

**Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie,  
Physikalische Medizin und Rehabilitation  
Klinikum der Universität München  
Direktor: Prof. Dr. Dipl.-Ing. V. Jansson**

**Thema: Die Auswirkungen von Dual tasking auf das Gangbild  
während des Treppensteigens unter Verwendung von Goniometern  
und Inertialsensoren**

**Dissertation**

**Zum Erwerb des Doktorgrades der Humanmedizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München**

**vorgelegt von**

**Alexandra Raabe**

**aus Prien am Chiemsee**

**2020**

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München**

Berichterstatter: PD Dr. Eduard Kraft

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Andreas Krödel

Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter: Dr. Josef Ilmberger

Dekan: Prof. Dr. med. dent Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 15.10.2020

## Abkürzungsverzeichnis

K	= Knie
O	= Sprunggelenk
Sd	= Standardabweichung
auf	= während des Treppenaufstieges
ab	= während des Treppenabstieges
auz	= Dual task „Zählen“ während des Treppenaufstieges
az	= Dual task „Zählen“ während des Treppenabstieges
aur	= Dual task „Rechnen“ während des Treppenaufstieges
ar	= Dual task „Rechnen“ während des Treppenabstieges
p	= p-Wert
single	= single task; Treppensteigen ohne kognitive Aufgabe
numeric	= Treppensteigen mit „Zählen“ als kognitive Aufgabe
arithmetic	= Treppensteigen mit „Rechnen“ als kognitive Aufgabe
OS	= Oberschenkel
US	= Unterschenkel
1.)	= 1. Teil (Treppenabschnitt)- die Treppe besteht aus 2 Anteilen; Anteil vor Überquerung eines ebenen Treppenbereiches/ Plateaus
2.)	= 2. Teil (Treppenabschnitt)- Abschnitt nach Überquerung des Plateaus
Index of value	= Zeit
Value	= Range= Gelenkwinkel

# Inhaltsverzeichnis

## 1. Einleitung

1.1	allgemeiner Teil	1
1.2	anatomischer Überblick	3
1.3	Dual Tasking	6
1.4	Stand der Forschung	8
1.5	Ziele und Fragestellungen der Studie	9

## 2. Methoden

2.1	<b>Studiendesign</b>	11
2.2	<b>Erste experimentelle Serie</b>	11
2.2.1	Probanden	11
2.2.2	Sensoren	14
2.2.3	Aufgaben	15
2.2.4	Datenerhebung	16
2.2.5	Datenauswertung	17
2.3	<b>Zweite experimentelle Serie</b>	
2.3.1	Probanden	19
2.3.2	Sensoren	20
2.3.3	Aufgaben	22
2.3.4	Datenerhebung	23
2.3.5	Datenauswertung	24

<b>3. Ergebnisse</b>	
<b>3.1 Erste experimentelle Serie</b>	
3.1.1 einfaches Gehen- single Task	26
3.1.2 Dual Task- numeric Task (Zählen)	30
3.1.3 Dual Task- arithmetic Task (Rechnen)	35
<b>3.2 Zweite experimentelle Serie</b>	
3.2.1 einfaches Gehen- single Task	40
3.2.2 Dual Task- numeric Task (Zählen)	45
3.2.3. Dual Task- arithmetic Task (Rechnen)	55
<b>4 Diskussion</b>	
4.1. Lokomotion	73
4.2 Dual Tasking	73
4.3 studienbezogene Diskussion	75
4.4 Fazit	76
<b>5 Zusammenfassung</b>	81
<b>6. Literaturverzeichnis</b>	84

# 1. Einleitung

## 1.1 Grundlagen des menschlichen Gehens

„Gehen“ ist die natürlichste Form der menschlichen Fortbewegung. Diese kommt durch das komplexe Zusammenspiel sowohl des passiven als auch des aktiven Bewegungsapparates, welches die willkürliche Fortbewegung in den verschiedenen Ebenen des Raums steuert bzw überhaupt erst ermöglicht, zu Stande.

Kennzeichen eines normalen, menschlichen Ganges ist eine periodische Bewegung, d.h. eine regelmäßige und nahezu gleichförmige Aufeinanderfolge von Schritten, wobei sowohl der Bewegungsablauf als auch die Länge der Einzelschritte nahezu symmetrisch sind. Standphase (von 60% Dauer) und Schwungphase (von 40% Dauer) sind die beiden wesentlichen Bestandteile eines Gangzyklus [1]. In der Literatur werden diese noch in folgende 8 Teilphasen unterteilt:

Initialkontakt, Belastungsantwort, Mittelstand, Terminalstand und Vorschwung als Bestandteil der Standphase sowie die frühe, mittlere und späte Schwungphase als Bestandteil derselben [2,3].

Während der Standphase vollzieht der auf dem Boden ruhende Fuß, der zugleich das Körpergewicht trägt und somit voll belastet wird, einen Abrollvorgang. Zunächst werden die Ferse, dann der Vorderfuß und zuletzt die Zehen vom Boden abgehoben. Der Rumpf bewegt sich dabei zeitgleich nach vorne. Das Bein, das sich mittlerweile vom Boden gelöst hat, wird im Knie nun leicht gebeugt und gelangt in die so genannte Schwungphase, von der aus wiederum eine weitere Standphase bei gestrecktem Knie eingeleitet wird. Während des gesamten Ablaufes sollte dabei der Körper bzw. der Rumpf weitgehendst stabil senkrecht bleiben [1].

Bildlich veranschaulicht werden die unterschiedlichen Gangphasen in Abbildung 1 [4]. Abbildung 2 zeigt die einzelnen Gangphasen und ihre spezifischen Leistungen [5].

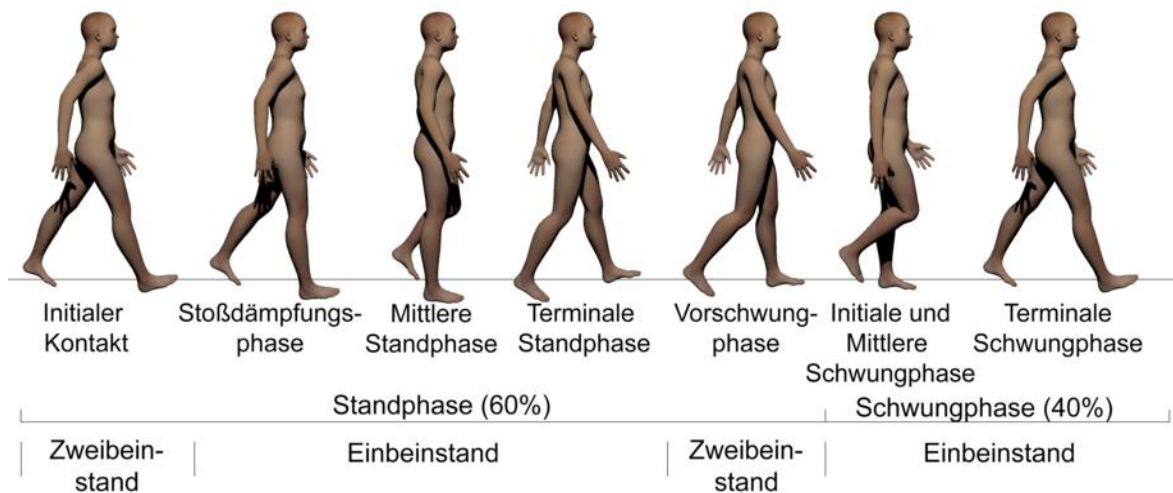


Abb 1: **Gangphasen des Menschen**

Abkürzung	Deutscher Begriff	Spezifische Leistung
IC	Initialer Kontakt	<ul style="list-style-type: none"> <li>Vorbereitung für die Stoßdämpfung</li> </ul>
LR	Stoßdämpfungsphase	<ul style="list-style-type: none"> <li>Stoßdämpfung</li> <li>Gewährleistung der Stabilität trotz Gewichtsübernahme auf das Bein</li> <li>Beinhaltet die Vorwärtsbewegung</li> </ul>
MSt	Mittlere Standphase	<ul style="list-style-type: none"> <li>Vorwärtsbewegung bis über den feststehenden Fuß</li> <li>Gewährleistung der Bein- und Rumpfstabilität</li> </ul>
TSt	Terminale Standphase	<ul style="list-style-type: none"> <li>Vorwärtsbewegung des Körpers über das Standbein hinaus</li> </ul>
PSw	Vorschwungphase	<ul style="list-style-type: none"> <li>vorbereitende Positionierung des Referenzbeins für die Schwungphase</li> </ul>
ISw	Initiale Schwungphase	<ul style="list-style-type: none"> <li>Abheben des Fußes vom Boden</li> <li>Nachvornebringen des Referenzbeines</li> </ul>
MSw	Mittlere Schwungphase	<ul style="list-style-type: none"> <li>weiteres Nachvornebringen des Referenzbeines</li> <li>Gewährleistung des Abstands zwischen Fuß und Boden</li> </ul>
TSw	Terminale Schwungphase	<ul style="list-style-type: none"> <li>Abschluss des Nachvornebringens des Referenzbeines</li> <li>Vorbereitung des Beines auf Initialen Kontakt (Stand)</li> </ul>

Abb 2 **Gangphasen und ihre spezifische Leistung**

Ein jeder Mensch entwickelt im Laufe seines Lebens sein eigenes, individuelles Gangbild, welches durch die unterschiedlichsten Faktoren wie Schrittlänge, Dauer und Zeitverhältnis der einzelnen Phasen, Seitneigung des Rumpfes, Kniebeugung

sowie Hüftbeugung während der Schwungphase bzw. der Standphase, spezieller Fußhaltung beim Auftreten und beim Abrollen sowie den Begleitbewegungen anderer Körperelemente wie z.B. der Arme gekennzeichnet ist.

