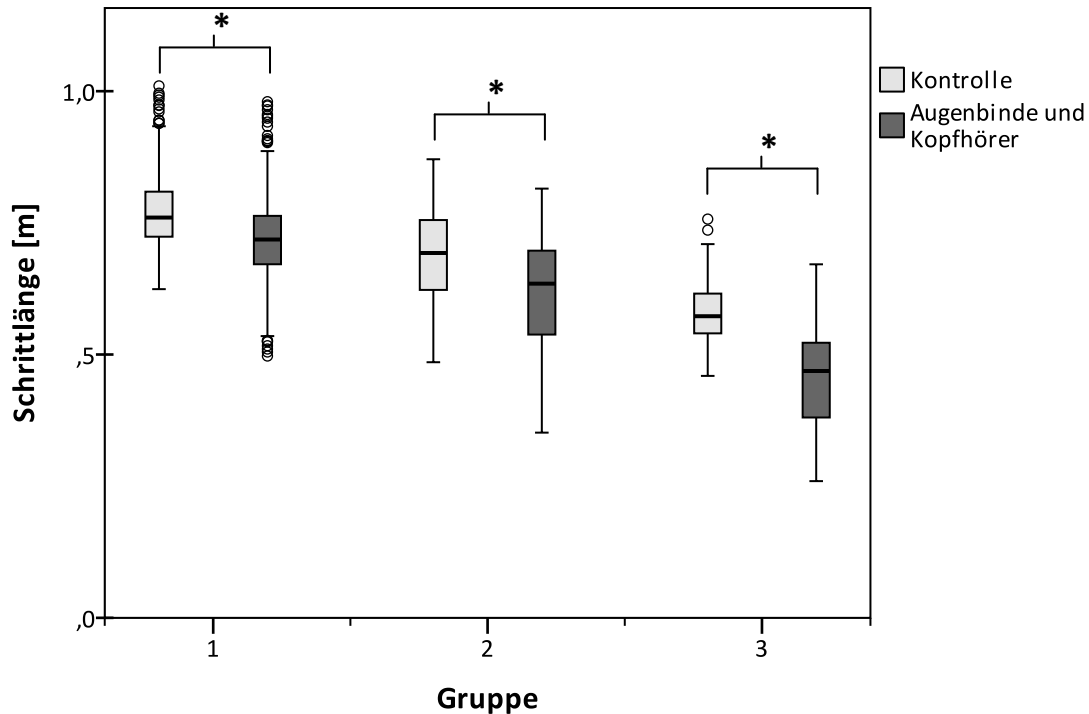
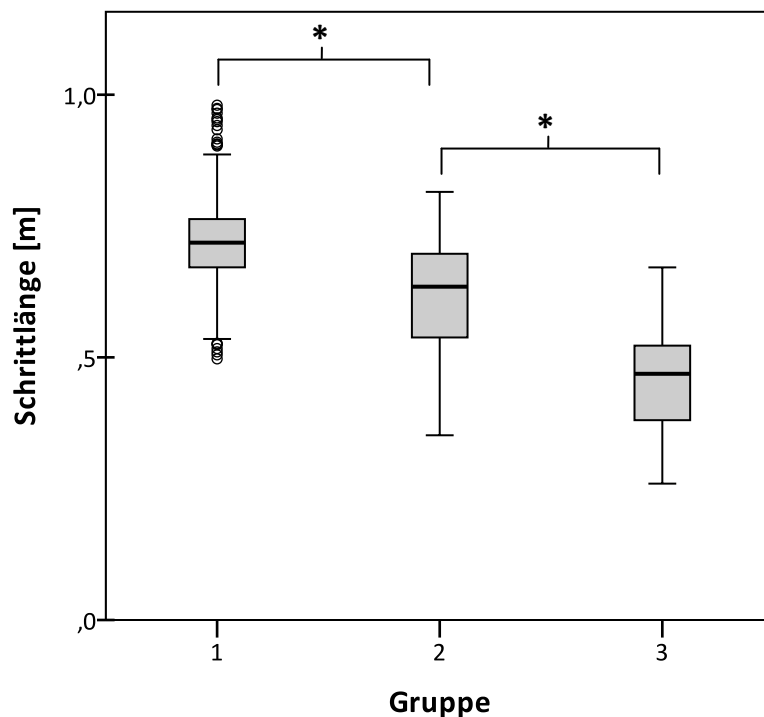


Abbildung 27: Darstellung der Schrittlängen bei Vorgabe zur Halbierung bzw. Verdoppelung der Schrittlängen bei Grundbedingung (ohne Augenbinde oder Kopfhörer). Bei Halbierung der Schrittlänge zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Bei Verdoppelung waren die Schrittlängen zwischen den Gruppen signifikant verschieden ( $p < 0,05$ ).

Bei Störung der visuellen und akustischen Wahrnehmung reduzierten sich die Schrittlängen signifikant um 6,5 Prozent auf 0,72 Meter ( $p < 0,05$ ) in Gruppe 1 und um 10,1 Prozent auf 0,62 Meter ( $p < 0,05$ ) in Gruppe 2 (Abbildung 28 und Abbildung 29).



**Abbildung 28:** Darstellung der Schrittlängen bei Vorgabe des spontanen Gehens bei Grundbedingung (ohne Augenbinde oder Kopfhörer) und Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer. Die Schrittlängen sowohl innerhalb der Gruppen (\*) als auch zwischen den Gruppen waren signifikant verschieden ( $p < 0,05$ ). Erklärung: Gruppe 1: Gesunde, junge Erwachsene; Gruppe 2: Gesunde, ältere Erwachsene; Gruppe 3: Parkinson-Patienten.



**Abbildung 29: Vergleich der Schrittlängen bei spontanem Gehen bei Bedingung Tragen von Augenbinde und Kopfhörer. Die Schrittlängen zwischen den Gruppen waren signifikant verschieden ( $p < 0,05$ ) (\*). Erklärung: Gruppe 1: Gesunde, junge Erwachsene; Gruppe 2: Gesunde, ältere Erwachsene; Gruppe 3: Parkinson-Patienten.**

Die Modulation der Schrittlänge bei Ausschalten von visueller und akustischer Orientierung wurde nur bei Gruppe 1 untersucht. Bei Vorgabe zur Halbierung ergab sich eine Reduktion auf 0,57 Meter und war nicht signifikant verschieden zur gleichen Bedingung bei visueller Orientierung. Die Steigerung der Schrittlänge auf 0,93 Meter war im Vergleich zur gleichen Bedingung bei vollständiger Orientierung signifikant unterschiedlich ( $p < 0,05$ ).

Die Verschiebung des visuellen Eindrucks um 15 Grad durch Prismengläser führte nicht zu einer signifikanten Reduktion der Schrittlänge in Gruppe 1 (0,74 m). Die Modulation war unter diesen Bedingungen erhalten ohne signifikante Unterschiede gegenüber der Schrittlänge beim Gehen mit visueller Orientierung (Abbildung 30).

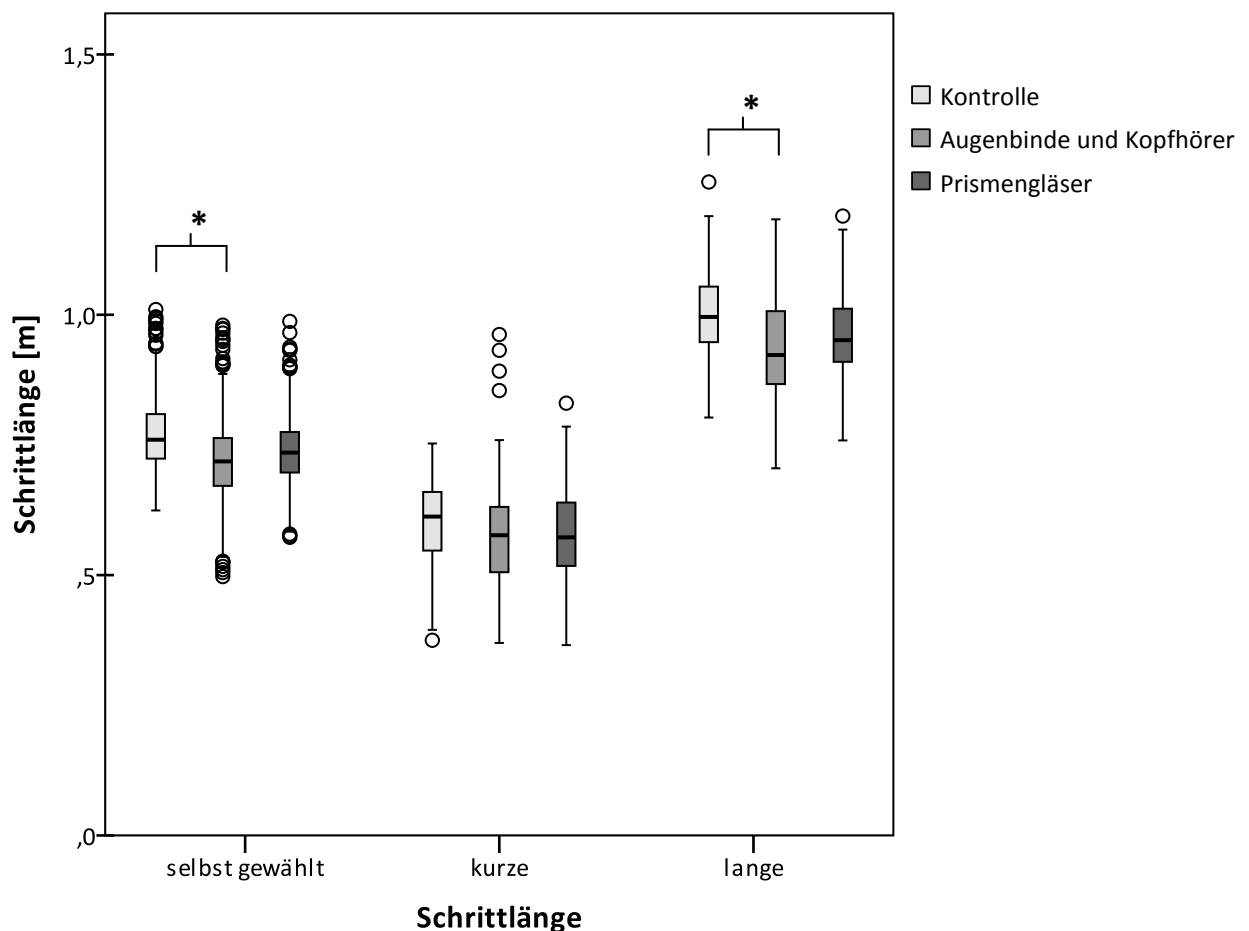


Abbildung 30: Darstellung der Schrittlängen von gesunden, jungen Erwachsenen (Gruppe 1) aufgliedert nach Vorgabe (spontane, halbe, doppelte Schrittlänge) und nach Bedingung (Gehen ohne Augenbinde oder Kopfhörer, Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer, Gehen mit Prismengläser). Signifikante Unterschiede ( $p > 0,05$ ) (\*) zeigten sich bei spontanem Gehen und Vorgabe zur Verdoppelung der Schrittlänge zwischen Kontrollgang (keine Augenbinde, keine Kopfhörer) und Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer.

Die durchschnittliche Schrittlänge von Parkinson-Patienten zeigte im Vergleich zur altersgematchten Gruppe 2 eine deutliche Erniedrigung auf 0,58 Meter ( $p < 0,05$ ). Bei Vorgabe der Halbierung der Schrittlänge ergab sich keine Verringerung der Schrittlänge. Dies ließ sich auf die kleinen Schritte bei spontanem Gehen zurückführen und gilt als Kennzeichen der Parkinson-Erkrankung. Bei Verdoppelung der Schrittlänge war eine Steigerung von 39,7 Prozent auf 0,81 Meter gegenüber normaler Schrittlänge zu verzeichnen.

Bei Störung der visuellen und akustischen Orientierung zeigte sich bei spontanem Gehen eine Schrittlänge von 0,45 Meter und damit eine signifikante Abnahme ( $p < 0,05$ ) gegenüber dem Gang bei vollständiger sensorischer Orientierung. Auch die Variabilität war erhöht (21,6 %). Gruppe 3 zeigte die für die Parkinson-Erkrankung typischen Merkmale eines Gangbildes

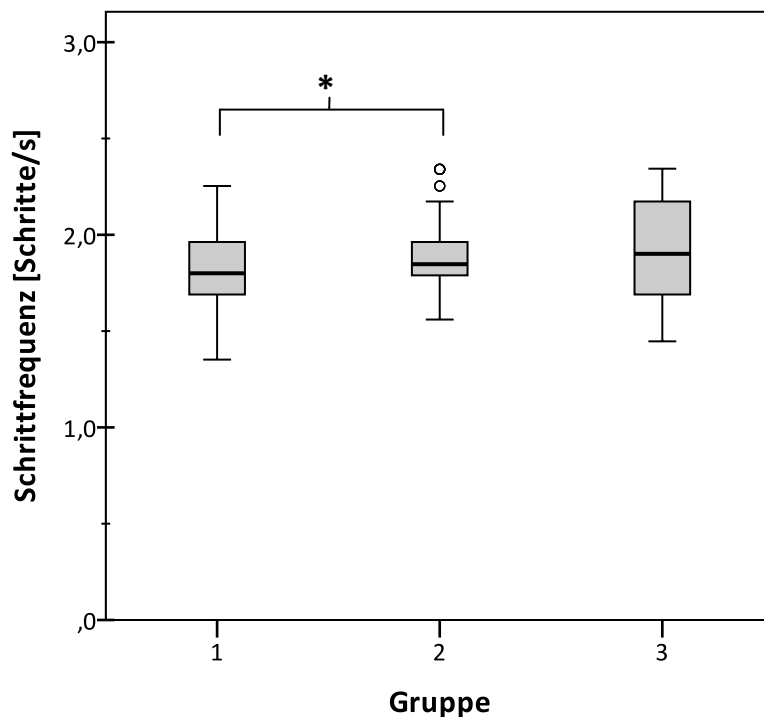
mit kleinen Schritten bei erniedrigter Geschwindigkeit. Aufgrund der geringen Teilnehmerzahl in Gruppe 3 ließ sich die Variabilität nur eingeschränkt beurteilen.

### 3.3 Modulation der Schrittfrequenz

Bedingung	Schrittfrequenz	Gruppe	Mittelwert der Schrittfrequenz [Schritte/s]	Standardabweichung	Variabilität [%]	Abweichung der Schrittfrequenz von Grundbedingung [%]
Grundbedingung (ohne sensorische Störung)	spontan	1	<b>1.81 (JA, IG)</b>	0.18	9.7	
		2	<b>1.89 (JA)</b>	0.18	9.7	
		3	1.93	0.27	13.9	
	halbe	1	1.32	0.19	14.1	-27.1
		2	1.35	0.08	5.7	-28.6
		3	1.35	0.08	5.6	-30.1
	doppelte	1	2.30 (JA)	0.28	12.0	27.1
		2	2.44 (JA, GK)	0.66	27.1	29.1
		3	3.02 (GK)	0.66	22.0	56.5
Augenbinde und Kopfhörer	spontan	1	<b>1.74 (JA, IG)</b>	0.18	10.3	-3.9
		2	<b>1.86 (JA, GK)</b>	0.28	15.1	-1.6
		3	<b>1.97 (GK)</b>	0.3	15.0	2.1
	halbe	1	1.35	0.24	18.0	-25.4
	doppelte	1	2.22	0.27	12.1	22.7
Prismengläser	spontan	1	1.81	0.18	10.1	0.0
	halbe	1	1.31	0.21	16.3	-27.6
	doppelte	1	2.26	0.28	12.4	24.9

**Tabelle 4:** Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichung (SD) und Variabilität (VAR) der Kadenz (Schrittfrequenz), eingeteilt nach Bedingung, Vorgabe und Gruppe. Prozentuale Abweichung der Schrittlänge gegenüber spontanem Kontrollgang (keine Augenbinde, keine Kopfhörer) innerhalb der jeweiligen Gruppe. **Fett:** signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ). **JA:** signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) zwischen Gruppe 1 (gesunde, junge Erwachsene) und 2 (gesunde, ältere Erwachsene). **GK:** signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) zwischen Gruppe 2 und 3 (Parkinson-Patienten). **IG:** signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) innerhalb der Gruppe bei gleicher Bedingung der Kadenzvorgabe.

Die in der Literatur angegebene Schrittfrequenz von 113 Schritten pro Minute (ca. 1,88 Schritte pro Sekunde) bei Erwachsenen wurde in unseren Untersuchungen mit 1,81 Schritten pro Sekunde bei jungen Probanden (Gruppe 1) und 1,89 Schritten pro Sekunde bei älteren Erwachsenen (Gruppe 2) bestätigt (Tabelle 4). Es bestand dabei ein signifikanter Unterschied zwischen den zwei Altersgruppen (Abbildung 31). Eine Variabilität von etwa 10 % bei jungen Erwachsenen entsprach den Vergleichswerten aus anderen Studien.



**Abbildung 31: Vergleich der Schrittfrequenzen bei Gehen mit selbstgewählter Geschwindigkeit (keine Augenbinde, keine Kopfhörer) zwischen den Gruppen. Es zeigte sich ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 (\*). Erklärung: Gruppe 1: Gesunde, junge Erwachsene; Gruppe 2: Gesunde, ältere Erwachsene; Gruppe 3: Parkinson-Patienten.**

Die bewusste Änderung der Schrittfrequenz nach Aufforderung war allen Probanden möglich. Bei Halbierung der Schrittfrequenz sank die Kadenz durchschnittlich um 27,1 % auf 1,32 Schritte pro Sekunde in Gruppe 1, um 28,6 % auf 1,35 Schritte pro Sekunde in Gruppe 2 und um 30,1 % auf 1,35 Schritte pro Sekunde in Gruppe 3 ab und zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Bei Verdoppelung der Kadenz bestand zwischen Gruppe 1 (2,3 Schritte/Sek. entsprechen einer Steigerung von 27,1%) und 2 (2,44 Schritte/Sek. Entsprechen einer Steigerung von 29,1 %) ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) (Abbildung 32). Das subjektive Gefühl der Verdoppelung bzw. Halbierung der Kadenz entsprach weder in Gruppe 1 noch in Gruppe 2 den gemessenen Werten (Abbildung 33).

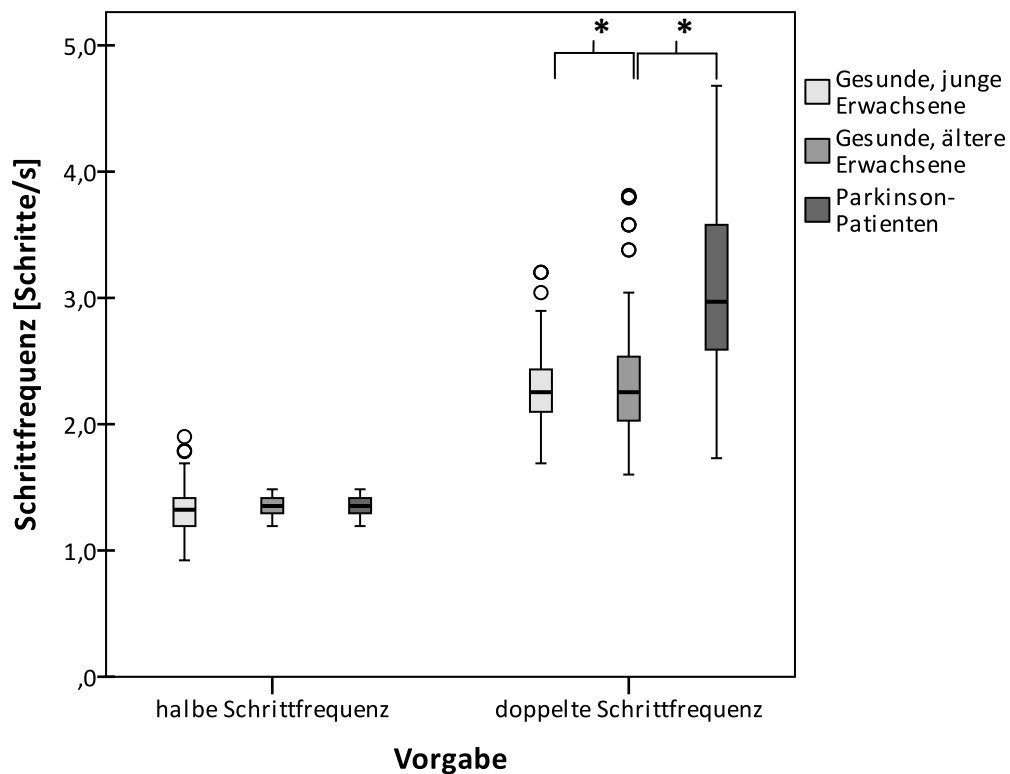


Abbildung 32: Darstellung der Schrittfrequenzen bei Vorgabe zur Halbierung bzw. Verdoppelung der Kadenz bei Grundbedingung (ohne Augenbinde oder Kopfhörer) gegliedert nach Gruppen. Bei Vorgabe zur Verdoppelung der Kadenz zeigten sich zwischen den Gruppen 1 und 2 sowie zwischen den Gruppen 2 und 3 signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) (\*). Erklärung: Gruppe 1: Gesunde, junge Erwachsene; Gruppe 2: Gesunde, ältere Erwachsene; Gruppe 3: Parkinson-Patienten.

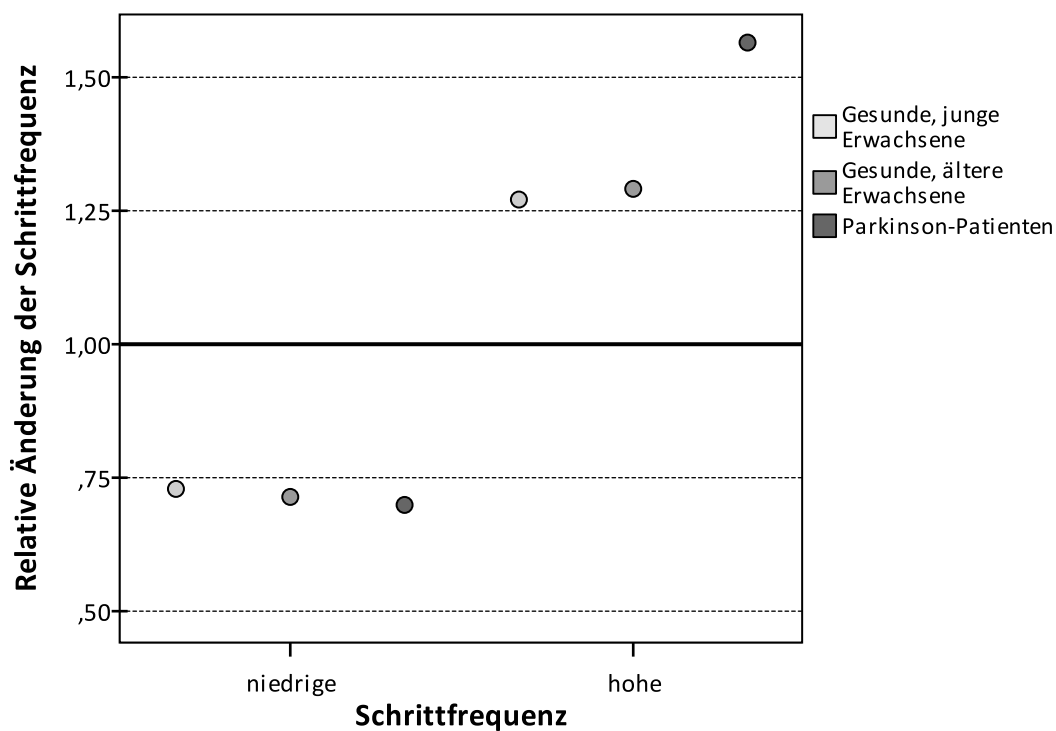
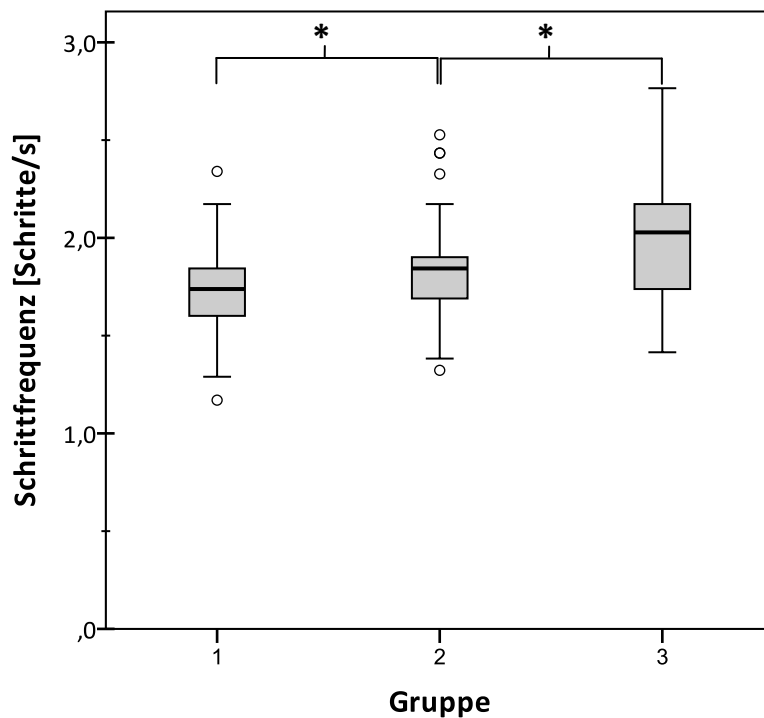


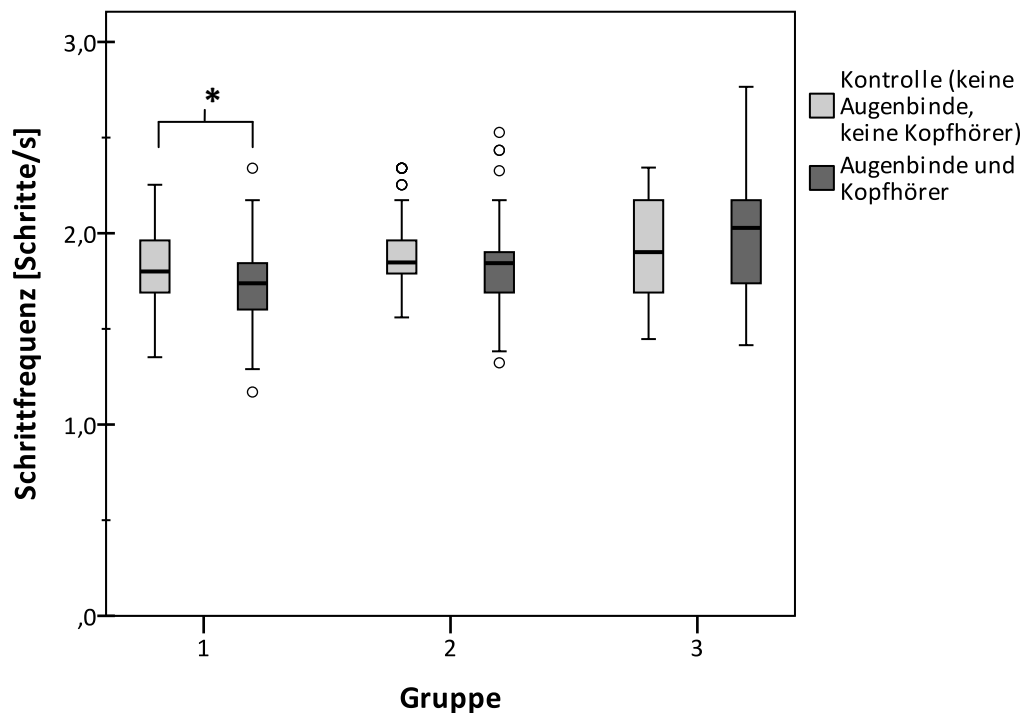
Abbildung 33: Relative Änderung der Mittelwerte der Gruppen bei Vorgabe zur Halbierung bzw. Verdoppelung der Schrittfrequenz bei Grundbedingung (Bedingung ohne Augenbinde oder Kopfhörer) gegenüber spontanem Gehen bei Grundbedingung innerhalb der Gruppen.