## **1.2. Anatomie**

Bis vor kurzem sah man das Gehen als eine nahezu automatisierte, motorische Aufgabe an. Mittlerweile wurde jedoch mehrfach belegt, dass sowohl Aufmerksamkeit als auch exekutive Funktionen wie z.B. strategische Handlungsplanung und Zielsetzung beim Gehen eine wichtige Rolle spielen [6,7].

Sicheres Gehen in der Ebene bis hin zu anspruchsvolleren Bewegungen im Raum wie Treppensteigen oder das zielsichere Überqueren von Hindernissen bzw. Objekten setzt allerdings ein optimales, fehlerfreies Funktionieren aller an der entsprechenden Bewegung beteiligten Strukturen voraus, denn schon der kleinste Ausfall einer einzelnen dieser Komponenten kann zu einer Beeinträchtigung des Gangbildes führen, was individuell unterschiedliche Folgen für den betroffenen Menschen mit sich bringen und sich im schlimmsten Fall auch dauerhaft auf das alltägliche Leben auswirken kann [8].

Allein mit einem problemlos funktionierenden Nervensystem, kann ein Mensch sich nicht fortbewegen. Dazu benötigt er einen Körper mit dementsprechend akzeptabler Konstitution, welche hauptsächlich durch Ausprägung des Skelettsystems und der Muskulatur bedingt ist. Bewegungsapparat, Gehirn und Rückenmark gehen Hand in Hand miteinander und bilden zusammen einen Mechanismus, was in den folgenden Abbildungen nochmals vor Auge geführt wird. Das Gleiche gilt aber auch umgekehrt. Dem Menschen reicht ein gut durchtrainierter Bewegungsapparat allein nicht aus, um sich best möglichst fortbewegen zu können, sondern er benötigt auch ein fehlerfrei, sowohl auf peripherer Ebene, als auch auf zentraler Ebene arbeitendes Nervensystem ohne Defizite. Wesentliche Kontrollfunktionen erfüllen dabei vor allem das Auge, der Gleichgewichtssinn, der Stellungssinn und der Lagesinn.



Abbildung 3 beschreibt die Entstehung einer Bewegung mit all den dafür nötigen Komponenten.

Abbildung 4 veranschaulicht die motorischen Areale des Kortex, während der efferente Weg von den Cortices zum Rückenmark von Abbildung 5 noch einmal anschaulich dargestellt wird.

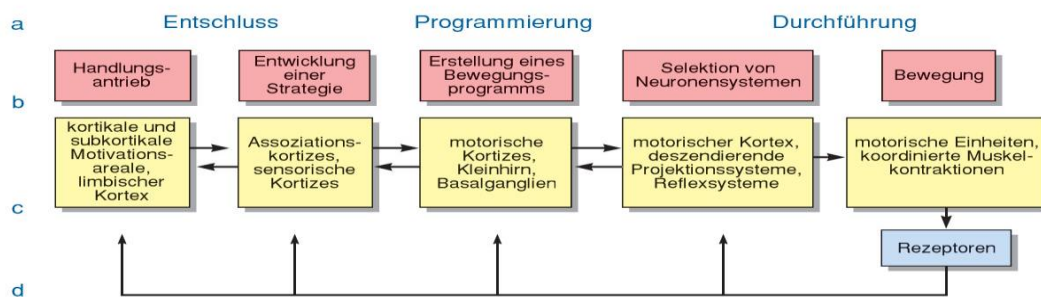


Abb.3 beschreibt die **Entstehung von Bewegung**. Durch das zentrale Nervensystem wird in einer Folge komplexer Verarbeitungsschritte, die in neuronalen Systemen sequenziell und parallel ablaufen, Bewegung generiert.

- a Aufgliederung der Zielmotorik in verschiedene Phasen, die sich von Entschluss über die Programmierung bis zur Durchführung aneinander anschließen
- b Funktionen, die vom ZNS in diesen Phasen realisiert werden
- c Neuronale Gebiete und Systeme, die an der Ausarbeitung dieser Funktionen beteiligt sind. Die Pfeile symbolisieren neuronale Verbindungen zwischen den jeweiligen Systemen. Es sind nur die hauptsächlichen Gebiete genannt. Die reziproke Verschaltung zeigt, dass eine „Funktion“ aus der Interaktion mehrerer neuronaler Systeme entsteht.
- d Durch die Bewegung werden Rezeptorsysteme aktiviert, deren Erregung nach zentral zurückgemeldet wird. Diese Reafferenz informiert das Gehirn über den Verlauf der Bewegung

(Deetjen & Speckmann, Lehrbuch Physiologie, 4. Auflage, S.226)

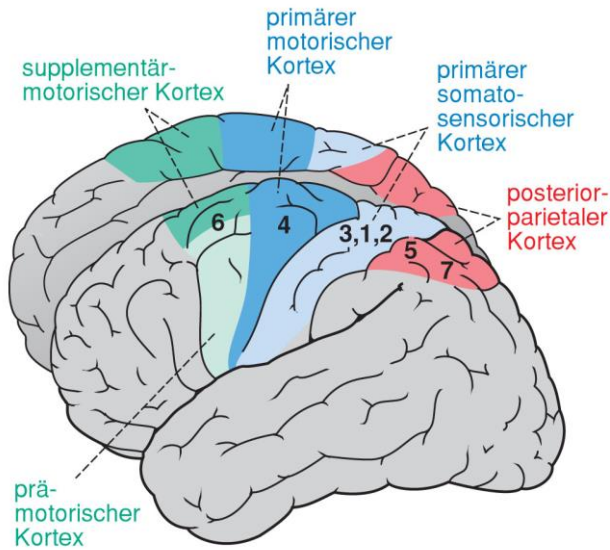
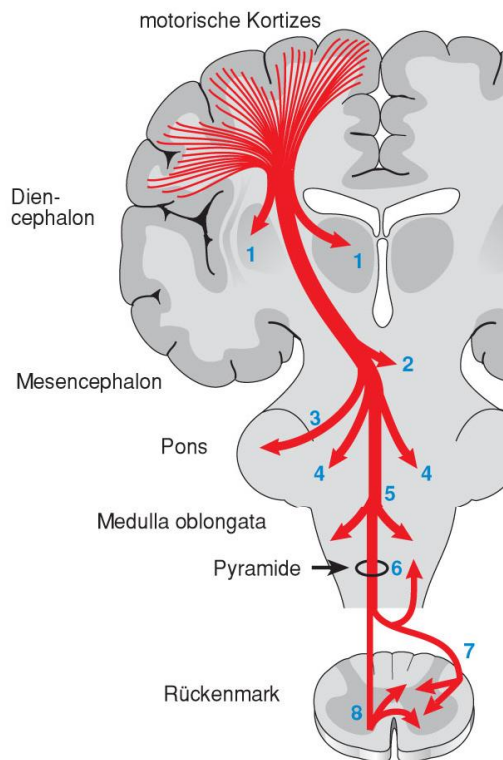


Abb. 4 **Motorische Gebiete des zerebralen Kortex.** „Die Areale liegen in der Nähe des Gyrus praecentralis. Primärer motorischer Kortex: Area 4; supplementär-motorischer Kortex: Area 6, medial; prämotorischer Kortex: Area 6, lateral; primärer somatosensorischer Kortex: Area 1,2,3; posterior-parietaler Kortex: Area 5, 7 (Angaben der Kortexgebiete nach Brodman)“  
 (Deetjen & Speeckmann, Lehrbuch Physiologie, 4. Auflage, S.229)



### Abb. 5 Projektion der efferenten Systeme.

„Die kortikalen Efferenzen projizieren als mächtiges Traktsystem in subkortikale und spinale Kerngebiete. Aus der abnehmenden Dicke der Projektion wird deutlich, dass die kortikale Efferenz zu einem großen Teil in den supraspinalen Gebieten terminiert, nur ein kleiner Teil erreicht das Rückenmark. 1- kortikostriatale und kortikothalamische Trakte, 2- kortikorubrale Trakte, 3- kortikooliväre Trakte, 4- kortikoretikuläre und kortikobulbäre Trakte, 5- kortikooliväre Trakte, 6- Tractus corticocuneatus und corticogracilis, 7- Tractus corticospinalis lateralis, 8- Tractus corticospinalis ventralis“

(Deetjen & Speckmann, Lehrbuch Physiologie, 4. Auflage, S.230)

Anhand der obigen Abbildungen lässt sich schließen, dass sich sowohl neurologische Erkrankungen wie z.B Morbus Alzheimer, Morbus Parkinson, Apoplex, Epilepsie, Tumore, Infektionen oder Traumata als auch jegliche Beeinflussungen des Bewegungsapparates, sei es auf muskulärer (Dysbalancen, Tumore, Infektionen, Traumata u.a) oder ossärer (Frakturen, angeborene und erworbene Anomalien u.a) Ebene auf das Gangbild auswirken werden [9-12].

## 1.3 Dual Tasking (Gehen und Aufmerksamkeit)

Nicht nur neurologische, muskuloskelettale, psychiatrische und internistische Krankheitsbilder vermögen, zu Veränderungen im Gangbild eines einzelnen zu führen.

Viele gesunde Menschen variieren bereits unterbewusst ihren Bewegungsablauf, sobald ihre Aufmerksamkeit nicht allein auf den Gang gerichtet ist, sondern sie sich auf eine zweite oder sogar auf mehrere Aufgaben gleichzeitig konzentrieren müssen [13].

Doch was genau versteht man eigentlich in diesem Zusammenhang unter dem Begriff der „Aufmerksamkeit“?

„Aufmerksamkeit ist definiert als ein Zustand konzentrierter Bewusstheit, einhergehend mit der Bereitschaft des zentralen Nervensystems, auf Stimulation zu reagieren“.

Es werden vier verschiedene Arten von Aufmerksamkeit unterschieden:

- die tonische und phasische Aufmerksamkeit
- die gerichtete (fokussierte oder selektive) Aufmerksamkeit (Konzentration)
- die längerfristige Aufmerksamkeitszuwendung (Vigilanz, Daueraufmerksamkeit)
- die geteilte Aufmerksamkeit (gleichzeitige Konzentration/ Reaktion auf mindestens zwei Reize) [14]

Aufmerksamkeit mit ihren unterschiedlichen Aspekten umfasst demnach ein breites Spektrum von hochspezifischen und umfassenderen Teilleistungen, deren Intaktheit eine wesentliche Voraussetzung für die Bewältigung alltäglicher Anforderungen darstellt. Immer dann, wenn wir es nicht mit hoch überlernten, automatisierten Routinehandlungen zu tun haben, ist Konzentration und konzentrierte Kontrolle unseres Handelns erforderlich [15,16].

Der Ausdruck des „*Dual taskings*“ bzw. des „*Multi taskings*“ beschreibt die Fähigkeit zwei bzw. mehrere Anforderungen gleichzeitig bewältigen zu können.

Das „Gehen“ erfordert unabhängig von bestimmten Erkrankungen selektive Aufmerksamkeit und Konzentration [17].

Unter dem Einfluss einer zweiten, kognitiven Aufgabe zeigten sich abhängig von der Priorisierung Veränderungen von verschiedenen Gangparametern, aber nicht nur bei älteren Personen, sondern auch bei jungen, gesunden Probanden [13,18,19]. Beauchet et al. fanden 2005 beispielsweise heraus, dass sich die Ganggeschwindigkeit bei gleichzeitig erhöhter Schrittdauer vermindert, wenn Versuchspersonen während des Gehens rückwärts zählen mussten [20]. In der Studie von Hollmann et al. berichten 2006 über den Einfluss von der *Dual task* Aufgabe „Rückwärtsbuchstabieren“ von „Fünf-Buchstaben-Wörtern“ während des normalen Gehens [21]. Sie stellten fest, dass es zu einer verminderten Ganggeschwindigkeit und zu einer erhöhten Variabilität kommt.

Auch Dubost et al. konnten 2008 Einflüsse auf Schrittlänge und Schrittvariabilität sowie eine Leistungsver schlechterung in der kognitiven Aufgabe beobachten [22].

Durch die Veränderungen verschiedener Gangparameter und der Gangstabilität sind vor allem Menschen mit zunehmendem Alter immer mehr gefährdet, zu stürzen, da sie entweder die Aufgaben unterschätzen oder sich und ihre körperliche Leistungsfähigkeit überschätzen [16, 23-28].

Bleibende Schäden mit teils gravierenden Auswirkungen im Alltagsleben, komplette Immobilität, ein erhöhter Pflegebedarf und damit ein Anstieg der Gesundheitskosten oder sogar Tod sind die Folgen.

## **1.4 Stand der Forschung**

Bisher wurde menschliches Stehen und Gehen meist im Labor erforscht und untersucht [29,30].

Die Daten zu den entsprechenden Bewegungen wurden dabei zum einen entweder auf einem Laufband oder auf künstlich geschaffenen Ebenen bzw. unebenen Untergründen erhoben [31-34].

Für die Beurteilung der Gangleistungen und im Sinne der ökologischen Validität wäre es allerdings von größter Bedeutung, das Gehen in seiner Dynamik unter natürlichen Bedingungen analysieren zu können. Gerade verschiedene Untergründe und unterschiedliche Rahmenbedingungen dürften die Gangparameter und damit die Gangstabilität sehr unterschiedlich beeinflussen.

Obwohl es im Hinblick auf Bewegungsmessung, unebene Untergründe sowie das Übersteigen von Hindernissen eine Vielzahl an Forschungsarbeiten gibt, sind unseres Wissens bisher wenig Arbeiten erschienen, die menschlichen Gang in natürlicher Umgebung untersuchen [35,36].

Für die Weiterentwicklung bzw. zur Verbesserung der bisherigen Therapiestrategien, der Trainingsmaßnahmen und zur besseren Einschätzung der alltäglichen Belastungen sowie speziell zur Prophylaxe von Stürzen im Alter wäre dies allerdings für die einzelnen Patienten von größter Bedeutung [16,37].

Treppensteigen ist ein wesentlicher Bestandteil des alltäglichen Lebens.

Es vergeht nicht ein Tag, an dem man nicht mindestens einmal, wenn nicht sogar öfter irgendwelche Treppen hinauf- oder hinabsteigen muss. Sei es zu Hause, auf dem Weg zur Arbeit oder beim Einkaufen, an irgendeinem Ort wird man immer mit Stufen konfrontiert, die dem Körper nicht nur Kraft, Energie und Konzentration, sondern vor allem auch Koordination abverlangen.

Bisher wurden die biomechanischen Anforderungen des Treppensteigens bzw. die Veränderungen bestimmter Gangparameter wie z.B. Geschwindigkeit, Winkelveränderungen der Gelenke oder Dauer der einzelnen Schrittzyklen nur wenig untersucht [38-41].

Die Studien fanden allerdings wiederum nicht in natürlicher Umgebung statt. Hierfür wurden meistens Treppenstufen künstlich geschaffen. Mittels in die Stufen integrierter Kraftsensoren und Druckplatten sowie unter Zuhilfenahme von Kameras und 3-D Bewegungsanalysesystemen wurden Parameter wie die *Ground Reaction Force* bestimmt [42,43].

Riener et al fanden 2002 beispielsweise heraus, dass die Steigung der Treppenstufen einen signifikant großen Einfluss hat auf die Gelenkkraft und die Winkelveränderungen, nicht aber auf die Reaktionszeit [44].

Mian et al erforschten 2006 in ihrer Studie die *Centre of Mass Motion* während des Treppensteigens [45]. Sie konnten weder an den gesunden, jungen noch an den gesunden, älteren Probanden signifikante Unterschiede beobachten und stellten fest, dass sich die dynamische Stabilität mit zunehmendem Alter nicht verändert, sondern erhalten bleibt.

*Dual- Task-* Paradigmen sind sehr realitätsnah – sie simulieren in kontrollierter Weise situative Anforderungen (z.B. Gehen in einem Park vs. Gehen auf einer belebten Strasse mit Verkehrslärm) und bieten in Zukunft ein großes wissenschaftliches und diagnostisches Potential, vor allem, wenn das Gehen unter natürlichen Bedingungen gemessen werden kann.

## **1.5 Ziele und Fragestellungen**

Das Hauptziel dieser Arbeit ist die Erprobung bestimmter *Dual task* Paradigmen während des Treppensteigens, die realitätsnah in kontrollierter Weise situative Anforderungen simulieren bzw. die kognitiven Kosten für das Gehen sowie für eine Arbeitsgedächtnis- orientierte Aufgabe untersuchen.

Hierzu wird ein neues am Körper tragbares System zur Ganganalyse verwendet, welches erlaubt, normale und pathologische Bewegungsmuster in natürlicher Umgebung auf verschiedenen Untergründen zu messen und statistisch aufzuwerten und für welches bisher noch keinerlei Daten vorliegen.

Obwohl es einige Studien gibt, die Bewegungsveränderungen einzelner Parameter während des Treppensteigens zeigen, konnte keine Studie ausfindig gemacht werden, die die Auswirkungen von *Dual-Tasking* während des Treppensteigens aufzeigt. Dies wäre allerdings von größter Bedeutung, da sich zumal im Alter Treppenstürze häufen und zusätzlich „provoziert“ werden, wenn man nicht konzentriert ist bzw. seine Aufmerksamkeit auf eine andere Aufgabe gerichtet ist [46].

Das Ziel unserer Studie, ist es zu klären, inwiefern sich neben einer bestimmten, vorgegebenen, kognitiven Aufgabe die Körperbewegung beim Treppensteigen im Vergleich zum normalen, automatisierten Gehen in der Ebene verändert.

Im Rahmen der vorliegenden Studie sollen folgende Fragen beantwortet werden:

1. Wie wird das Gangbild des Menschen während des Treppesteigens beeinflusst, wenn dessen Aufmerksamkeit auf eine kognitive Aufgabe gerichtet ist?
2. Welche Veränderungen der gemessenen Körperbewegungen im Raum finden jeweils während des Treppenaufstieges und des -abstieges statt?
3. Welche kognitive Anforderung führt zu welcher Abweichung im Gangbild? Gibt es Unterschiede zwischen den einzelnen Aufgaben innerhalb der beiden experimentellen Serien?

## **2. Methoden**

Diese Studie setzt sich aus zwei Experimenten zusammen, bei denen jeweils die Veränderungen im Gangbild unter *Dual Tasking* Bedingungen während des Treppensteigens sowohl beim Treppenabstieg als auch beim Treppenaufstieg beobachtet werden.

### **2.1 Studiendesign**

Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine experimentelle- explorative Studie, die als monozentrische und kontrollierte Studie zunächst der Datenerhebung bestimmter Gangparameter während des Treppensteigens dient. Die gewonnenen Daten werden anschließend mit Ergebnissen aus etablierter stationärer Bewegungsmessung verglichen.

Die Daten wurden in der Klinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und Rehabilitation des Klinikums Großhadern, Universitätsklinikum der Ludwig-Maximilians- Universität München, erhoben.

### **2.2 Erste experimentelle Serie**

#### **2.2.1 Probanden**

Für das erste Experiment wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit gezielt ein Kollektiv 10 gesunder, junger und sportlich sehr aktiver Athleten aus dem Bereich Wurf (Disziplinen: Kugel, Diskus, Hammer, Speer) aus der Sportart Leichtathletik ausgewählt, um die Variabilität am Ende der Messungen zu minimieren. Aufgrund des jungen Alters, des guten Gesundheits- und Trainingsstatus (v.a. Koordinierungsfähigkeit) können dadurch bzgl. der Messungen viele Störfaktoren ausgeschlossen werden und die erhobenen Daten als Referenz für zukünftige Messungen herangezogen werden.