Bei Fehlen visueller und akustischer Orientierung sank die Kadenz bei freier Geschwindigkeit gering, In Gruppe 1 sank die Kadenz um 3,9 Prozent auf 1,74 Schritt/Sek., in Gruppe 2 um - 1,6% auf 1,86 und in Gruppe 3 stieg sie um 2,1 Prozent auf 1,93 Schritte pro Sekunde (Abbildung 34). Es zeigten sich signifikante Unterschiede innerhalb der Gruppe 1 im Vergleich zum spontanen Gehen bei vollständiger Orientierung und zwischen den Gruppen 1, 2 und 3 (Abbildung 35).



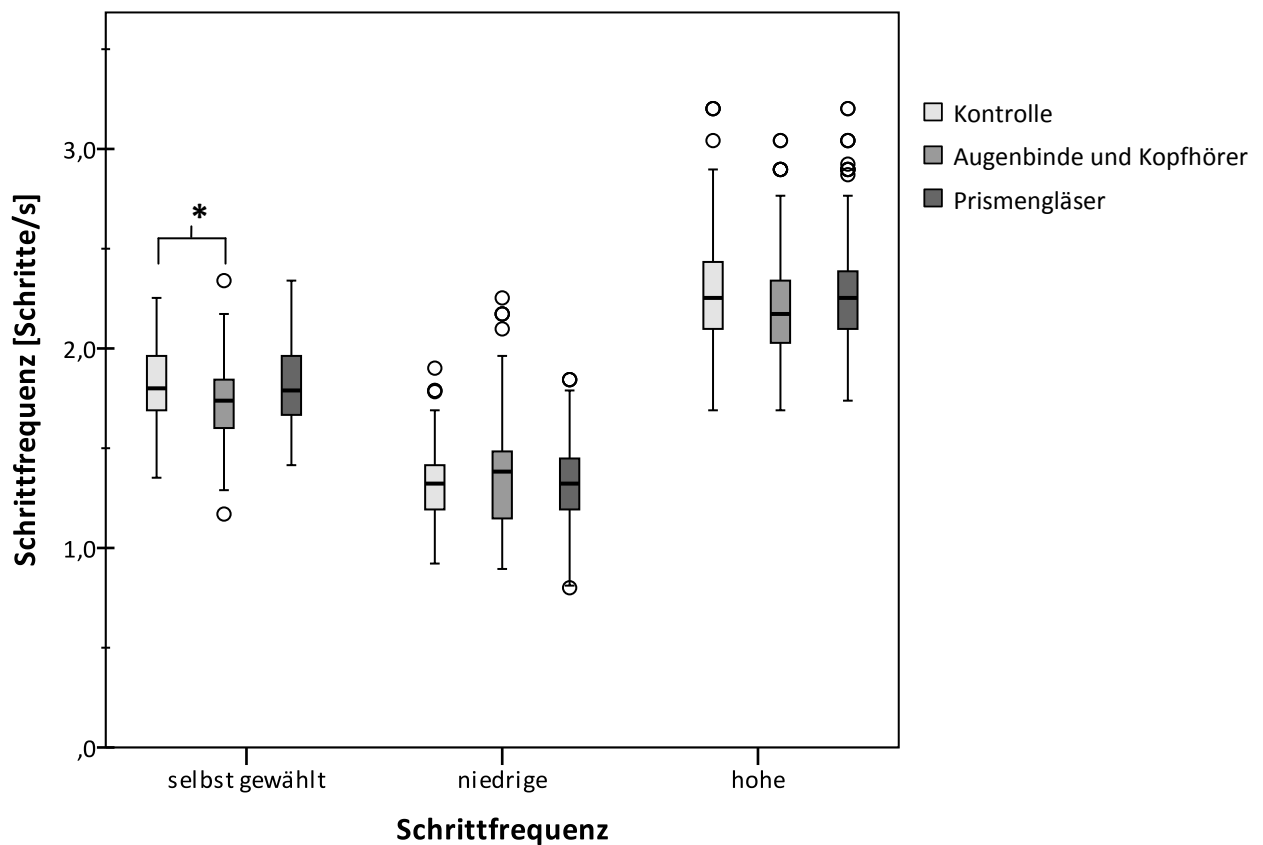
**Abbildung 34: Vergleich der Schrittfrequenzen zwischen Gruppen bei spontanem Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer. Es zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen 1 und 2 sowie zwischen den Gruppen 2 und 3 ( $p < 0,05$ ) (\*). Erklärung: Gruppe 1: Gesunde, junge Erwachsene; Gruppe 2: Gesunde, ältere Erwachsene; Gruppe 3: Parkinson-Patienten.**



**Abbildung 35: Vergleich der Schrittfrequenzen zwischen spontanem Gehen bei Grundbedingung (ohne Augenbinde oder Kopfhörer) und spontanem Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer zwischen den Gruppen. Es zeigten sich innerhalb von Gruppe 1 signifikante Unterschiede zwischen Gehen bei visueller und akustischer Orientierung und Desorientiertheit ( $p < 0,05$ ) (\*). Erklärung: Gruppe 1: Gesunde, junge Erwachsene; Gruppe 2: Gesunde, ältere Erwachsene; Gruppe 3: Parkinson-Patienten.**

Die Variation der Kadenz (Halbierung bzw. Verdoppelung) in Gruppe 1 bei geschlossenen Augen erzeugte keine signifikante Abweichung gegenüber den gleichen Bedingungen bei geöffneten Augen.

Auch das Verschieben der visuellen Wahrnehmung anhand der Prismengläser zeigte in keiner Bedingung einen signifikanten Unterschied der Kadenz gegenüber den Bedingungen beim Gehen ohne diesen visuellen Störreiz (Abbildung 36).



**Abbildung 36:** Vergleich der Schrittfrequenzen bei gesunden, jungen Erwachsenen, aufgegliedert nach Vorgabe (spontane, halbe, doppelte Schrittfrequenz) und Bedingung (Gehen ohne Augenbinde oder Kopfhörer, Gehen mit Augenbinde und Kopfbinde, Gehen mit Prismengläser). Es zeigte sich bei spontanem Gehen ein signifikanter Unterschied zwischen Gehen ohne Augenbinde oder Kopfhörer und Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer.

Die Kadenz der Parkinson-Gruppe blieb mit 1,93 Schritten pro Sekunde bei spontanem Gehen auf dem Niveau der altersgematchten Gruppe 2. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied. Auch bei Halbierung der Kadenz ergaben sich keine signifikanten Unterschiede. Eine Verdoppelung der Frequenz auf 3,02 Schritte pro Sekunde ergab eine Zunahme um 56,5 Prozent. Bei Wegfall der visuellen und akustischen Orientierung zeigten die Probanden mit 1,97 Schritten pro Sekunde keine signifikante Änderung gegenüber spontanem Gehen ohne Orientierungseinschränkungen.

Die Ergebnisse unserer Untersuchung zeigten, dass die Schrittfrequenz unabhängig vom Alter der Probanden ist. Es kam zu keiner Abnahme im höheren Alter. Auch die Modulationsfähigkeit blieb in gleichem Umfang erhalten. Dies zeigte sich auch im Vergleich der Parkinson-Erkrankten mit den altersgematchten Probanden. Die Kadenz des spontanen

Gehens veränderte sich durch die Parkinson-Erkrankung nicht, auch die Modulation der Schrittfrequenz blieb erhalten. Dies stimmte mit den Ergebnissen anderer Studien gut überein und zeigte die weitgehende Flexibilität der Kadenz bei Parkinson-Erkrankung. Die Verringerung der Gehgeschwindigkeit bei dieser Erkrankung ließ sich somit allein durch die Abnahme der Schrittlänge erklären.

### 3.4 Gangabweichung

Bedingung	Vorgabe	Gruppe 1		2		3	
		Mittelwert [°]	Standardabweichung	Mittelwert [°]	Standardabweichung	Mittelwert [°]	Standardabweichung
Grundbedingung (ohne sensorische Störung)	normale Geschw.	0.5 (IG)	0.4	0.4 (IG)	0.3	0.5 (IG)	0.4
	halbe Geschw.	0.5 (IG)	0.3	0.4 (IG)	0.4	0.3 (IG)	0.3
	doppelte Geschw.	0.7 (IG)	0.5	0.5 (IG)	0.3	0.6 (IG)	0.4
	halbe Schrittlänge	0.6 (IG)	0.3				
	doppelte Schrittlänge	0.6 (IG)	0.4	0.5	0.3	0.6	0.5
	halbe Schrittfrequenz	0.6 (IG)	0.4				
	doppelte Schrittfrequenz	0.6 (IG)	0.3	0.3	0.2	0.4	0.3
Augenbinde und Kopfhörer	normale Geschw	3.0 (IG)	2.3	3.0 (JA, GK, IG)	2.3	4.0 (GK, IG)	3.7
	halbe Geschw.	3.3 (JA, IG)	2.6	2.6 (JA, IG)	2.0	2.0	1.3
	doppelte Geschw.	3.6 (JA, IG)	2.0	2.5 (JA, IG)	1.8	2.5	2.5
	halbe Schrittlänge	3.7 (IG)	2.6				
	doppelte Schrittlänge	3.1 (IG)	2.1				
	halbe Schrittfrequenz	3.4 (IG)	2.3				
	doppelte Schrittfrequenz	3.3 (IG)	2.3				

**Tabelle 5: Mittelwert und Standardabweichung der Abweichung der Endposition der Laufstrecke von der Mittellinie in Grad, eingeteilt nach Bedingung, Vorgabe und Gruppe. Fett: signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ). JA: signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) zwischen Gruppe 1 (gesunde, junge Erwachsene) und 2 (gesunde, ältere Erwachsene). GK: signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) zwischen Gruppe 2 und 3 (Parkinson-Patienten). IG: signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) innerhalb der Gruppe bei gleicher Vorgabe.**

Die Abweichung von der Mittellinie, gemessen in Grad, war bei erhaltener visueller Orientierung gering und zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Bedingungen und den Gruppen (Tabelle 5). Auch die Standardabweichung von bis zu 0,5 fiel gering aus. Bei Wegfall der visuellen und akustischen Orientierung wurden die Probanden am Startpunkt der Untersuchungsstrecke mehrfach korrekt ausgerichtet, d.h. sie positionierten Füße und Oberkörper in Richtung Ziel und zeigten mit ausgestreckten Armen bei nun verdeckten Augen in Gangrichtung. Falls diese nicht in Richtung des Zieles zeigten, erfolgte

eine erneute Kalibrierung, um eine Abweichung aufgrund falscher Ausrichtung vor Beginn der Bewegung zu vermeiden.

Wie zu erwarten lag der durchschnittliche Winkel der Abweichung bei den Untersuchungen mit gestörtem visuellen und akustischen Eingang deutlich höher. Gruppe 1 zeigte bei spontaner Geschwindigkeit eine durchschnittliche Abweichung von 3,0 Grad und somit einen signifikant erhöhten Wert als beim Gehen mit visueller Orientierung ( $p < 0,05$ ). Abweichungen innerhalb der Gruppe 1 ohne visuelle Orientierung zeigten hingegen keine signifikanten Unterschiede (3,0 bis 3,7 Grad). Die hohe Standardabweichung von bis zu 2,6 in Gruppe 1 zeigte die große Variabilität der Abweichungen zwischen den einzelnen Untersuchungsbedingungen (Tabelle 5). Die Abweichungen von der Mittellinie schwankten zwischen 0 bis maximal 10,2 Grad.

Die Analysen der Gruppen 2 und 3 zeigten ähnliche Resultate: Ganguntersuchungen mit visueller Orientierung ergaben geringe Abweichungen von der Mittellinie (bis 0,5 Grad in Gruppe 2, bis 0,6 Grad in Gruppe 3) und geringe Standardabweichung (bis 0,4 in Gruppe 2 und 0,5 in Gruppe 3). Der Vergleich zwischen den Abweichungen mit und ohne visuelle Orientierung führte zu signifikanten Unterschieden innerhalb von Gruppe 2 und 3. Auch in diesen Gruppen war die Standardabweichung deutlich erhöht (2,3 in Gruppe 2 und 3,7 in Gruppe 3 bei spontaner Geschwindigkeit), was auf eine große Breite der gemessenen Winkel schließen ließ.