7 Männer und 3 Frauen, die leistungsorientiert mindestens 5mal pro Woche ein ca. zwei Stunden dauernde Trainingseinheit bestehend sowohl aus Krafttraining, Sprinttraining, Sprungkrafttraining, Disziplinen bezogenes Techniktraining als auch Konditionstraining und vor allem Koordinationstraining durchführen, erklärten sich nach ausführlicher Aufklärung über den Ablauf des Experimentes (Informationen über Studienziele sowie deren Ablauf wurden den Versuchspersonen schriftlich gegeben) dazu bereit, als Probanden für dieses Projekt zu fungieren, bei dem einmalig mittels Goniometer in 6 verschiedenen Messungen Gangveränderungen des Bewegungsapparates während des *Dual taskings* erfasst wurden.

Alle Probanden haben die freiwillige Teilnahme an dieser Studie durch ihre Unterschrift bestätigt. Bei Rückzug der Einwilligung werden die abgespeicherten Daten nicht weiter verwendet, sondern gelöscht.

Die Studie wurde von der lokalen Ethikkommission genehmigt und in Übereinstimmung mit der Deklaration von Helsinki durchgeführt.

Zur Feststellung eventuell vorliegender Erkrankungen, aktuell bestehender Sportverletzungen oder der Beeinträchtigung durch ehemals aufgetretener Traumata, sowie zur Beurteilung von Ein- und Ausschlusskriterien, wurde den Athleten zunächst ein 3-seitiger Fragebogen ausgehändigt, der von ihnen wahrheitsgemäß beantwortet werden sollte.

Neben Körpergröße (durchschnittlich bei 185,5 Zentimeter; Minimum: 176 cm, Maximum: 201 cm), Körpergewicht (durchschnittlich bei 84 Kilogramm; Minimum: 63 kg, Maximum: 100 kg), Lebensalter (durchschnittlich 18,3 Jahre; Minimum: 15 Jahre, Maximum: 24 Jahre), Beinigkeit (gemeint ist hiermit, welches der beiden Beine das Dominantere von beiden ist; angegeben wurde 7mal das rechte Bein sowie 3mal das linke Bein), Medikamenteneinnahme, Drogenkonsum (Alkohol, Nikotin, sowie die Verwendung andersweitiger Rauschmittel) und Beruf (6 Schüler, 4 Studenten) wurden Daten erhoben zu orthopädisch- muskuloskelettalen Problemen bzw. Defiziten (Gelenkfehlstellungen, ehemalige Frakturen, Kreuzbandrisse, Meniskusschäden, Arthrose, Knorpelschäden, muskuläre Dysbalancen, Muskelschwächen), zu neurologischen Beschwerden (Schwindel, Morbus Parkinson, Polyneuropathie, Epilepsie, Kleinhirnschäden, Seh-/Hörstörungen, Tumore,

Infektionen), internistischen (Diabetes mellitus, Hypertonie) und zu psychiatrischen (Depression, Antriebslosigkeit, Angststörungen) Erkrankungen, um damit eine Teilnahme an dieser Studie zu gewähren bzw. einzelne Probanden gegebenenfalls von dieser Studie auszuschließen, da ansonsten durch ihre Teilnahme die Werte der Messungen womöglich verfälscht worden wären.

**Tab. 1: individuelle Probanden-Charakteristika**

Probanden	Geschlecht	Alter in Jahren	Körpergröße in cm	Körpergewicht in kg	Vorerkrankungen/ aktuelle Erkrankungen mit evtl. Einfluss auf die Messungen	Beinigkei
1	männlich	21	201	100	keine	re
2	männlich	20	180	93	keine	re
3	männlich	16	193	80	keine	re
4	männlich	16	176	79	keine	re
5	männlich	17	188	87	keine	li
6	männlich	15	183	81	keine	li
7	männlich	14	192	88	keine	re
8	weiblich	19	180	79	keine	re
9	weiblich	16	178	63	keine	li
10	weiblich	25	187	90	keine	li

Für die anstehenden Messungen sollten die Probanden bequeme, flache Sportschuhe, sowie eine kurze Hose tragen, damit eine nahezu von äußeren Bedingungen unbeeinflusste, natürliche Körperbewegung gemessen werden konnte.

## 2.2.2 Sensoren

Als Sensoren wurden für das erste Experiment Goniometer verwendet.

Diese von der Firma Penny & Giles speziell für Messungen von Winkelveränderungen an Gliedmaßen (Sprung-/Knie-/Hüftgelenke) entwickelten Sensoren bestehen aus zwei sogenannten „Endblocks“, die über eine Feder miteinander verbunden sind.

Die zwei Goniometer wurden an jedem Probanden entweder mit Hilfe eines breiten Bandes mit Klettverschluss oder eines doppelseitigen medizinischen Adhäsionstapes zum einen lateral des rechten Knies, oberhalb des Epicondylus lateralis, sowie unterhalb des Caput fibulae und zum anderen am rechten Sprunggelenk, an der Vorderkante der Tibia, oberhalb des Sprunggelenkes, sowie am Mittelfußknochen auf Höhe der zweiten Zehe fixiert.

Im Weiteren wurden die Sensoren über ein Kabel mit dem sogenannten ADU301 verbunden, einem kleinen Kästchen, das die entsprechenden Gelenkbewegungen je nach Auslenkung der Feder registriert, sie aufzeichnet und über Funk an den Laptop übermittelt [2, 47-49].



Abb. 6: Sensoren am Kniegelenk

## 2.2.3 Aufgaben

Nach einem Probedurchlauf zur Anpassung an die Sensoren wurden die Testpersonen aufgefordert, jeweils 3x unter unterschiedlichen Testbedingungen eine 16 Stufen enthaltende Wendeltreppe mit Geländer (Stufenhöhe: 16cm, Stufenlänge: 41 cm), die sich an der Außenseite eines Gebäudes befand, bei selbst gewählter Geschwindigkeit aufwärts bzw. abwärts zu gehen.

Während die erste Versuchsreihe das einfache Gehen Treppe- Abwärts sowie Treppe- Aufwärts beinhaltete, wurden die Athleten beim zweiten Versuch angehalten, sowohl beim Herunter- als auch beim Herauflaufen der Stufen bei der Nummer 1 beginnend, in einer Schritten laut vor sich hin zu zählen.

Beim dritten und letzten Durchlauf, sollte man solange eine beliebige, durch den Leiter der Messung vorgegebene Zahl von 100 subtrahieren, bis der Proband das Treppenende erreicht hat.



Abb 7. 16 stufige Wendeltreppe an der Außenseite der Sportschule Oberhaching

## 2.2.4 Datenerhebung

Nach der Erhebung der demographischen Daten, der klinischen Parameter, sowie einer kurzen Phase der Gewöhnung an die angelegten Sensoren, wurden die Athleten gebeten, je einmal die 16 stufige Wendeltreppe sowohl hinauf- als auch hinunterzugehen.

Dieser erste Durchgang diente dazu, die Probanden bereits vor der ersten Messung mit der Treppe vertraut zu machen und um im Vorfeld eventuelle Störfaktoren und Unsicherheiten eliminieren zu können. Dadurch kannten die Athleten bereits vor der ersten Testreihe die Anforderungen der Treppe und konnten sich somit individuell darauf einstellen. Zur Vermeidung eventueller Stürze, wurden die Probanden angehalten sowohl beim Abstieg als auch beim Aufstieg wegen der breiteren Stufen an der Außenseite der Treppe entlang zu gehen und gegebenenfalls zu ihrer eigenen Sicherheit das vorhandene Geländer zu benutzen.

Aufgrund der nur geringen Weitreiche des ADU 301 musste der Leiter der Messung in einem ca. 2 Meter Abstand zur korrekten Übertragung der Daten an den Laptop dem Athleten während jedem einzelnen der sechs Tests folgen.

Der Proband sollte sich auf Kommando an der ersten Stufe postieren und auf das Signal „Los“ das Treppensteigen beginnen. Sobald der Proband die letzte Stufe erreicht hat, wurde die Messung gestoppt und die Daten auf dem Laptop abgespeichert. Dieses Procedere fand für jeden der sechs Tests, dreimal Treppe-Abwärts und dreimal Treppe- Aufwärts, separat statt.

Vor jeder einzelnen Messung wurde der Studienteilnehmer sehr gründlich in die Aufgabenstellung eingeführt.

Während die Testperson im ersten Durchgang ohne eine Zusatzaufgabe einfach auf seine individuelle Art und Weise, wie er es im Alltag gewöhnt ist, die Treppen erklimmen sollte, nahm der Schwierigkeitsgrad in Messreihe zwei und in Messreihe drei durch entsprechende Aufgaben zu.

In der zweiten Testreihe wurde dem Studienteilnehmer eine numerische Aufgabe gestellt, d.h. während des Treppensteigens sollte er bei der Zahl eins beginnend in Einer- Schritten die Zahlenreihe laut heraufzählen. Es wurde allerdings dem Athleten überlassen, in welcher Geschwindigkeit er die Aufgabe absolviert.

Schließlich wurde der Testperson die Anforderung der fünften und sechsten Messung erklärt, welche eine arithmetische Aufgabe beinhalteten. Vom Probanden

musste solange eine erst zu Beginn der letzten Testreihe vom Messleiter vorgegebene Zahl von hundert subtrahiert werden bis das Treppenende erreicht wurde. Der Teilnehmer wurde explizit darauf hingewiesen, dass man auch trotz Rechenfehler in jedem Falle versuchen sollte, weiter zu machen und weder mit dem Gehen noch mit dem Rechnen aufzuhören bis die Messung beendet ist. Um eine Verfälschung der Daten auszuschließen, bekam keiner der Probanden in der letzten Versuchsreihe zweimal die gleiche Zahl.

Über die jeweilige Auslenkung der Feder der beiden verwendeten Goniometer registrierte das ADU 301 während aller Messungen die Bewegungen sowohl des rechten Kniegelenkes als auch des rechten Sprunggelenkes und somit ein eventuell verändertes bzw. durch dual tasking beeinflusstes Gangbild.

## **2.2.5 Datenauswertung**

Die mittels Goniometer erhobenen Rohdaten (Millivolt, Dauer) der jeweiligen Bewegungen der Gelenke beim Treppensteigen wurden zunächst in eine Textdatei (ASCII) transformiert, damit diese im Anschluss an die Messungen mit dem Softwarepaket Systat 11 für Windows statistisch ausgewertet werden konnten.

Zunächst mussten die Daten von Millivolt in Grad umgerechnet werden (Umrechnung der Werte der Goniometer).

Hierbei hat sich als Umrechnungsfaktor für alle Messungen ein Wert von 11,66 ergeben.

Die Validierung des Wertes hat anhand des Zebris- Systems mit Hilfe von Ultraschallsensoren als Referenzsystem stattgefunden.

Als nächstes wurden aus dem kompletten Datensatz, d.h. aus den 8 pro Test aufgezeichneten Schrittfolgen (16 Stufen der Wendeltreppe) jeweils 7 Zyklen von Maximum zu Maximum des Kniewinkels herausgeschnitten und zur weiteren Verarbeitung verwendet. Die Zeitdauer der einzelnen Zyklen richtete sich dabei nach der Gehgeschwindigkeit und wurde ebenfalls erfasst.

Die Kurven unterschieden sich dabei nicht nur in ihrer Dauer, sondern auch in ihren Gradwerten. Um aber die einzelnen Zyklen miteinander vergleichen zu können, müssen sie eine einheitliche Länge haben. Zu diesem Zweck wurden die einzelnen Zyklen mittels Interpolationsverfahren mit dem Signalanalyseprogramm AutoSignal

1.7 für Windows auf jeweils 1000 Messpunkte gestreckt. Das Programm setzt dabei zusätzliche Punkte ein ohne die Form der Kurve zu verändern. Anschließend wurde aus den genormten Zyklen zu jedem der 1000 Messpunkte ein Mittelwert berechnet, so dass sich ein Mittelwertszyklus ergab.

Um ein Maß für die Variabilität zu erzeugen, wurden nun die Abweichungen pro Messpunkt jedes einzelnen Zyklus zu dem zugehörigen Mittelwertszyklus berechnet. Zuletzt wurde zur Signifikanztestung aufgrund der Verteilung der Wilcoxon- Testes für gepaarte Werte mit Signifikanzniveau von 5% verwendet. Ein p-Wert  $< 0,05$  gilt dabei als signifikant.

Zusätzlich zu dem Kniegelenk wurde parallel auch das Sprunggelenk während der verschiedenen Aufgaben während des Treppensteigens gemessen. Hierbei wurde ein Goniometer wie oben beschrieben am Kniegelenk des rechten Beines befestigt. Das zweite Goniometer wurde im Bereich des rechten Mittelfußknochens auf Höhe der zweiten Zehe und vorne auf der Schienbeinkante angebracht.

Aus den Daten wurden wiederum 7 Zyklen herausgeschnitten, wobei auch die Sprunggelenksdaten wie die Knie selbst auf Höhe der Kniemaxima geschnitten wurden. Auch hier zeigten sich wieder Unterschiede in der zeitlichen Dauer der einzelnen Zyklen.

Deshalb wurden auch diese Zyklen mit Hilfe des Programmes Autosignal 1.7 für Windows auf eine einheitliche Länge von 1000 Messpunkten gebracht und wiederum die Abweichungen pro Messpunkt jedes einzelnen Zyklus zu dem zugehörigen Mittelwertszyklus berechnet, sowohl für das Knie als auch das Sprunggelenk. Mit dem Wilcoxon-Test mit einem Signifikanzniveau von 5% konnten hier ebenfalls eventuelle Unterschiede festgestellt werden.

## **2.3 Zweite experimentelle Serie**

### **2.3.1 Probanden**

Für das zweite Experiment wurde gezielt ein Kollektiv von 15 jungen, gesunden Probanden ausgewählt.

5 Männer und 10 Frauen, darunter Studenten und Mitarbeiter der Klinik für Physikalische Medizin und Rehabilitation, erklärten sich einverstanden, an diesem Experiment teilzunehmen, bei dem einmalig mittels Inertialsensoren in 6 verschiedenen Messungen Gangveränderungen des Bewegungsapparates während des Dual taskings erfasst wurden.

Nach ausführlicher Aufklärung über den Ablauf des Experimentes, bekundeten alle Probanden eine freiwillige Teilnahme durch ihre Unterschrift. Im Falle eines Rückzuges der Einwilligung wurden die gespeicherten Daten gelöscht und nicht weiter verwendet.

Zunächst sollte von den Teilnehmern ein 3-seitiger Fragebogen zum Ausschluss eventuell vorliegender Erkrankungen, aktuell bestehender Sportverletzungen oder der Beeinträchtigung durch ehemals aufgetretener Traumata, sowie zur Beurteilung von Ein- und Ausschlusskriterien, wahrheitsgemäß ausgefüllt werden. Neben Körpergröße (durchschnittlich bei 177 Zentimeter; Minimum: 162 cm, Maximum: 201cm), Körpergewicht (durchschnittlich bei 70 Kilogramm; Minimum: 47 kg, Maximum: 101 kg), Lebensalter (durchschnittlich 25 Jahre; Minimum: 20 Jahre, Maximum: 41 Jahre), Beinigkeit (angegeben wurde 11 mal das rechte Bein sowie 4 mal das linke Bein), Medikamenteneinnahme, Drogenkonsum (Alkohol, Nikotin, sowie die Verwendung andersweitiger Rauschmittel) und Beruf wurden wie auch schon im ersten Experiment Daten erhoben zu orthopädisch- muskuloskelettalen Problemen (z.B. Fehlstellungen, ehemalige Frakturen, Kniebinnenschäden, Arthrose, muskuläre Dysbalancen), zu neurologischen Beschwerden (Schwindel, Parkinson, PNP, Epilepsie, Kleinhirnschäden, Seh-/Hörstörungen, Tumore, Infektionen), internistischen (Diabetes, Hypertonie) und psychiatrischen (Depression, Antriebslosigkeit, Angststörungen) Erkrankungen, um durch einen frühzeitigen Ausschluss aus der Studie mögliche Verfälschungen der Messwerte zu verhindern. Für die anstehenden Messungen sollten die Probanden bequeme, flache



Sportschuhe, sowie eine kurze Hose tragen, damit eine nahezu von äußeren Bedingungen unbeeinflusste, natürliche Körperbewegung gemessen werden konnte.

**Tab 2: individuelle Probanden-Charakteristika**

Proband	Geschlecht	Alter in Jahren	Körpergröße in cm	Körpergewicht in kg	Vorerkrankungen/aktuelle Beschwerden	Beinigkeitsart
1	männlich	22	182	96	keine	re
2	männlich	20	185	82	keine	re
3	männlich	23	184	65	keine	re
4	männlich	22	201	101	keine	re
5	männlich	20	194	76	keine	re
6	weiblich	21	171	67	keine	re
7	weiblich	25	173	57	keine	li
8	weiblich	25	187	88	keine	li
9	weiblich	25	165	51	keine	re
10	weiblich	41	181	63	keine	re
11	weiblich	22	166	56	keine	re
12	weiblich	36	167	67	keine	re
13	weiblich	27	173	68	keine	li
14	weiblich	22	165	67	keine	li
15	weiblich	26	162	47	keine	re

## 2.3.2 Sensoren

Für das zweite Experiment wurden sogenannte Inertialsensoren bzw. Accelerometer als Sensoren verwendet [2,47, 50, 51].

Bei dieser Art von Sensoren handelt es sich um ein Ganganalysesystem der Fraunhofer Technologie-Entwicklungsgruppe.

Die zwei Accelerometer wurden an jedem Probanden mit Hilfe eines breiten Bandes mit Klettverschluss zum einen lateral am rechten, distalen Femur, oberhalb des Condylus lateralis, zum anderen lateral an der rechten, proximalen Tibia, unterhalb des Caput fibulae befestigt.

Im weiteren Verlauf dient eine spezielle Ganganalyse- Software als Interface- und Auswerte-System zwischen den Inertialen Sensorikboards und dem weiterverarbeitenden System.

Dabei liest sie über die Bluetooth- Schnittstelle über virtuelle serielle COM- Ports die Sensorboards aus und berechnet aus den Sensormesswerten die räumliche Orientierung der Sensorboards. In der vorliegenden Version werden zwei Sensorboards simultan ausgelesen und deren Winkel berechnet. Die fertig berechneten Winkel, Differenzwinkel bzw. Ausgangsgrößen werden über einen DA- Wandler mit 8 Kanälen als analoge Spannungen ausgegeben. Der DA- Wandler wird dafür per USB an den Computer angeschlossen.

Dabei liest das System sowohl die Sensoren als auch alle Filteroperationen mit 100 Hz aus. Abbildung 8 zeigt den prinzipiellen Aufbau dieses speziellen Ganganalyse- Systems, Abbildung 9 die Inertialsensoren.

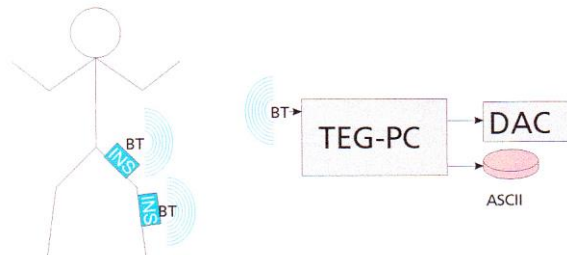


Abb. 8 Aufbau Ganganalyse-System



Abb. 9 Inertialsensoren

### 2.3.3 Aufgaben

Die Testpersonen wurden nach einem Probedurchlauf zur Anpassung an die Sensoren aufgefordert, jeweils 3x unter unterschiedlichen Testbedingungen eine Treppe aufwärts bzw. abwärts zu gehen.