	Abweichung nach links			Abweichung nach rechts		
	M [°]	SD	Anteil [%]	M [°]	SD	Anteil [%]
normale Geschw.	1,75	1,64	30	3,53	2,30	70
halbe Geschw.	2,03	2,42	21	3,63	2,63	79
doppelte Geschw.	2,90	2,31	34	3,93	1,78	66
halbe Schrittlänge	2,14	1,57	27	4,25	2,70	73
doppelte Schrittlänge	2,38	1,84	27	3,43	2,21	73
halbe Schrittfrequenz	2,63	1,94	31	3,74	2,35	69
doppelte Schrittfrequenz	2,18	1,74	23	3,58	2,31	77
Gesamt	2,22	1,87	28	3,69	2,33	72

**Tabelle 6: Mittelwert (M), Standardabweichung (SD) und Anteil der Richtung beim Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer bei gesunden, jungen Erwachsenen (Gruppe 1).**

Bei Analyse der Richtung der Gangabweichung zeigten 72 % aller Untersuchungsläufe in Gruppe 1 beim Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer eine Abweichung nach rechts. Der Anteil der Abweichungen nach rechts lag bei allen Bedingungen mit verbundenen Augen und Kopfhörern deutlich über dem der Abweichung nach links (Tabelle 6). Auch die Stärke der Auslenkung war bei allen Bedingungen bei einer Abweichung nach rechts ausgeprägter als bei einer Abweichung nach links.

	Gruppe 2						Gruppe 3					
	Abweichung nach links			Abweichung nach rechts			Abweichung nach links			Abweichung nach rechts		
	M [°]	SD	Anteil [%]	M [°]	SD	Anteil [%]	M [°]	SD	Anteil [%]	M [°]	SD	Anteil [%]
normale Geschw.	3,03	2,33	45	2,92	2,31	55	2,31	1,58	25	4,54	4,14	75
halbe Geschw.	2,64	2,09	65	2,45	1,93	35	3,47	1,55	25	1,54	0,93	75
doppelte Geschw.	2,97	2,06	55	1,98	1,48	45	3,32	4,63	25	2,17	2,03	75
Gesamt	2,86	2,09	55	2,48	1,94	45	3,03	2,36	25	2,75	2,88	75

**Tabelle 7: Mittelwert (M), Standardabweichung (SD) und Anteil der Richtung beim Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer bei gesunden, älteren Erwachsenen (Gruppe 2) und Parkinson-Patienten (Gruppe 3).**

In Gruppe 2 zeigte sich hingegen die Abweichung nach links häufiger als nach rechts (Tabelle 7). Die Stärke der Auslenkung zeigte sich in dieser Gruppe ausgeglichen. Einzig bei doppelter Geschwindigkeit zeigten gesunde, ältere Probanden eine stärkere Auslenkung nach links als nach rechts.

### 3.5 Gangabweichung bei Verwendung von Prismengläsern

Bedingung	Vorgabe	Mittelwert der maximalen Abweichung [m]	Standardabweichung
Gehen mit Prismengläser	spontanes Gehen	0.27	0.09
	halbe Gehgeschwindigkeit	0.26	0.09
	doppelte Gehgeschwindigkeit.	0.30	0.09
	halbe Schrittlänge	0.25	0.10
	doppelte Schrittlänge	0.27	0.11
	halbe Schrittfrequenz	0.29	0.09
	doppelte Schrittfrequenz	0.27	0.11

**Tabelle 8: Mittelwert und Standardabweichung (SD) der maximalen Abweichung der bogenförmigen Laufstrecke von der Mittellinie in Meter bei Tragen von Prismengläsern. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Bedingungen.**

Beim Gehen mit Blick durch Prismengläser mit einer Abweichung um 15 Grad nach links ergab sich eine bogenförmige Laufstrecke nach links mit Start- und Zielpunkt auf der Mittellinie (Abbildung 16).

Die Mittelwerte der maximalen Abweichung lagen bei allen Bedingungen zwischen 0,25 bis 0,30 Meter von der Mittellinie. Bei spontanem Gehen betrug die maximale Abweichung im Durchschnitt 0,27 Meter, bei halber Schrittlänge ergab sich die geringste Abweichung mit 0,25 Meter und bei doppelter Geschwindigkeit eine maximale durchschnittliche Abweichung von 0,30 Meter. Die Standardabweichungen der Mittelwerte waren mit 0,09 bis 0,11 gering und bei allen Untersuchungen ähnlich (Tabelle 8). Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der Mittelwerte der maximalen Abweichung von der Mittellinie zwischen den verschiedenen Untersuchungsbedingungen beim Gehen mit Tragen von Prismengläsern.

Die Weg-Zeit-Parameter während der Untersuchung mit Blick durch die Prismenbrille zeigten geringe Unterschiede zu den Ergebnissen beim Gehen ohne Einschränkung des Blickes: Die spontane Gehgeschwindigkeit war um 4,4 % gegenüber der Gehgeschwindigkeit bei offenen Augen reduziert und betrug 1,31 m/s. Dies war allein der Reduzierung der Schrittlänge auf 0,74 Meter (-3,9 %) geschuldet, die Kadenz veränderte sich nicht (0,0 %). Die Modulation von Schrittlänge und Kadenz zeigte ähnliche prozentuale Veränderungen wie ohne Prismenbrille von -24,7 % und -27,6 % bzw. 24,7 % und 24,9 %. Die Modulation der Geschwindigkeit als Kombination aus Änderung von Schrittlänge und Kadenz zeigte einen Anstieg von 33,4 %

bzw. einen Abfall von 31,1%. Es zeigten sich erhöhte Werte der Variabilität bei subjektiver Halbierung sowohl bei der Geschwindigkeit, der Schrittlänge als auch bei der Kadenz. Zwischen dem Gehen ohne visuelle Täuschung und mit dem Tragen von Prismengläsern zeigten sich in allen Bedingungen keine signifikanten Unterschiede.

### 3.6 Ganginitiierung

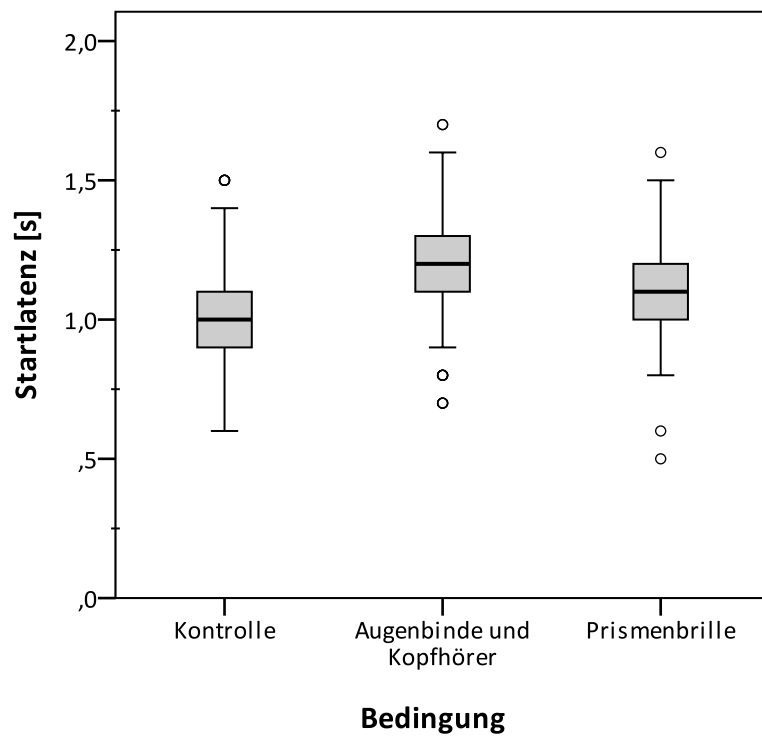
Bedingung	Vorgabe	Gruppe 1		Gruppe 2		Gruppe 3	
		Mittelwert [s]	Standardabweichung	Mittelwert [s]	Standardabweichung	Mittelwert [s]	Standardabweichung
Grundbedingung (ohne sensorische Störung)	ohne	1.05	.13	1.02	.18	.99	.12
	mit	1.06	.18	.98	.17	1.04	.15
Augenbinde und Kopfhörer	ohne	1.17	.18	1.08	.14	1.15	.15
	mit	1.18	.16	1.08	.20	1.11	.22
Prismengläsern	ohne	1.11	.15				
	mit	1.10	.18				

**Tabelle 9: Mittelwert und Standardabweichung (SD) der Startzeiten der Probanden in Sekunden. Einteilung nach Bedingung, Gruppe sowie ohne Vorgabe (spontanes Gehen) und mit Vorgaben (Halbierung bzw. Verdoppelung von Geschwindigkeit, Schrittlänge oder Schrittfrequenz). Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede sowohl innerhalb der einzelnen Gruppen als auch zwischen den Gruppen. Erklärung: Gruppe 1: Gesunde, junge Erwachsene; Gruppe 2: Gesunde, ältere Erwachsene; Gruppe 3: Parkinson-Patienten.**

Die durchschnittliche Startlatenz lag bei Werten zwischen 0,98 und 1,18 Sekunden. Signifikante Unterschiede innerhalb einer Gruppe wurden nicht gemessen (Tabelle 9). Die Startlatenz erhöhte sich im Zehntelsekundenbereich nach Störung der visuellen und akustischen Orientierung innerhalb der jeweiligen Gruppen festgestellt werden, doch waren diese nicht signifikant (Abbildung 37). Auch zwischen Gruppe 1 und 2 zeigten sich keine signifikanten Unterschiede.

Die Parkinson-Patienten (Gruppe 3) zeigten keinen signifikanten Unterschied der Startlatenz im Vergleich zu der altersgematchten Kontrollgruppe (Gruppe 2). Beim Start der Bewegung stellten wir weder bei visueller Kontrolle (Grundbedingung), noch nach Aufheben der visuellen Orientierung Freezing-Phänomene fest. Auch innerhalb der Gruppe 3 zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der Startzeit zwischen den Bedingungen.





**Abbildung 37: Startlatenz aller Untersuchungsläufe, aufgliedert nach Bedingung ohne Berücksichtigung von Gruppen oder Vorgaben.**

## 4 Diskussion

Die wichtigsten Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sind: (1) die Ganggeschwindigkeit nimmt bei Alter und Krankheit vor allem über eine Reduktion der Schrittlänge ab; (2) die Modulationsfähigkeit des Gehens bleibt im Alter und bei der Parkinson-Erkrankung erhalten; (3) sensorische Perturbation verhindert diese Modulation nicht und (4) ein System mit 2 Kameras und markergestützte Erfassung des Körperschwerpunktes ist geeignet Gangparameter zuverlässig zu erfassen. Im Folgenden sollten diese Aspekte unter Verweis auf die aktuelle Literaturlage diskutiert werden.

### 4.1 Geschwindigkeit des Gehens

Beim menschlichen Gehen wird die bevorzugte Geschwindigkeit so gewählt, dass eine optimale Balance aus physischer Möglichkeit und Energieverbrauch erreicht wird (47). Diese selbst gewählte Geschwindigkeit, auch Grundgeschwindigkeit genannt, liegt bei gesunden, sich unbeobachtet fühlenden Erwachsenen auf ebener Strecke bei 82 Meter pro Minute (1,37 m/s) und wird von den Ergebnissen unserer Studie bestätigt (47;94). Ab einem Alter von 60 Jahren zeigen sich im Rahmen des physiologischen Alterungsprozesses relevante Veränderungen des Ganges (95). So nimmt die spontane Ganggeschwindigkeit ab diesem Alter um etwa 1 % pro Jahr ab (49). Die Verringerung der Geschwindigkeit von gesunden Probanden im höheren Alter (Gruppe 2) belief sich in unseren Messungen auf eine durchschnittliche Reduktion um 9,5 % auf 1,24 m/s bei einem Durchschnittsalter von 68,2 Jahren.

Bei der Auswahl von Probanden höheren Alters zu Studien muss der Untersucher nach Beurteilung des aktuellen Gesundheitszustandes und Kenntnis der Vorerkrankungen entscheiden, ob diese, teilweise geringen Beeinträchtigungen, Einfluss auf das Gangbild haben und der Proband an der Studie teilnehmen darf oder ausgeschlossen werden muss. Daher ist es wichtig zu wissen, dass die Abnahme der Geschwindigkeit bei zunehmendem Alter physiologisch ist. Einige Studien lassen erkennen, dass sich die Gehfähigkeit ab einem Alter von 70 Jahren deutlich verschlechtert und die durchschnittliche Geschwindigkeit eines

Kollektivs zwischen 60 und 80 Jahren kein homogenes Bild liefert (96). Eine feinere Unterteilung nach Alter wäre eine mögliche Konsequenz, wobei sich die Frage nach dem Nutzen stellen lässt. Für unsere Studie rekrutierten wir altersgematchte, gesunde Probanden und konnten nach gründlicher Prüfung davon ausgehen, dass keine Vorerkrankungen mit Einfluss auf den Gang vorlagen. Die Variabilität der Geschwindigkeit von Erwachsenen ist beim freien Gehen gering. Die Standardabweichung bei normalem Gehen wird in der Literatur mit 10 % vom Mittelwert angegeben (38;47). Unsere Messwerte bei spontanem Gehen ergaben Standardabweichungen von 13 % in Gruppe 1 und 14 % in Gruppe 2.