Diese Treppe befindet sich im Innengebäude des Klinikums Großhadern. Sie ist geradlinig, enthält insgesamt 24 gleichmäßige Stufen (Stufenhöhe: 16 cm, Stufenlänge: 28cm), ist lediglich unterbrochen von einem ca. 5m langen Plateau und beidseits flankiert von einem Geländer.

Während die erste Versuchsreihe das einfache Gehen Treppe- Abwärts sowie Treppe- Aufwärts beinhaltete, wurden die Probanden beim zweiten Versuch angehalten, sowohl beim Herunter- als auch beim Herauflaufen der Stufen bei der Nummer 1 beginnend, in Einer- Schritten laut vor sich hin zu zählen. Dabei sollten die Testpersonen in der ersten Hälfte, d. h. nach 12 Stufen bzw. bis zum jeweiligen Erreichen des Plateaus, in einer ihnen beliebigen Geschwindigkeit zählen und nach Überqueren des Plateaus, ohne dabei weiterzuzählen, so schnell wie möglich wieder bei der Zahl 1 beginnend zählen.

Beim dritten und letzten Durchlauf, sollte man auf der gesamten Treppenlänge solange eine, durch den Leiter der Messung beliebig vorgegebene Zahl von 100 subtrahieren, bis der Proband das Treppenende erreicht hat.



Abb. 10 24 stufige, geradlinige Treppe im Klinikum Großhadern

## 2.3.4 Datenerhebung

Nach der Erhebung der klinischen Parameter, der demographischen Daten sowie einer kurzen Phase der Gewöhnung an die angelegten Sensoren, wurden die Testpersonen gebeten, je einmal die 24 stufige Treppe sowohl hinauf- als auch hinunterzugehen.

Dies diente dazu, die Probanden bereits vor der ersten Messung mit der Treppe vertraut zu machen und um vor dem Start der Messungen eventuelle Störfaktoren und Unsicherheiten eliminieren zu können.

Dadurch kannten die Teilnehmer schon vor Testbeginn die Treppe und konnten sich individuell auf ihre Anforderungen einstellen.

Im Weiteren wurden die Probanden angehalten, sowohl beim Abstieg als auch beim Aufstieg gegebenenfalls zu ihrer eigenen Sicherheit und zur Vermeidung eventueller Stürze, das vorhandene Geländer zu benutzen.

Der Leiter der Messung konnte zur optimalen Datenübertragung aufgrund der weit reichenden Funkübertragung jeweils an einem der beiden Treppenden verweilen, während ein zweiter Helfer, positioniert am Rande des Treppenplateaus, die Dauer, die bei der zweiten Testaufgabe erreichten Zahlenwerte, sowie Rechenfehler der jeweiligen Teilnehmer mitnotierte.

Der Proband sollte sich auf Kommando an der ersten Stufe postieren und auf das Signal „Los“ das Treppensteigen beginnen. Sobald der Proband die letzte Stufe erreicht hat, wurde die Messung gestoppt und die Daten auf dem Laptop abgespeichert. Dieses Procedere fand für jeden der sechs Tests, dreimal Treppe-Abwärts und dreimal Treppe- Aufwärts, separat statt.

Vor jeder einzelnen Messung wurde der Studienteilnehmer sehr gründlich und unmissverständlich in die Aufgabenstellung eingeführt.

Während die Testperson im ersten Durchgang ohne eine Zusatzaufgabe, einfach auf seine individuelle Art und Weise, die Treppen steigen sollte, nahm der Schwierigkeitsgrad in Messreihe zwei und in Messreihe drei durch entsprechende Aufgaben zu.

In der zweiten Testreihe wurde dem Studienteilnehmer eine numerische Aufgabe gestellt, d.h. während des Treppensteigens sollte er bei der Zahl eins beginnend in

Einer- Schritten die Zahlenreihe laut heraufzählen, wobei während der ersten Hälfte eine beliebige Zählgeschwindigkeit gewählt werden konnte, im Gegensatz zur zweiten Hälfte, in der das Heraufzählen schnellst möglichst absolviert werden sollte. Schließlich folgte in der letzten Messreihe eine Rechenaufgabe.

Vom Probanden musste solange eine erst zu Beginn der letzten Testreihe vom Messleiter vorgegebene Zahl von hundert subtrahiert werden bis das Treppenende erreicht wurde. Der Teilnehmer wurde explizit darauf hingewiesen, dass man auch trotz Rechenfehler in jedem Falle versuchen sollte, weiter zu machen und weder mit dem Gehen noch mit dem Rechnen aufzuhören bis die Messung beendet ist. Um eine Verfälschung der Daten auszuschließen, bekam keiner der Probanden in der letzten Versuchsreihe zweimal die gleiche Zahl.

Das von der Fraunhofer Technologie- Entwicklungsgruppe speziell entwickelte Ganganalysesystem registrierte dabei während aller Messungen die Bewegungen sowohl des rechten Oberschenkels als auch des Unterschenkels.

### **2.3.5 Datenauswertung**

Die mittels Accelerometer erhobenen Rohdaten der jeweiligen Bewegungen des Unterschenkels und des Oberschenkels beim Treppensteigen wurden zunächst in eine Textdatei (ASCII) transformiert, damit diese im Anschluss an die Messungen mit dem Softwarepaket Systat 11 für Windows statistisch ausgewertet werden konnten. Zunächst wurden aus dem kompletten Datensatz, d.h. aus den ca. 30 pro Test aufgezeichneten Schrittfolgen (12 Treppenstufen pro Bein plus Plateau) jeweils 2x 11-12 Zyklen von Minimum zu Minimum des Unterschenkelwinkels herausgeschnitten und zur weiteren Verarbeitung verwendet. Die Gangzyklen während der Plateauüberquerung wurden dabei nicht beachtet. Die Zeitdauer der einzelnen Zyklen richtete sich dabei nach der Gehgeschwindigkeit und wurde ebenfalls erfasst.

Die Kurven unterschieden sich dabei nicht nur in ihrer Dauer, sondern auch in ihren Gradwerten. Daher war es im Weiteren notwendig, die einzelnen Zyklen mittels

Interpolationsverfahren mit dem Signalanalyseprogramm AutoSignal 1.7 für Windows auf jeweils 1000 Messpunkte zu strecken, um sie auf eine einheitliche Länge zu bringen und sie damit vergleichbar zu machen. Das Programm setzt dabei wie bereits oben erwähnt zusätzliche Punkte ein, ohne die Form der Kurve zu verändern. Anschließend wurde aus den genormten Zyklen zu jedem der 1000 Messpunkte ein Mittelwert berechnet, so dass sich ein Mittelwertzyklus ergab.

Um ein Maß für die Variabilität zu erzeugen, wurden nun die Abweichungen pro Messpunkt jedes einzelnen Zyklus zu dem zugehörigen Mittelwertzyklus berechnet. Zuletzt wurde zur Signifikanztestung aufgrund der Verteilung der Wilcoxon- Test für gepaarte Werte mit Signifikanzniveau von 5% verwendet. Ein p-Wert  $< 0,05$  gilt dabei als signifikant.

Zusätzlich zu dem Unterschenkel wurden parallel auch die Bewegungen des Oberschenkels während der verschiedenen Aufgaben während des Treppensteigens aufgezeichnet. Hierbei wurde das zweite Accelerometer im Bereich des rechten distalen Oberschenkels angebracht.

Aus den Daten wurden wiederum 11-12 Zyklen je Treppenabsatz herausgeschnitten, wobei die Oberschenkeldaten wie die des Unterschenkels selbst auf Höhe der Unterschenkelminima geschnitten wurden. Auch hier zeigten sich wieder Unterschiede in der zeitlichen Dauer der einzelnen Zyklen, weshalb diese Zyklen mit Hilfe des Programmes Autosignal 1.7 für Windows auf eine einheitliche Länge von 1000 Messpunkten gebracht und wiederum die Abweichungen pro Messpunkt jedes einzelnen Zyklus zu dem zugehörigen Mittelwertzyklus berechnet wurden, sowohl für den Unterschenkel als auch den Oberschenkel.

Mit dem Wilcoxon-Test mit einem Signifikanzniveau von 5% konnten hier ebenfalls eventuelle Unterschiede festgestellt werden.

### 3. Ergebnisse

Im Folgenden werden im ersten Experiment die Veränderungen der Bewegung sowohl des rechten Knies als auch des rechten Sprunggelenkes hinsichtlich Gelenkwinkel (= Range), Dauer und Variabilität während der 3 Versuchsreihen beim Treppensteigen (einfaches Hinauf-/Hinuntergehen, numerische Aufgabe Hinauf-/Hinuntergehen sowie arithmetische Aufgabe Hinauf-/Hinuntergehen) dargestellt während im zweiten Experiment die Bewegungen des rechten Unterschenkels und des rechten Oberschenkels auf Abweichungen entsprechend der oben erwähnten Komponenten geprüft werden.

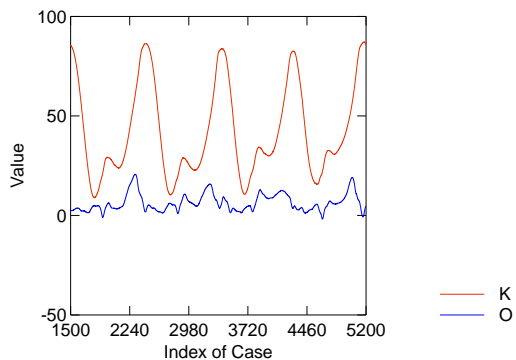
#### 3.1 Erste experimentelle Versuchsreihe

##### 3.1.1 einfaches Treppensteigen- single Task

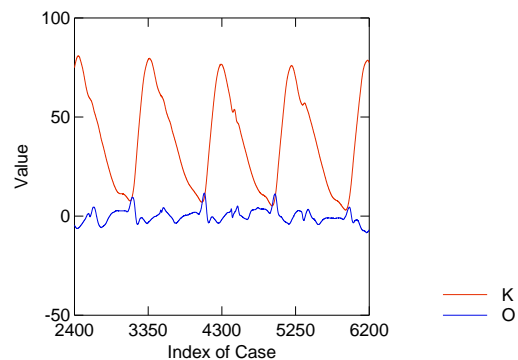
Die folgenden Ergebnisse der Aufgabe „einfaches Treppensteigen- *single Task*“ geben die natürlichen Bewegungen der Testpersonen während des Treppenabstiegs bzw. des Treppenaufstiegs wieder und sollen vor allem als Referenz für die ermittelten Werte während des *Dual taskings* herangezogen werden.