Der Vergleich von Kollektiven sich unbeobachtet fühlender Probanden in natürlicher Umgebung und Probanden in einer Untersuchungsumgebung weist in der Analyse der durchschnittlichen Geschwindigkeit keine Unterschiede auf. Die verkürzte Schrittlänge in natürlicher Umgebung wird durch eine erhöhte Kadenz ausgeglichen. Es kann vermutet werden, dass Reize einer natürlichen Umgebung, beispielsweise in einer Fußgängerzone, zu einer Reduktion der Schrittlänge führen. Auch das Wissen über mögliche Unregelmäßigkeiten des Untergrundes in natürlicher Umgebung könnte ein Grund für einen vorsichtigeren Gang mit verkürzter Schrittlänge sein. Andererseits könnte auch ein sicheres Gefühl in der kontrollierten und vertrauten Umgebung des Untersuchungsraumes zu einer Vergrößerung der Schrittlänge beitragen, ohne die Geschwindigkeit zu beeinflussen. Der Vergleich der Untersuchungsergebnisse von jungen und alten gesunden Probanden bei spontaner, frei gewählter Geschwindigkeit ergab folgende Unterschiede: Geschwindigkeit und Schrittlänge nehmen mit zunehmendem Alter in gleichem Maße ab. Laut Studien zeigt die Kadenz keine Änderung in Abhängigkeit vom Alter (51), in unseren Messungen wiesen die älteren Probanden eine erhöhte Kadenz auf. Es lässt sich daraus ableiten, dass die Schrittlänge die altersabhängige Veränderung der Geschwindigkeit empfindlicher widerspiegelt als die Kadenz (97). Diese verändert sich mit zunehmendem Alter nicht signifikant. Die Veränderung des Ganges im Alter wird auf die Optimierung der Balance aus eingesetzter Kraft und Energieverbrauch zurückgeführt (1) und darf nicht als eine Beeinträchtigung der automatisierten Bewegungssteuerung gesehen werden. Das langsamere Gehen gibt den älteren Erwachsenen in ihrer Interaktion mit der Umwelt Sicherheit, die Möglichkeit auf unerwartete Ereignisse rechtzeitig reagieren zu können und

reduziert die Gefahr eines Sturzes. Die deutliche Verkürzung der Schrittlänge erhöht die Stabilität.

## 4.2 Modulationsfähigkeit

Die Analyse der Schrittlänge bei freier Geschwindigkeitswahl zeigte in unseren Untersuchungen einen Durchschnittswert von 0,77 Meter und lag damit geringfügig höher als in Studien an sich unbeobachtet fühlenden Personen mit einem Durchschnittswert von 0,71 Meter (98;99). Die Überlegung, die Schrittlänge in einem Verhältnis zur Körpergröße zu definieren, konnte bei spontaner Geschwindigkeit in Studien bisher nicht bestätigt werden (100;101). In der Auswertung der Schrittlänge wurde daher keine Rücksicht auf die Größe der untersuchten Personen genommen. In einer Studie wurde eine Abweichung von 4 % zwischen den Mittelwerten der Schrittlängen in Gruppen von kleinen, mittelgroßen und großen Männern gemessen (38). Die Schrittlänge von älteren, gesunden Probanden (Gruppe 2) nahm gegenüber Gruppe 1 signifikant um 9 % auf 0,69 Meter ab, bei gleichzeitig erhöhter Variabilität. Die durchschnittliche Schrittlänge in Gruppe 2 reduzierte sich um den gleichen prozentuellen Wert wie die im Vergleich der Geschwindigkeiten. Die Abnahme der Schrittlänge darf nicht alleine der Abnahme der Körpergröße mit zunehmendem Alter zugeschrieben werden. Es ist eine Auswirkung multipler Ursachen zum Erreichen einer Bewegung bei optimierter Energiebilanz (1).

Die Auswertung der Kadenz ergab mit 1,81 Schritten pro Sekunde ebenfalls einen leicht reduzierten Wert im Vergleich zu Studien an sich unbeobachtet fühlenden Erwachsenen mit 1,88 Schritten pro Sekunde (47;102). Gruppe 2 bewegte sich durchschnittlich mit einer Schrittfrequenz von 1,89 Schritten pro Sekunde fort und zeigte damit einen signifikanten Unterschied zur Kadenz der spontanen Bewegung der Gruppe 1.

Die Modulationsfähigkeit des Gangmusters erfordert Leistungen, die von kortikalen Lokomotionsregionen erbracht und auf spinaler Ebene umgesetzt werden. Dabei fließen Informationen aus dem visuellen, akustischen, propriozeptiven und vestibulären System ein. Die Aufgabe, die Geschwindigkeit nach subjektivem Empfinden zu halbieren oder zu verdoppeln, ohne eine Rückmeldung der tatsächlichen Geschwindigkeit zu erhalten,

bewirkte bei den jungen, gesunden Probanden (Gruppe 1) eine Reduktion der Geschwindigkeit um 31,7 % bzw. eine Steigerung um 36,6 %. Ähnliche Änderung der Geschwindigkeit zeigte Gruppe 2 mit einer durchschnittlichen Reduktion um -27,4 % und einer Steigerung um 32,4 %. Die subjektive Halbierung bzw. Verdoppelung der Geschwindigkeit führte nicht zu einer gemessenen Halbierung bzw. Verdoppelung der Geschwindigkeit, es zeigte sich aber im Gegensatz zum spontanen Gehen kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen 1 und 2 bei Vorgabe zur Halbierung der Geschwindigkeit. In einer Studie erhöhten Männer willkürlich die Geschwindigkeit um bis zu 45 %, eine ähnlich angelegte Studie fand bei Frauen eine Reduktion der Geschwindigkeit um bis zu 41 %. Dabei veränderten sich Schrittlänge und Kadenz in etwa gleichem Umfang (95;103). Diese Studien sind nicht mit unseren Daten vergleichbar, da wir bei unseren Untersuchungen die Probanden nur mit der Aufforderung der Halbierung bzw. Verdoppelung der Geschwindigkeit beauftragt hatten, ohne ihnen ein Feedback der gemessenen Geschwindigkeit zu geben. In den anderen Studien hingegen war ein möglichst langsamer, aber noch gleichmäßiger Gang als Anforderung gegeben worden. Die Probanden haben sich offenbar bemüht eine Geschwindigkeit zwischen der selbstgewählten Geschwindigkeit und der minimal bzw. maximal möglichen Geschwindigkeit zu wählen.

Die Aufforderung einer Reduktion der Schrittlänge nach subjektivem Empfinden um die Hälfte führte zu einer Verminderung um 22,1% in Gruppe 1 und 15,9 % in Gruppe 2. Eine Halbierung würde zu einem Schrittbild ähnlich dem Setzen des einen Fußes vor den anderen führen. Dies erfordert jedoch eine hohe Konzentration mit Blick auf die Füße und führt zu einer Reduktion der Geschwindigkeit. Man kann davon ausgehen, dass die Probanden die Schrittlänge daher auf eine Länge reduzierten, bei der weiterhin ein gleichmäßiger und sicherer Gang möglich war. Auch zeigte sich, dass bei verkürzter Schrittlänge bei spontanem Gang die reduzierten Schrittlängen von Gruppe 1 und 2 nicht signifikant verschieden waren. Auch die Vorgabe der Verdoppelung der Schrittlänge ergab keine messbare Verdoppelung. Ohne in eine springende Bewegung zu wechseln, wären solche großen Schritte auch nicht möglich. Die Probanden zeigten hingegen eine Erhöhung, die einerseits große Schritte ermöglichte, andererseits noch genügend Stabilität für einen gleichmäßigen Gang zuließ.

Bei bewusster Veränderung der Kadenz zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen Gruppe 1 und 2. Der Umfang der Modulationsfähigkeit der Kadenz ist vom Alter des Probanden unabhängig. Es bleibt die Fähigkeit zu einer Steigerung bzw. Verringerung der Schrittfrequenz trotz reduzierter Schrittlänge und Geschwindigkeit bestehen und weist im Vergleich zu jungen, gesunden Erwachsenen keine signifikanten Unterschiede auf.

### 4.3 Sensorische Perturbation

Das visuelle System ermöglicht dem gesunden Menschen visuelle Informationen der Umgebung wahrzunehmen und diese zur Aufrechterhaltung der Stabilität und zur Gestaltung der Fortbewegung einzusetzen. Die visuelle Wahrnehmung erlaubt während des Gehens eine Ausrichtung und Bewegung zum Ziel, das Erkennen von und das Ausweichen vor Objekten und das Anpassen der Bewegung an die Umgebung, bspw. bei unterschiedlichem Untergrund (104-106). Die Untersuchung von Patienten mit visuell eingeschränkter Wahrnehmung (Blindheit) ergab in Studien eine verbesserte akustische Orientierung im Vergleich zu gesunden Erwachsenen (107). In unseren Untersuchungen hatten wir sowohl den visuellen als auch den akustischen Input während der Bewegung unterdrückt. Dies führte in allen Gruppen zu einer Reduktion der Grundgeschwindigkeit (Gruppe 1 um 9,9 %; Gruppe 2 um 11,8 %; Gruppe 3 um 18,2 %). Die Ergebnisse zeigten, ähnlich wie bei der Studie von Hallemans (108), bei der nur die visuelle Orientierung unterdrückt wurde, eine Reduktion der spontanen Geschwindigkeit. Unterschiedliche Studienprotokolle führen zu einer deutlicheren Reduktion der Geschwindigkeit bei Hallemans. In beiden Studien wurde den Probanden ein Einüben der Untersuchungsbedingung ermöglicht. Aufgrund dieser Eingewöhnung war den Probanden die Umgebung bekannt, sodass die schnellere Grundgeschwindigkeit mit dem vertrauten Untersuchungsumfeld in Beziehung stehen könnte. Dies zeigt der Vergleich mit einer Studie, bei der die Probanden ohne vorherige Eingewöhnung an die Umgebung eine niedrigere, spontane Geschwindigkeit aufwiesen (109).

Die signifikante Reduktion der spontanen Geschwindigkeit bei Ausschalten von visueller und akustischer Orientierung ließ sich auf eine Reduktion der Schrittlänge und der Kadenz zurückführen. Dabei fand sich in allen Gruppen eine prozentual deutlich stärkere Reduktion

der Schrittlänge bei nur geringer Abnahme der Kadenz. Auch die Analyse der Gruppe der Parkinson-Erkrankten ergab, dass der Verlust der visuellen und akustischen Orientierung die Schrittlänge verringerte, nicht jedoch die Kadenz beeinflusste. Die Modulation der Geschwindigkeit bei Ausschalten von visueller und akustischer Orientierung führte bei der Vorgabe der Halbierung der Geschwindigkeit in allen Gruppen zu einer Reduktion auf Werte, die keinen signifikanten Unterschied zum Gehen bei normalem Sehen und Hören aufwiesen. Bei Vorgabe einer Verdoppelung zeigten sich hingegen erniedrigte Werte ( $p < 0,05$ ) im Vergleich zum Gehen bei normaler Sicht. Auch zwischen den Gruppen waren die Unterschiede signifikant. Die Modulation von Schrittlänge und Kadenz bei Aufheben der visuellen und akustischen Orientierung untersuchten wir nur bei jungen, gesunden Probanden. Die Vorgabe einer Halbierung der Schrittlänge bzw. der Kadenz führte, gleich wie bei der Reduktion der Geschwindigkeit, zu ähnlichen Werten (kein signifikanter Unterschied) wie beim Gehen ohne visuelle Einschränkung. Die Verdoppelung der Schrittlänge zeigte hingegen eine geringere Steigerung auf 0,93 Meter und lag deutlich niedriger ( $p < 0,05$ ) als der Vergleichswert bei normalem Blickfeld. Die verdoppelte Kadenz hingegen ergab wiederum ähnliche Werte wie bei Verdoppelung beim Gehen ohne visuelle oder akustische Einschränkungen.

Aus diesen Ergebnissen lässt sich ableiten, dass die Modulation der Kadenz weniger von der visuellen Wahrnehmung beeinflusst ist. Die Modulation der Kadenz ist wahrscheinlich eine Leistung kortikaler und subkortikaler Lokomotionszentren ohne relevante Interaktion mit den visuellen und akustischen Systemen. Auch die Reduktion von Schrittlänge und Geschwindigkeit führte sowohl mit als auch ohne visuelle Orientierung zu ähnlichen Werten. Bei Vergrößerung der Schrittlänge und Erhöhung der Geschwindigkeit zeigte sich hingegen bei visueller und akustischer Einschränkung eine geringere Zunahme. Man könnte daraus ableiten, dass die Reduktion der Parameter Geschwindigkeit, Schrittlänge und Kadenz eine Leistung der kortikalen und subkortikalen Lokomotionszentren ist, die auch ohne Informationen des visuellen oder akustischen Systems, erhalten bleibt. Um die Vorgaben einer Verdoppelung der Parameter Geschwindigkeit und Schrittlänge umzusetzen, sind hingegen Informationen des visuellen und akustischen Systems in stärkerem Ausmaß notwendig.

Die laterale Abweichung von einer virtuellen idealen Trajektorie während des Gehens bei aufgehobener visueller und akustischer Orientierung war in unseren Messungen erhöht (90;110). Die Abweichung unterschied sich signifikant zur Untersuchung der gleichen Gruppe ohne Beeinträchtigung der visuellen und akustischen Wahrnehmung und betrug ca. 3,5 Grad. Innerhalb der Untersuchungsbedingungen mit aufgehobener visueller und akustischer Orientierung zeigte sich eine stärkere Ausprägung bei Abweichung nach rechts (ca. 3,7 Grad) als bei Abweichung nach links (ca. 2,2 Grad). 72 % aller gemessenen Läufe in Gruppe 1 führten zu einer lateralen Abweichung nach rechts. Der erhöhte prozentuelle Anteil von Gangabweichungen nach rechts konnte bei allen Modulationsbedingungen nachgewiesen werden. Die Gruppe der gesunden, älteren Erwachsenen zeigte eine Abweichung von ca. 3,0 Grad nach links und ca. 2,5 Grad nach rechts sowie eine Verteilung der Abweichungen mit einem Überwiegen nach links (55 %). Die verstärkte Abweichung nach rechts in Gruppe 1 bestätigt die Ergebnisse früherer Studien, die dieses Phänomen in einem Zusammenhang mit dem häufigeren Vorkommen von Rechtshändern begründen (91). Es wäre möglich, dass bei Rechtshändern eine stärkere Ausprägung der Muskulatur der rechten Körperhälfte und Extremitäten bei Verlust der visuellen Wahrnehmung der Umgebungsreize eine Abweichung nach rechts provozieren könnte. Dies wird durch die normalerweise vorhandenen visuellen und akustischen Reize unbewusst ausgeglichen. Im Vergleich zur Studie von Jahn et al. (91), die eine durchschnittliche Abweichung von 2 Grad nach rechts maß, zeigte sich aktuell eine stärkere Abweichung nach rechts.

Wir untersuchten weiterhin den Einfluss auf den Gang bei Modulation der visuellen Wahrnehmung durch das Tragen einer Brille mit Prismengläsern von 15 Grad Ablenkung nach links. Von Interesse waren die Fragen, ob diese visuelle Wahrnehmung Einfluss auf die Bewegungsrichtung im Raum hat, zu einer Änderung der Weg-Zeit-Parameter führt oder die Modulationsfähigkeit unserer Gruppe der jungen, gesunden Erwachsenen beeinflusst. In anderen Studien bewirkte das Tragen von Prismengläsern die zielorientierte Bewegung zu einem erkennbaren Objekt in einer Umgebung ohne zusätzliche visuelle Reize, beispielsweise zum Lichtschalter im dunklen Treppenhaus, die Fortbewegung der Probanden entlang einer bogenförmigen Trajektorie (111). Die Bewegung in natürlicher, heller Umgebung, in der ein Zusammenspiel der visuellen Position des Zielobjektes mit Informationen der Umgebung zu einer zielgerichteten Bewegung führt, wird in Studien



unterschiedlich beschrieben: Einige Autoren kommen zu dem Ergebnis einer geraden, direkten Bewegungsrichtung, andere haben auch hier eine bogenförmige Bewegung festgestellt (112;113). Die Untersuchungen unserer Probanden fanden bei normaler Beleuchtung statt und boten so eine ausreichende Darstellung der Umgebung. Alle Probanden liefen dabei eine bogenförmige Bahn mit Ablenkung nach links von der Mittellinie. Der Bewegungskorridor entlang dieser bogenförmigen Trajektorie zeigte eine durchschnittliche, maximale Abweichung von 0,25 bis 0,30 Meter nach links von der Mittellinie und keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Untersuchungsbedingungen. Unsere Ergebnisse unterstützen die These, dass auch bei einer ausreichenden Darstellung der Umgebung die zielorientierte Bewegung in einer bogenförmigen Bahn ausgeführt wird (114). Es fand sich kein Einfluss der Prismengläser auf Geschwindigkeit, Schrittlänge und Kadenz bei spontanem Gehen. Auch die Modulationsfähigkeit mit Halbieren oder Verdoppeln dieser Parameter war in gleichem Umfang möglich wie bei normaler Sicht, es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Die visuelle Information einer verschobenen Umgebung bei Tragen von Prismengläsern hatte somit keinen Einfluss auf die automatisierten Bewegungsabläufe. Auch die Modulation der Parameter Geschwindigkeit, Schrittlänge und Kadenz, eine Leistung des Zusammenspiels kortikaler Lokomotionszentren, erfuhr keine Veränderung durch eine Verschiebung der Umgebung.

#### 4.4 Morbus Parkinson

Die spontane Geschwindigkeit der untersuchten Parkinson-Erkrankten lag mit durchschnittlich 1,08 m/s um 12,9 % niedriger als die Grundgeschwindigkeit der altersgematchten Probanden (Gruppe 2). Auch die Schrittlänge war mit 0,58 Meter um 15,9 % geringer als bei den älteren, gesunden Probanden. Bei der Analyse der Kadenz zeigte sich mit 1,93 Schritten pro Sekunde kein signifikanter Unterschied zur Gruppe 2. Die verkürzte Schrittlänge bei Parkinson-Erkrankten ist ein wesentliches Merkmal der Erkrankung, eine gute Erklärung für diese spezifische Änderung gibt es noch nicht. Auch im fortgeschrittenen Stadium der Erkrankung bleibt die Kadenz bei freiem Gehen normal. Ob das visuelle System einen Einfluss auf die Bewegung bei Parkinson-Erkrankten hat, wird in der Literatur unterschiedlich bewertet. Eine Studie ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen

gesunden Probanden und leicht bis mittelschwer erkrankten Parkinson-Patienten bei Ausschalten der visuellen Orientierung ohne Verlust des Raumlichtes (115). Unsere Ergebnisse zeigten bei Ausschalten der visuellen und akustischen Reize eine deutliche Abnahme der spontanen Geschwindigkeit auf 0,89 m/s bei einer durchschnittlichen Schrittlänge von 0,45 Meter. Dies ist eine Verlangsamung um 17,9 % bei einer Verkürzung der Schrittlänge um 22,4 % bei geringer Zunahme der Kadenz und ist damit deutlich größer als in der altersgematchten Gruppe 2. Dies widerspricht der These, dass das Fehlen der visuellen Orientierung keinen Einfluss auf die Bewegung bei Parkinson-Erkrankten hat. Im Unterschied zur Studie von Vitorio (116) wurden unsere Untersuchungen in vollständiger akustischer und visueller Orientierungslosigkeit durchgeführt. Sowohl die Dunkelheit als auch der Verlust der akustischen Reize könnten ein erhöhtes Unsicherheitsgefühl bewirken, dass wiederum eine verstärkte Reduktion der Schrittlänge provoziert und so bei gleichbleibender Kadenz zu einer Abnahme der Geschwindigkeit führt. Die bewusste Modulation von Geschwindigkeit, Schrittlänge und Kadenz war bei den Parkinson-Patienten erhalten. Die subjektive Halbierung beziehungsweise Verdoppelung der Geschwindigkeit zeigte sich deutlich sowohl bei vollständiger Orientierung als auch in geringerem Umfang bei Verlust von visueller und akustischer Orientierung. Die prozentual geringere Reduktion (-20,9 %), aber deutlichere Steigerung (37,8 %) der Geschwindigkeit in Gruppe 3 lässt sich durch die geringere Grundgeschwindigkeit (1,08 m/s) erklären. Die Schrittlänge war um 39 % vergrößert worden gegenüber spontanem Gehen, die subjektive Halbierung führte zu keiner Reduktion der Schrittlänge. Dies könnte man auf die schon sehr kleine Schrittlänge, typisches Kennzeichen dieses Krankheitsbildes, während spontanem Gehen zurückführen, sodass eine weitere Reduktion der Schrittlänge eine erhöhte Unsicherheit provozieren könnte und daher vom Patienten vermieden wurde. Die bei Parkinson-Patienten auch in schweren Stadien weiterhin gut erhaltene Anpassung der Kadenz ergab eine deutliche Steigerung von 56,5 % und eine Abnahme von 30,1 % gegenüber normalem Gehen.

Wir können damit die Ergebnisse anderer Studien bestätigen, dass die Parkinson-Erkrankung über eine Reduktion der Schrittlänge zu einer verringerten Geschwindigkeit führt. Dabei bleibt die Kadenz auch im fortgeschrittenen Stadium der Erkrankung erhalten, eine Veränderung der Geschwindigkeit ist durch bewusste Veränderung der Kadenz möglich. Im Kontrast zu anderen Studien zeigten die Patienten in unserer Studie bei Fehlen von visueller

und akustischer Orientierung eine Reduktion von Schrittlänge und Geschwindigkeit bei erhaltener Kadenz.

#### 4.5 Messsystem und Limitationen

Anhand der Messung der Startzeit ließ sich die Zeit von Aufnahme des akustischen Signals bis zur Bewegungsantwort messen. Die Analyse der Daten wies keine signifikanten Unterschiede innerhalb oder zwischen den einzelnen Gruppen auf. Die gering verlängerte Startzeit bei Ausschalten visueller und akustischer Wahrnehmungen könnte durch das Störgeräusch erklärt werden, welches eine Orientierung während der Bewegung verhindern sollte, aber gleichzeitig auch in Konkurrenz zum Startsignal des Untersuchers stand. Es war somit keine Aussage zu Ergebnissen, während des Tragens von Kopfhörern, möglich. Die Analyse der Startzeit gestaltete sich besonders schwierig, da wir nur thorakale Messdioden verwendet hatten und geringe Schwankungen des Oberkörpers nicht von der Startbewegung unterschieden werden konnten. Eine Alternative wäre das Verwenden von Markern am Fuß, die während des Stehens keine Bewegung oder Schwankungen erfahren würden und erst bei Startinitiiierung im Rahmen des ersten Schrittes Bewegungsmessungen ausgelöst hätten. Auch das genaue Reproduzieren eines Startsignals im Hundertstelsekundenbereich ist kaum möglich. Ob sich über die Verzögerung der Startbewegung im Hundertstelsekunden Messbereich zentrale Störungen darstellen ließen, ist bei der Vielzahl an efferenten Bahnen und veranlassten Muskelbewegungen nur schwer zu entscheiden und Anlass zu weiteren Untersuchungen. Ein Vergleich zu anderen Studien war nicht möglich, weil solche Messungen bisher nicht durchgeführt worden sind. Es ließ sich aus unseren Ergebnissen erkennen, dass zwischen Gehen mit visueller Orientierung und ohne dieser kein signifikanter Unterschied besteht. Es handelte sich hierbei nur um die Reaktion auf das akustische Signal ohne Einfluss von visuellen Reizen.

Um Aussagen zum Gang mithilfe computerunterstützter Auswertung zu machen, ist ein korrektes Abbilden der Bewegung zur Datenerfassung nötig. Das Problem der Markersetzung bei Ganganalysen bestand auch in unseren Untersuchungen und erschwerte die Vergleichbarkeit mit anderen Studien. Als vorteilhaft zeigte sich die schnelle Vorbereitung der Probanden durch das Anziehen einer größenvariablen Weste. Es entfiel die

zeitaufwendige Positionierung und Ausrichtung der Marker an der Körperoberfläche der Probanden. Aufgrund vieler Übereinstimmungen mit den Ergebnissen anderer Studien beurteilten wir unsere Markersetzung als praxistauglich. Die verkürzte Vorbereitungszeit erlaubte uns auch schwer erkrankte Patienten in kurze Untersuchungen einzubinden. Die geringe Anzahl an Probanden in dieser Studie schränkt die Aussagekraft der Ergebnisse ein. Es wäre daher notwendig, einzelne Abschnitte dieser Studie an einer größeren Probandengruppe zu untersuchen, um eine allgemeine Aussage treffen zu dürfen. Die schnelle Vorbereitungszeit erlaubt nun weiterführende Untersuchungen auch an schwer erkrankten Patienten.

Die Ausstattung des Untersuchungsraumes mit 2 Kameras und die Anordnung der Messdioden am Körper des Probanden erlaubten das Erstellen eines dreidimensionalen Abbildes der Bewegung. Für ein korrektes Arbeiten des Systems ist das Abdichten der Fenster gegenüber Sonnenlicht unumgänglich. Selbst ein geringes Eindringen von Sonnenstrahlen würde zu zusätzlichen, falschen Infrarotsignalen führen und die Messergebnisse unbrauchbar machen. Die Beleuchtung des Raumes mit künstlichem Licht erlaubte eine ungehinderte Durchführung der Untersuchung.

Die Größe des Untersuchungsraumes ließ alle gewünschten Untersuchungen zu. Besonders die große Breite des Raumes bzw. des Messbereiches erlaubt weitere Untersuchungen zum Ausmaß und Zeitpunkt der lateralen Abweichung bei visueller Einschränkung.

Das Aufheben der visuellen Orientierung mittels abgeklebter Skibrille zeigte bei allen Probanden eine vollständige Verdunkelung. Selbst geringes Eindringen von Licht würde den Probanden und folgend dessen Bewegung beeinflussen. Das gleichmäßige Störgeräusch zum Ausschalten der akustischen Wahrnehmung wurde von uns schon mehrfach erfolgreich eingesetzt. Es ist besonders geeignet, da es keine Rhythmik wiedergibt, die Einfluss auf die Bewegung nehmen könnte.

Eine Erweiterung der Ausstattung des Untersuchungsaufbaus mit ergänzenden Methoden der Ganganalyse z. B. mittels Gaitrite® oder Optogait® wäre eine sinnvolle Kombination, um sowohl die untere Extremität als auch die Auswirkungen von Erkrankungen auf die Stabilität des Oberkörpers zu untersuchen.

## 5 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Dissertation wurde die Eignung eines Systems zur Erfassung von Gangparametern in longitudinaler und lateraler Richtung getestet. Dazu wurden verschiedenen Gangbedingungen bei gesunden Probanden verschiedener Altersgruppen und Patienten mit Parkinson-Erkrankung mit einem für die Experimente angepassten Kamerasystem untersucht (90;117). Besonderes Augenmerk wurde auf die Fähigkeit zur Modulation des Gehens als Ausdruck der supraspinalen Steuerung der Lokomotion gelegt.

Latenzen bis zum Bewegungsstart, verschiedene Geschwindigkeiten, Schrittfrequenzen, Schrittlängen und Änderungen nach sensorischer Perturbation wurden untersucht. Die Ergebnisse zeigten bei spontanem Gehen signifikante Unterschiede in der Geschwindigkeit und der Schrittlänge sowohl zwischen den Gruppen als auch innerhalb der Gruppen unter den Bedingungen vollständiger sensorischer Orientierung im Vergleich zu reduzierter visueller und akustischer Orientierung. Insbesondere bei hoher Ganggeschwindigkeit (Vorgabe einer Verdoppelung) waren die Unterschiede sowohl innerhalb als auch zwischen den Gruppen signifikant. Im Alter und bei Krankheit (Morbus Parkinson) nimmt die Geschwindigkeit ab; ein Einfluss des Alterns oder der Parkinson-Erkrankung auf die Schrittfrequenz ergab sich dagegen nicht. Die Abnahme der Geschwindigkeit ist also vor allem durch die Reduktion der Schrittlänge bedingt.

Die visuelle Störung durch das Tragen von Prismengläsern führte bei gesunden Probanden nicht zu einer Veränderung der Modulationsfähigkeit des Gehens.