Die Abbildungen 11 und 12 zeigen exemplarisch die noch ungeschnittenen Graphen von 4 der insgesamt 8 gemessenen Schrittfolgen jeweils einer Testperson aus dem 10-köpfigen Probandenkollektiv. Sowohl die Bewegungen des rechten Knies (siehe dazu die rote Kurve) als auch die des rechten Sprunggelenkes (blaue Kurve) während des Treppensteigens werden in den beiden Grafiken dargestellt. Der Kniewinkel und der Sprunggelenkwinkel sind gegen die Zeit aufgetragen.

Die jeweiligen Maxima in den roten Kurven geben hierbei die maximal erreichte Kniebeugung an, gefolgt von der langsamen Kniestreckung (Graph wandert in Richtung Nullwert) über die Standphase bis hin zur erneuten maximalen Beugung. Auf der X- Koordinate steht der *Case of Index* hierbei in allen Abbildungen für die Zeit, auf der Y- Koordinate der *Value für die Ranges/* Wert für den Gelenkwinkel.



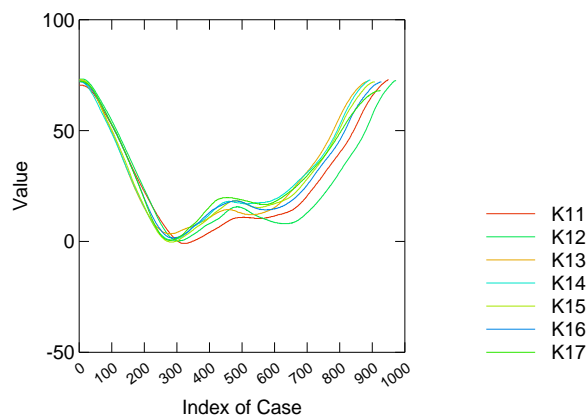
**Abb. 11 einfaches Gehen Treppe- Abwärts Aufwärts (rot: Knie, blau: Sprunggelenk)**



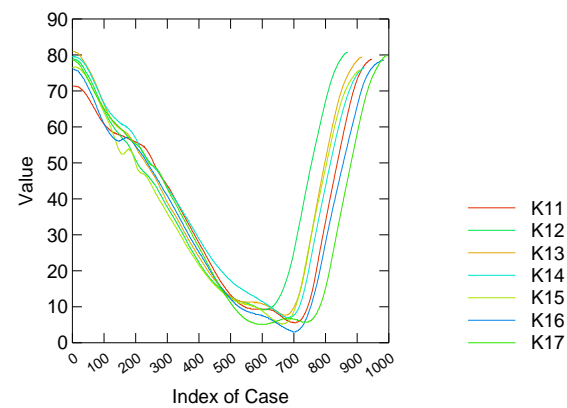
**Abb. 12 einfaches Gehen Treppe- (rot: Knie, blau: Sprunggelenk)**

In Abbildung 13 und 14 werden die bereits geschnittenen Zyklen für das rechte Knie und in den Abb. 15 und 16 die für das rechte Sprunggelenk graphisch veranschaulicht.

Die folgenden Kurven geben beispielhaft die Verläufe der 7 Schrittfolgen des rechten Beines wieder.

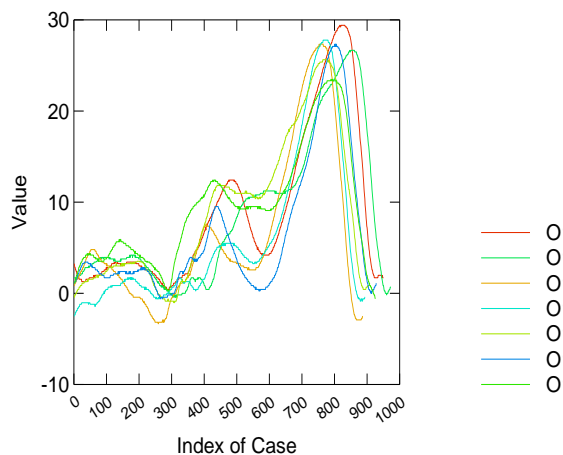


**Abb.13 Knie: einfaches Gehen Abwärts (geschnitten)**

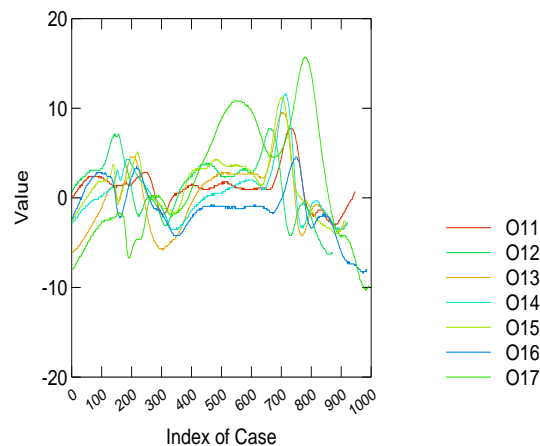


**Abb.14 Knie: einfaches Gehen Aufwärts (geschnitten)**





**Abb.15 Sprunggelenk: einfaches Gehen-Abwärts**



**Abb. 16 Sprunggelenk: einfaches Gehen-Aufwärts**

Anhand der obigen Grafiken sieht man sehr deutlich, dass sich die einzelnen Schrittfolgen schon während des einfachen Treppensteigens sei es während des Abstieges oder sei es während des Aufstieges nicht nur in ihrer Dauer, sondern auch in ihren Gradwerten unterscheiden.

Diese Unterschiede lassen sich am Sprunggelenk um einiges besser erkennen als am Knie.

An dieser Stelle soll aber auch noch mal darauf hingewiesen werden, dass die Daten der Sprunggelenksbewegungen nicht separat, sondern nach den jeweiligen Kniegelenksmaxima geschnitten wurden, d.h. es existieren keine separaten Dauern für die Bewegungen des Sprunggelenkes. Die Dauer der Einzelzyklen des Sprunggelenkes entspricht der des Knies.

Als Parameter wurden die Kniegelenkwinkel, die Sprunggelenkwinkel, die Dauern der jeweiligen Gangzyklen sowie die Varianzen, d.h. die Abweichungen von der Mittelwertskurve, bestimmt.

Beim Treppenabstieg ergibt sich für den Range des Knies ein Mittelwert von 70,62 Grad mit einer Standardabweichung von 9,23 während sich der Wert für die Dauer der einzelnen Gangzyklen auf 1225,00 ms (Standardabweichung = 105,04) beläuft und der Mittelwert für die Variabilität bei 1,88 (Standardabweichung= 0,85) liegt. Während des Treppenaufstiegs zeigen sich für das Kniegelenk Mittelwerte von 68,65 Grad (Standardabweichung= 12,26) für den Gelenkwinkel, 1245,13 ms (Standardabweichung= 114,01) für die Dauer, sowie 2,15 (Standardabweichung= 1,22) für die Variabilität.

Für das Sprunggelenk ergeben sich während des Treppensteigens abwärts ein Mittelwert von 23,58 Grad mit 9,01 Standardabweichung für den Gelenkwinkel und 2,24 (Standardabweichung= 1,03) für die Variabilität.

Beim Treppenaufstieg beläuft sich der Mittelwert für den Gelenkwinkel des Sprunggelenkes auf 19,06 Grad (Standardabweichung= 7,45) und der für die Variabilität auf 2,07 (Standardabweichung= 1,35). Die Dauern wurden wie oben bereits erwähnt nicht separat für das Sprunggelenk ermittelt, sondern entsprechen denen des Kniegelenkes.

Tab 3 gibt zusammenfassend noch einmal einen Überblick über die Werte der während des Treppensteigens gewonnenen Daten für die Gelenkwinkel, die Dauern und die Variabilität.

Im nicht- parametrischen Wilcoxon- Test mit Signifikanzniveau von 5% zeigen sich für das obere Sprunggelenk ( $p < 0,05$ ) signifikant größere Gelenkwinkel während des Treppenabstiegs als während des Treppenaufstieges.

Mit einem p- Wert von  $<0,05$  trifft dies auch für die Winkel des Kniegelenkes zu. Die Dauern unterscheiden sich zwar ebenfalls beim Treppensteigen abwärts und aufwärts, der Test stellt aber mit einem p-Wert von 0,11 keine signifikanten Unterschiede fest.