Die Untersuchungen zeigen, dass die prinzipielle Fähigkeit das Gehen zu modulieren sowohl im Alter als auch bei degenerativen Gangstörungen (Morbus Parkinson) erhalten bleibt. Die Gangstörungen der Patienten können messtechnisch durch eine reduzierte Geschwindigkeit und eine reduzierte Schrittlänge erfasst werden. Das verwendete Verfahren ist geeignet mit vertretbarem Aufwand Gangpathologien zu erfassen, die sowohl die lineare Fortbewegung als auch seitliche Abweichungen betreffen.

## 6 Literaturverzeichnis

- (1) Perry J. Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens. Urban und Fischer; 2003.
- (2) Jahn K, Zwergal A. Funktionelle Bildgebung bei Lokomotion und Navigation. *Der Nervenarzt* 2010 Dec 1;81(12):1450-5.
- (3) Murray MP, Sepic SB, Gardner GM, Downs WJ. Walking patterns of men with parkinsonism. *Am J Phys Med* 1978 Dec;57(6):278-94.
- (4) Jahn K, Zwergal A, Schniepp R. Gait disturbances in old age: classification, diagnosis, and treatment from a neurological perspective. *Dtsch Arztebl Int* 2010 Apr;107(17):306-15.
- (5) Schenkman M, Donovan J, Tsubota J, Kluss M, Stebbins P, Butler RB. Management of individuals with Parkinson's disease: rationale and case studies. *Phys Ther* 1989 Nov;69(11):944-55.
- (6) Brown TG. The Intrinsic Factors in the Act of Progression in the Mammal. *Proceedings of the Royal Society of London Series B, Containing Papers of a Biological Character* 1911 Dec 8;84(572):308-19.
- (7) Andersson O, Forsberg H, Grillner S, Wallen P. Peripheral feedback mechanisms acting on the central pattern generators for locomotion in fish and cat. *Can J Physiol Pharmacol* 1981 Jul;59(7):713-26.
- (8) Grillner S, Wallen P. Central pattern generators for locomotion, with special reference to vertebrates. *Annu Rev Neurosci* 1985;8:233-61.
- (9) Grillner S. Biological pattern generation: the cellular and computational logic of networks in motion. *Neuron* 2006 Dec 7;52(5):751-66.
- (10) Armstrong DM. The supraspinal control of mammalian locomotion. *J Physiol* 1988 Nov;405:1-37.
- (11) Shik ML, Orlovsky GN. Neurophysiology of locomotor automatism. *Physiol Rev* 1976 Jul;56(3):465-501.
- (12) Whelan PJ. Control of locomotion in the decerebrate cat. *Prog Neurobiol* 1996 Aug;49(5):481-515.
- (13) Mori S, Matsuyama K, Mori F, Nakajima K. Supraspinal sites that induce locomotion in the vertebrate central nervous system. *Adv Neurol* 2001;87:25-40.
- (14) Mori S, Matsui T, Kuze B, Asanome M, Nakajima K, Matsuyama K. Stimulation of a restricted region in the midline cerebellar white matter evokes coordinated quadrupedal locomotion in the decerebrate cat. *J Neurophysiol* 1999 Jul;82(1):290-300.

- (15) Mori S, Nakajima K, Mori F, Matsuyama K. Integration of multiple motor segments for the elaboration of locomotion: role of the fastigial nucleus of the cerebellum. *Prog Brain Res* 2004;143:341-51.
- (16) Rossignol S, Dubuc R, Gossard JP. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. *Physiol Rev* 2006 Jan;86(1):89-154.
- (17) Harcourt-Smith WE, Aiello LC. Fossils, feet and the evolution of human bipedal locomotion. *J Anat* 2004 May;204(5):403-16.
- (18) Dietz V. Spinal cord pattern generators for locomotion. *Clin Neurophysiol* 2003 Aug;114(8):1379-89.
- (19) Dietz V, Colombo G, Jensen L. Locomotor activity in spinal man. *Lancet* 1994 Nov 5;344(8932):1260-3.
- (20) Dietz V. Do human bipeds use quadrupedal coordination? *Trends Neurosci* 2002 Sep;25(9):462-7.
- (21) Masdeu JC, Alampur U, Cavaliere R, Tavoulareas G. Astasia and gait failure with damage of the pontomesencephalic locomotor region. *Ann Neurol* 1994 May;35(5):619-21.
- (22) Hathout GM, Bhidayasiri R. Midbrain ataxia: an introduction to the mesencephalic locomotor region and the pedunculopontine nucleus. *AJR Am J Roentgenol* 2005 Mar;184(3):953-6.
- (23) Zweig RM, Whitehouse PJ, Casanova MF, Walker LC, Jankel WR, Price DL. Loss of pedunculopontine neurons in progressive supranuclear palsy. *Ann Neurol* 1987 Jul;22(1):18-25.
- (24) Zweig RM, Jankel WR, Hedreen JC, Mayeux R, Price DL. The pedunculopontine nucleus in Parkinson's disease. *Ann Neurol* 1989 Jul;26(1):41-6.
- (25) Pahapill PA, Lozano AM. The pedunculopontine nucleus and Parkinson's disease. *Brain* 2000 Sep;123 ( Pt 9):1767-83.
- (26) McNaughton BL, Battaglia FP, Jensen O, Moser EI, Moser MB. Path integration and the neural basis of the 'cognitive map'. *Nat Rev Neurosci* 2006 Aug;7(8):663-78.
- (27) Moser EI, Kropff E, Moser MB. Place cells, grid cells, and the brain's spatial representation system. *Annu Rev Neurosci* 2008;31:69-89.
- (28) Jahn K, Deutschlander A, Stephan T, Kalla R, Hufner K, Wagner J, et al. Supraspinal locomotor control in quadrupeds and humans. *Prog Brain Res* 2008;171:353-62.
- (29) Miyai I, Tanabe HC, Sase I, Eda H, Oda I, Konishi I, et al. Cortical mapping of gait in humans: a near-infrared spectroscopic topography study. *Neuroimage* 2001 Nov;14(5):1186-92.

- (30) Fukuyama H, Ouchi Y, Matsuzaki S, Nagahama Y, Yamauchi H, Ogawa M, et al. Brain functional activity during gait in normal subjects: a SPECT study. *Neurosci Lett* 1997 Jun 13;228(3):183-6.
- (31) Hanakawa T, Katsumi Y, Fukuyama H, Honda M, Hayashi T, Kimura J, et al. Mechanisms underlying gait disturbance in Parkinson's disease: a single photon emission computed tomography study. *Brain* 1999 Jul;122 ( Pt 7):1271-82.
- (32) Ia FC, Zwergal A, Rominger A, Forster S, Fesl G, Dieterich M, et al. Real versus imagined locomotion: a [18F]-FDG PET-fMRI comparison. *Neuroimage* 2010 May 1;50(4):1589-98.
- (33) Tashiro M, Itoh M, Fujimoto T, Fujiwara T, Ota H, Kubota K, et al. 18F-FDG PET mapping of regional brain activity in runners. *J Sports Med Phys Fitness* 2001 Mar;41(1):11-7.
- (34) Deiber MP, Ibanez V, Honda M, Sadato N, Raman R, Hallett M. Cerebral processes related to visuomotor imagery and generation of simple finger movements studied with positron emission tomography. *Neuroimage* 1998 Feb;7(2):73-85.
- (35) Lotze M, Montoya P, Erb M, Hulsmann E, Flor H, Klose U, et al. Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study. *J Cogn Neurosci* 1999 Sep;11(5):491-501.
- (36) Williamson JW, McColl R, Mathews D, Mitchell JH, Raven PB, Morgan WP. Brain activation by central command during actual and imagined handgrip under hypnosis. *J Appl Physiol* 2002 Mar;92(3):1317-24.
- (37) Decety J, Michel F. Comparative analysis of actual and mental movement times in two graphic tasks. *Brain Cogn* 1989 Sep;11(1):87-97.
- (38) Murray MP, DROUGHT AB, Kory RC. WALKING PATTERNS OF NORMAL MEN. *J Bone Joint Surg Am* 1964 Mar;46:335-60.
- (39) Otis JC, Burstein AH. Evaluation of the VA-Rancho Gait Analyzer, Mark I. *Bull Prosthet Res* 1981;10-35:21-5.
- (40) Vaughan CL. Biomechanics of running gait. *Crit Rev Biomed Eng* 1984;12(1):1-48.
- (41) Asmussen E. The weight-carrying function of the human spine. *Acta Orthop Scand* 1960;29:276-90.
- (42) WEISL H. The movements of the sacroiliac joint. *Acta Anat (Basel)* 1955;23(1):80-91.
- (43) SAUNDERS JB, INMAN VT, EBERHART HD. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am* 1953 Jul;35-A(3):543-58.
- (44) Thorstensson A, Nilsson J, Carlson H, Zomlefer MR. Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiol Scand* 1984 May;121(1):9-22.



- (45) Gabell A, Nayak US. The effect of age on variability in gait. *J Gerontol* 1984 Nov;39(6):662-6.
- (46) Morris M, Iansek R, Matyas T, Summers J. Abnormalities in the stride length-cadence relation in parkinsonian gait. *Mov Disord* 1998 Jan;13(1):61-9.
- (47) Waters RL, Lunsford BR, Perry J, Byrd R. Energy-speed relationship of walking: standard tables. *J Orthop Res* 1988;6(2):215-22.
- (48) Imms FJ, Edholm OG. Studies of gait and mobility in the elderly. *Age Ageing* 1981 Aug;10(3):147-56.
- (49) Ashton-Miller JA. Age-associated changes in the biomechanics of gait and gait-related falls in older adults. In: Hausdorff JMANBe, editor. *Gait disorders: evaluation and management*. Boca Raton: Taylor & Francis; 2005. p. 63-100.
- (50) Ferrandez AM, Pailhous J, Durup M. Slowness in elderly gait. *Exp Aging Res* 1990;16(1-2):79-89.
- (51) Elble RJ, Hughes L, Higgins C. The syndrome of senile gait. *J Neurol* 1992 Feb;239(2):71-5.
- (52) Elble RJ, Thomas SS, Higgins C, Colliver J. Stride-dependent changes in gait of older people. *J Neurol* 1991 Feb;238(1):1-5.
- (53) Larish DD, Martin PE, Mungiole M. Characteristic patterns of gait in the healthy old. *Ann N Y Acad Sci* 1988;515:18-32.
- (54) Ferrandez AM, Pailhous J, Durup M. Slowness in elderly gait. *Exp Aging Res* 1990;16(1-2):79-89.
- (55) Stolze H, Klebe S, Baecker C, Zechlin C, Friege L, Pohle S, et al. Prevalence of gait disorders in hospitalized neurological patients. *Mov Disord* 2005 Jan;20(1):89-94.
- (56) Sudarsky L. Gait disorders: prevalence, morbidity, and etiology. *Adv Neurol* 2001;87:111-7.
- (57) Verghese J, Levalley A, Hall CB, Katz MJ, Ambrose AF, Lipton RB. Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. *J Am Geriatr Soc* 2006 Feb;54(2):255-61.
- (58) Alexander NB. Definition and epidemiology of falls and gait disorders. 108-116. 2002. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins. *Clinical neurology of the older adult*. Sirven JI, Malamut BL editors. Ref Type: Data File
- (59) Jorstad EC, Hauer K, Becker C, Lamb SE. Measuring the psychological outcomes of falling: a systematic review. *J Am Geriatr Soc* 2005 Mar;53(3):501-10.

- (60) Snijders AH, van de Warrenburg BP, Giladi N, Bloem BR. Neurological gait disorders in elderly people: clinical approach and classification. *Lancet Neurol* 2007 Jan;6(1):63-74.
- (61) Imms FJ, Edholm OG. Studies of gait and mobility in the elderly. *Age Ageing* 1981 Aug;10(3):147-56.
- (62) Stolze H, Klebe S, Zechlin C, Baecker C, Friege L, Deuschl G. Falls in frequent neurological diseases--prevalence, risk factors and aetiology. *J Neurol* 2004 Jan;251(1):79-84.
- (63) Wilson RS, Schneider JA, Beckett LA, Evans DA, Bennett DA. Progression of gait disorder and rigidity and risk of death in older persons. *Neurology* 2002 Jun 25;58(12):1815-9.
- (64) Malatesta D, Simar D, Saad HB, Prefaut C, Caillaud C. Effect of an overground walking training on gait performance in healthy 65- to 80-year-olds. *Exp Gerontol* 2010 Mar 18.
- (65) Tinetti ME, Baker DI, McAvay G, Claus EB, Garrett P, Gottschalk M, et al. A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community. *N Engl J Med* 1994 Sep 29;331(13):821-7.
- (66) Nutt JG, Marsden CD, Thompson PD. Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly. *Neurology* 1993 Feb;43(2):268-79.
- (67) Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y. "Stops walking when talking" as a predictor of falls in elderly people. *Lancet* 1997 Mar 1;349(9052):617.
- (68) Parkinson J. An essay on the shaking palsy. 1817. *J Neuropsychiatry Clin Neurosci* 2002;14(2):223-36.
- (69) Vieregge P, Stolze H, Klein C, Heberlein I. Gait quantitation in Parkinson's disease-- locomotor disability and correlation to clinical rating scales. *J Neural Transm* 1997;104(2-3):237-48.
- (70) Blin O, Ferrandez AM, Serratrice G. Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increased variability of stride length. *J Neurol Sci* 1990 Aug;98(1):91-7.
- (71) Morris ME, Iansek R, Matyas TA, Summers JJ. Ability to modulate walking cadence remains intact in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1994 Dec;57(12):1532-4.
- (72) Morris ME, Iansek R, Matyas TA, Summers JJ. Stride length regulation in Parkinson's disease. Normalization strategies and underlying mechanisms. *Brain* 1996 Apr;119 ( Pt 2):551-68.
- (73) Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Drucke H, Johnk K, Illert M, Deuschl G. Comparative analysis of the gait disorder of normal pressure hydrocephalus and Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2001 Mar;70(3):289-97.

- (74) Martin KE, Phillips JG, Iansek R, Bradshaw JL. Inaccuracy and instability of sequential movements in Parkinson's disease. *Exp Brain Res* 1994;102(1):131-40.
- (75) Morris ME, Iansek R, Matyas TA, Summers JJ. Ability to modulate walking cadence remains intact in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1994 Dec;57(12):1532-4.
- (76) Stolze H, Vieregge P, Deuschl G. [Gait disturbances in neurology]. *Nervenarzt* 2008 Apr;79(4):485-99.
- (77) Blin O, Ferrandez AM, Pailhous J, Serratrice G. Dopa-sensitive and dopa-resistant gait parameters in Parkinson's disease. *J Neurol Sci* 1991 May;103(1):51-4.
- (78) Allert N, Volkmann J, Dotse S, Hefter H, Sturm V, Freund HJ. Effects of bilateral pallidal or subthalamic stimulation on gait in advanced Parkinson's disease. *Mov Disord* 2001 Nov;16(6):1076-85.
- (79) Stolze H, Klebe S, Poepping M, Lorenz D, Herzog J, Hamel W, et al. Effects of bilateral subthalamic nucleus stimulation on parkinsonian gait. *Neurology* 2001 Jul 10;57(1):144-6.
- (80) Maurer C, Mergner T, Xie J, Faist M, Pollak P, Lucking CH. Effect of chronic bilateral subthalamic nucleus (STN) stimulation on postural control in Parkinson's disease. *Brain* 2003 May;126(Pt 5):1146-63.
- (81) Robertson LT, Horak FB, Anderson VC, Burchiel KJ, Hammerstad JP. Assessments of axial motor control during deep brain stimulation in parkinsonian patients. *Neurosurgery* 2001 Mar;48(3):544-51.
- (82) Miller CA, Verstraete MC. Determination of the step duration of gait initiation using a mechanical energy analysis. *J Biomech* 1996 Sep;29(9):1195-9.
- (83) Schache AG, Bennell KL, Blanch PD, Wrigley TV. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. *Gait Posture* 1999 Sep;10(1):30-47.
- (84) Abel R, Schablowski M, Rupp R, Gerner HJ. Gait analysis on the treadmill - monitoring exercise in the treatment of paraplegia. *Spinal Cord* 2002 Jan;40(1):17-22.
- (85) Paterson KL, Hill KD, Lythgo ND, Maschette W. The reliability of spatiotemporal gait data for young and older women during continuous overground walking. *Arch Phys Med Rehabil* 2008 Dec;89(12):2360-5.
- (86) Menz HB, Latt MD, Tiedemann A, Mun San KM, Lord SR. Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture* 2004 Aug;20(1):20-5.

- (87) van Uden CJ, Besser MP. Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walkway system (GAITRite). *BMC Musculoskelet Disord* 2004 May 17;5:13.
- (88) Rao AK, Quinn L, Marder KS. Reliability of spatiotemporal gait outcome measures in Huntington's disease. *Mov Disord* 2005 Aug;20(8):1033-7.
- (89) Nelson AJ, Zwick D, Brody S, Doran C, Pulver L, Roosz G, et al. The validity of the GaitRite and the Functional Ambulation Performance scoring system in the analysis of Parkinson gait. *NeuroRehabilitation* 2002;17(3):255-62.
- (90) Jahn K, Strupp M, Schneider E, Dieterich M, Brandt T. Visually induced gait deviations during different locomotion speeds. *Exp Brain Res* 2001 Dec;141(3):370-4.
- (91) Jahn K, Kalla R, Karg S, Strupp M, Brandt T. Eccentric eye and head positions in darkness induce deviation from the intended path. *Exp Brain Res* 2006 Sep;174(1):152-7.
- (92) Hoehn MM, Yahr MD. Parkinsonism: onset, progression, and mortality. 1967. *Neurology* 2001 Nov;57(10 Suppl 3):S11-S26.
- (93) Gabell A, Nayak US. The effect of age on variability in gait. *J Gerontol* 1984 Nov;39(6):662-6.
- (94) Finley FR, Cody KA. Locomotive characteristics of urban pedestrians. *Arch Phys Med Rehabil* 1970 Jul;51(7):423-6.
- (95) Murray MP, Kory RC, Clarkson BH. Walking patterns in healthy old men. *J Gerontol* 1969 Apr;24(2):169-78.
- (96) Crowinshield RD, Brand RA, Johnston RC. The effects of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics. *Clin Orthop Relat Res* 1978 May;(132):140-4.
- (97) Imms FJ, Edholm OG. Studies of gait and mobility in the elderly. *Age Ageing* 1981 Aug;10(3):147-56.
- (98) Finley FR, Cody KA. Locomotive characteristics of urban pedestrians. *Arch Phys Med Rehabil* 1970 Jul;51(7):423-6.
- (99) Waters RL, Lunsford BR, Perry J, Byrd R. Energy-speed relationship of walking: standard tables. *J Orthop Res* 1988;6(2):215-22.
- (100) Das RN, Ganguli S. Preliminary observations on parameters of human locomotion. *Ergonomics* 1979 Nov;22(11):1231-42.
- (101) Winter DA, Quanbury AO, Hobson DA, Sidwall HG, Reimer G, Trenholm BG, et al. Kinematics of normal locomotion--a statistical study based on T.V. data. *J Biomech* 1974 Nov;7(6):479-86.

- (102) Finley FR, Cody KA. Locomotive characteristics of urban pedestrians. Arch Phys Med Rehabil 1970 Jul;51(7):423-6.
- (103) Murray MP, Kory RC, Sepic SB. Walking patterns of normal women. Arch Phys Med Rehabil 1970 Nov;51(11):637-50.
- (104) Hollands MA, Marple-Horvat DE. Visually guided stepping under conditions of step cycle-related denial of visual information. Exp Brain Res 1996 May;109(2):343-56.
- (105) Patla AE, Davies TC, Niechwiej E. Obstacle avoidance during locomotion using haptic information in normally sighted humans. Exp Brain Res 2004 Mar;155(2):173-85.
- (106) Reynolds RF, Day BL. Visual guidance of the human foot during a step. J Physiol 2005 Dec 1;569(Pt 2):677-84.
- (107) Turano KA, Rubin GS, Quigley HA. Mobility performance in glaucoma. Invest Ophthalmol Vis Sci 1999 Nov;40(12):2803-9.
- (108) Hallemans A, Ortibus E, Meire F, Aerts P. Low vision affects dynamic stability of gait. Gait Posture 2010 Oct;32(4):547-51.
- (109) Nakamura T. Quantitative analysis of gait in the visually impaired. Disabil Rehabil 1997 May;19(5):194-7.
- (110) Hallemans A, Ortibus E, Meire F, Aerts P. Low vision affects dynamic stability of gait. Gait Posture 2010 Oct;32(4):547-51.
- (111) Rushton SK, Harris JM, Lloyd MR, Wann JP. Guidance of locomotion on foot uses perceived target location rather than optic flow. Curr Biol 1998 Oct 22;8(21):1191-4.
- (112) Rushton SK, Harris JM, Lloyd MR, Wann JP. Guidance of locomotion on foot uses perceived target location rather than optic flow. Curr Biol 1998 Oct 22;8(21):1191-4.
- (113) Harris JM, Bonas W. Optic flow and scene structure do not always contribute to the control of human walking. Vision Res 2002 Jun;42(13):1619-26.
- (114) Harris JM, Bonas W. Optic flow and scene structure do not always contribute to the control of human walking. Vision Res 2002 Jun;42(13):1619-26.
- (115) Vitorio R, Lirani-Silva E, Barbieri FA, Raile V, Batistela RA, Stella F, et al. The role of vision in Parkinson's disease locomotion control: Free walking task. Gait Posture 2012 Feb;35(2):175-9.
- (116) Vitorio R, Lirani-Silva E, Barbieri FA, Raile V, Batistela RA, Stella F, et al. The role of vision in Parkinson's disease locomotion control: Free walking task. Gait Posture 2012 Feb;35(2):175-9.

- (117) Jahn K, Strupp M, Schneider E, Dieterich M, Brandt T. Differential effects of vestibular stimulation on walking and running. Neuroreport 2000 Jun 5;11(8):1745-8.

## 7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Supraspinale Steuerung des menschlichen Gehens.....	5
Abbildung 2: Hirnaktivierung bei Bewegung.....	7
Abbildung 3: Schritt und Doppelschritt.....	8
Abbildung 4: Gliederung des Gangzyklus.....	8
Abbildung 5: Unterteilung der Standphase.....	9
Abbildung 6: Vertikale Auslenkung des Rumpfes während des Gangzyklus .....	11
Abbildung 7: Laterale Auslenkung des Rumpfes während des Gangzyklus.....	12
Abbildung 8: Gangstörungen im Alter und deren Auswirkungen auf Lebensqualität und Mortalität.....	15
Abbildung 9: Schema zur Diagnosefindung bei Gangstörung.....	16
Abbildung 10: Körperstellung bei Morbus Parkinson nach Murray. ....	18
Abbildung 11: Bewegungsanalyse mit zwei Kameras .....	21
Abbildung 12: Schematischer Aufbau des Untersuchungsraumes.....	26
Abbildung 13: Benutzeroberfläche der Software Eyesecam®. ....	28
Abbildung 14: Benutzeroberfläche der Software Eyesecam®. ....	29
Abbildung 15: Schematische Darstellung der Gangabweichung. ....	34
Abbildung 16: Schematische Darstellung der bogenförmigen Bewegung des Probanden bei Tragen von Prismengläsern. ....	35
Abbildung 17: Vergleich der spontanen Geschwindigkeiten.....	38
Abbildung 18: Relative Änderung der Mittelwerte der Geschwindigkeiten bei Grundbedingung.....	39
Abbildung 19: Darstellung der absoluten Geschwindigkeitswerte bei Grundbedingung .....	39
Abbildung 20: Darstellung der spontanen Geschwindigkeiten beim Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer.....	40
Abbildung 21: Darstellung der spontanen Geschwindigkeit bei Grundbedingung und bei Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer .....	41
Abbildung 22: Relative Änderung der Mittelwerte der Geschwindigkeiten beim Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer. ....	42

Abbildung 23: Darstellung der absoluten Geschwindigkeiten bei Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer.....	42
Abbildung 24: Vergleich der Geschwindigkeiten bei Grundbedingung und Gehen mit Prismengläsern .....	43
Abbildung 25: Vergleich der Schrittlängen bei spontanem Gehen.....	45
Abbildung 26: Relative Änderung der Mittelwerte der Schrittlängen bei Grundbedingung...	46
Abbildung 27: Darstellung der Schrittlängen bei Grundbedingung.....	46
Abbildung 28: Darstellung der Schrittlängen bei Grundbedingung und Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer .....	47
Abbildung 29: Vergleich der Schrittlängen bei spontanem Gehen bei Tragen von Augenbinde und Kopfhörer .....	48
Abbildung 30: Darstellung der Schrittlängen von gesunden, jungen Erwachsenen.....	49
Abbildung 31: Vergleich der Schrittfrequenzen bei spontanem Kontrollgang.....	51
Abbildung 32: Darstellung der Schrittfrequenzen bei Gehen ohne Augenbinde oder Kopfhörer.....	52
Abbildung 33: Relative Änderung der Mittelwerte der Schrittfrequenzen bei Bedingung ohne Augenbinde oder Kopfhörer.....	52
Abbildung 34: Vergleich der Schrittfrequenzen bei spontanem Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer.....	53
Abbildung 35: Vergleich der Schrittfrequenzen bei Grundbedingung und Gehen mit Augenbinde und Kopfhörer .....	54
Abbildung 36: Vergleich der Schrittfrequenzen bei gesunden, jungen Erwachsenen. ....	55
Abbildung 37: Startlatenz aller Untersuchungsläufe .....	61



## 8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Einteilung der Probanden und Patienten.....	24
Tabelle 2: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichung und Variabilität der Geschwindigkeit.....	37
Tabelle 3: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichung und Variabilität der Schrittlängen.....	44
Tabelle 4: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichung und Variabilität der Kadenz ..	50
Tabelle 5: Mittelwert und Standardabweichung der Abweichung von der Mittellinie an der Endposition der Laufstrecke. ....	56
Tabelle 6: Abweichung nach rechts oder links in Gruppe 1.....	57
Tabelle 7: Abweichung nach rechts oder links in Gruppe 2 und 3.....	58
Tabelle 8: Mittelwert und Standardabweichung der maximalen Abweichung von der Mittellinie bei bogenförmiger Bewegung bei Tragen von Prismengläsern.....	59
Tabelle 9: Mittelwert und Standardabweichung der Startzeiten .....	60

## 9 Danksagung

Ich danke der Direktorin Frau Prof. Dr. med. Marianne Dieterich, dass ich meine Dissertation an der Neurologischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München am Klinikum Großhadern durchführen durfte.

Ein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. Klaus Jahn, der mich mit spannenden Ideen und neuen Vorschlägen zum wissenschaftlichen Arbeiten motiviert sowie mit viel Verständnis und Geduld unterstützt hat.

Großer Dank gilt meinen Freunden, die sich als Probanden für die Untersuchungen dieser Dissertation zur Verfügung gestellt haben und mich sowohl durch die schönen, aber auch durch die kraftraubenden Seiten des Studiums begleitet haben.

Weiters danke ich meinen Eltern, auf die ich mich immer verlassen konnte und die mir stets zur Seite standen.

Besonders möchte ich meinem Opa für die Hingabe beim wiederholten Lesen oder Korrigieren dieser Dissertation danken.