**Tab 3: Winkel in Grad, Dauer in ms, Schritt-zu-Schritt Variabilität; DS= Durchschnitt; sd= Standardabweichung**

		<b>Treppe abwärts Knie</b>	<b>Treppe aufwärts Knie</b>	<b>Treppe abwärts Sprunggelenk</b>	<b>Treppe aufwärts Sprunggelenk</b>
<b>Winkel</b>	DS (sd)	70,62 (9,23)	68,65 (12,26)	23,58 (9,01)	19,06 (7,45)
<b>Dauer</b>	DS (sd)	1225,00 (105,04)	1245,13 (114,01)	-----	-----
<b>Variabilität</b>	DS (sd)	1,88 (0,85)	2,15 (1,22)	2,24 (1,03)	2,07 (1,35)

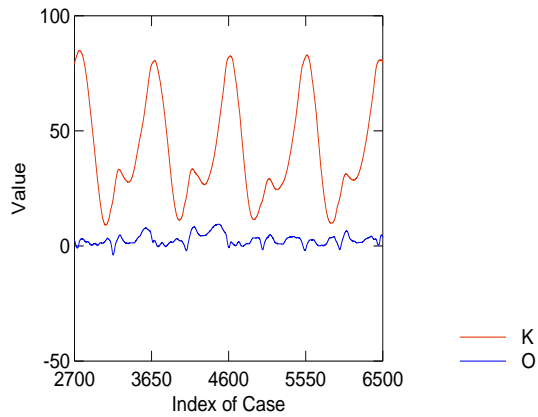
Diese für das einfache Treppengehen ohne zusätzliche Aufgabe ermittelten Resultate bilden die Basis dieses Experimentes und dienen im Weiteren als Vergleichswerte für die folgenden *Dual-task* Aufgaben.

### **3.1.2 Dual Task – numerische Aufgabe/ Zählen**

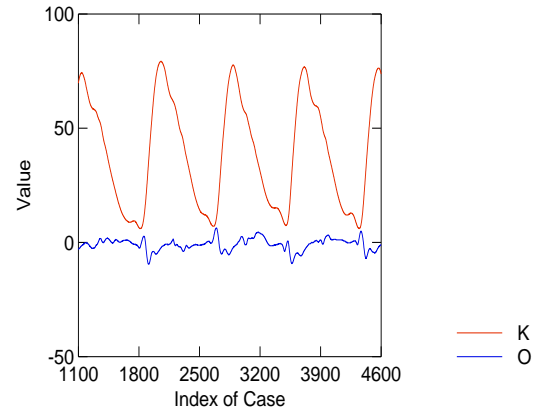
In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse zusammengefasst, die sich während der *Dual Task* Aufgabe „Zählen“ ermitteln ließen und werden mit den Resultaten des Experimentes *single task*- einfaches Gehen als Referenz verglichen.

Die Abbildungen 17 und 18 stellen dabei graphisch die wiederum noch ungeschnittenen Messdaten von 4 der jeweils 7 Gangzyklen dar. Exemplarisch werden hier die Kniewinkel und die Sprunggelenkwinkel derselben Testperson wie unter 3.1.1 einfaches Gehen aufgeführt.

Die rote Linie gibt den Verlauf der Kniegelenkwinkel wieder während die blaue Linie die Sprunggelenksveränderungen während des Treppensteigens aufzeigt. Die entsprechenden Winkel sind wiederum gegen die Zeit aufgetragen.



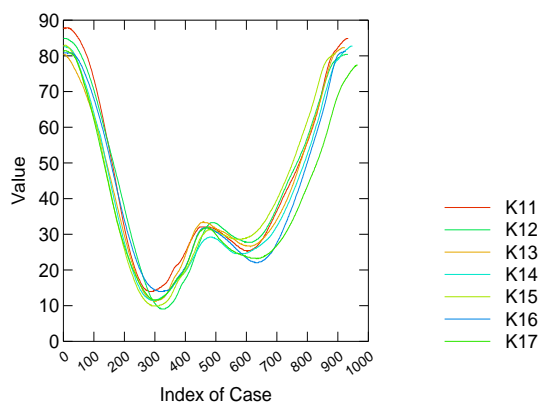
**Abb.17 „Zählen“ treppabwärts  
(ungeschnitten)**



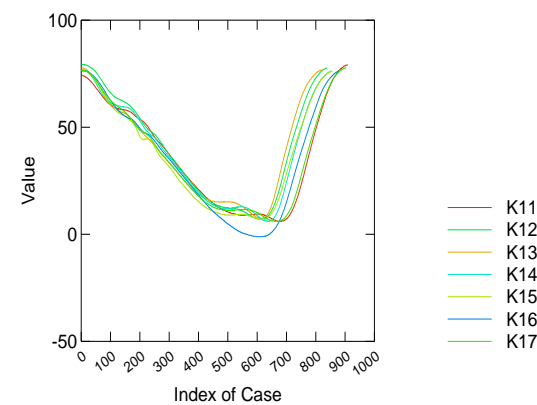
**Abb.18 „Zählen“ treppaufwärts  
(ungeschnitten)**

In Abbildung 19 und 20 werden die bereits geschnittenen Zyklen für das rechte Knie und in den Abbildungen 21 und 22 die für das rechte Sprunggelenk graphisch veranschaulicht.

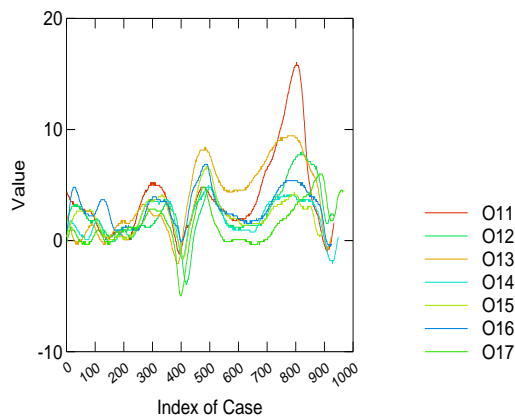
Die folgenden Kurven geben beispielhaft die Verläufe der 7 Zyklen des rechten Beines wieder während die Probanden nebenbei zum Gehen in ihrem eigenen Rhythmus zählten.



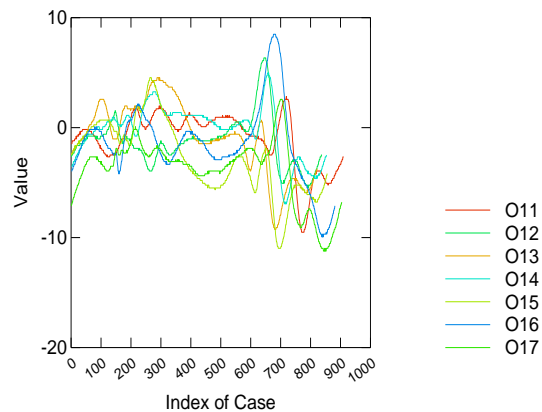
**Abb. 19 “Zählen” treppabwärts  
Knie (geschnitten)**



**Abb.20 „Zählen“ treppaufwärts  
Knie (geschnitten)**



**Abb. 21 „Zählen“ treppabwärts Sprunggelenk (geschnitten)**



**Abb.22 „Zählen“ treppaufwärts Sprunggelenk (geschnitten)**

Erneute Unterschiede der einzelnen Gangzyklen in ihren Winkelgraden und ihren Dauern allein während der numerischen Aufgabe werden dabei deutlich sichtbar.

Die Tabellen 4 (für das Knie) und 5 (für das Sprunggelenk) geben einen Überblick über die Veränderungen, die beim Treppensteigen abwärts und aufwärts während dieser *Dual task* Aufgabe aufgetreten sind und zeigen die Unterschiede in den jeweiligen Parametern im Vergleich zur *Single Task* Aufgabe „einfaches Gehen“ ohne kognitive Anforderung auf.

Beim Treppenabstieg ergibt sich für den Gelenkwinkel des Knies ein Mittelwert von 69,66 Grad mit einer Standardabweichung von 9,95 während sich der Wert für die Dauer der einzelnen Gangzyklen auf 1205,47 ms (Standardabweichung =130,59) beläuft und der Mittelwert für die Variabilität bei 2,23 (Standardabweichung=1,34) liegt.

Während des Treppenaufstiegs zeigen sich für das Kniegelenk Mittelwerte von 66,87 Grad (Standardabweichung=11,34) für den Winkel, 1219,43 ms (Standardabweichung=133,69) für die Dauer, sowie 1,83 (Standardabweichung=0,88) für die Variabilität.

Für das Sprunggelenk ergeben sich beim Stufenhinabsteigen ein Mittelwert von 24,63 Grad mit einer Standardabweichung von 12,90 für den Winkel und von 2,28 (Standardabweichung= 1,30) für die Variabilität.

Während des Gehens die Stufen hinauf beläuft sich der Mittelwert für den Sprunggelenkwinkel auf 19,44 Grad (Standardabweichung=7,12) und der für die Variabilität auf 2,19 (Standardabweichung=1,08). Die Dauern wurden wie oben bereits erwähnt nicht separat für das Sprunggelenk ermittelt, sondern entsprechen denen des Kniegelenkes.

Der Wilcoxon-Test zeigt für das Knie einerseits signifikante Unterschiede für den Kniegelenkwinkel ( $p_{ab}<0,05$ ) und für die Variabilität ( $p_{ab}<0,05$ ) während des Treppenabstieges und für die Dauer ( $p_{auf}<0,05$ ) und den Winkel ( $p_{auf}< 0,05$ ) andererseits beim Treppenaufstieg im Vergleich mit dem Treppengehen während der „Zählaufgabe“ auf.

Der Gelenkwinkel wird während des Zählens in dieser Versuchsreihe kleiner, die Variabilität im Knie beim Hinabsteigen der Stufen größer und die Dauer beim Aufstieg der Treppe kürzer. Sowohl für die Dauer beim Stufenhinabgehen ( $p_{ab}=0,09$ ) als auch für die Variabilität beim Stufenhinaufgehen ( $p_{auf}= 0,17$ ) lassen sich keine signifikanten Veränderungen feststellen.

Für das Sprunggelenk konnten im Wilcoxon- Test mit Signifikanzniveau von 5% weder für den Gelenkwinkel noch für die Schritt-zu- Schritt Variabilität signifikante Veränderungen während des Treppensteigens ermittelt werden.

**Tab. 4 Dauer in ms, Winkel in Grad und Variabilität des rechten Knies während einfachen Gehens und *Dual Task* „Zählen“; DS= Durchschnitt, sd= Standardabweichung**

Aufgabe		Treppenabstieg		Treppenaufstieg	
		einfaches Gehen	„Zählen“	einfaches Gehen	„Zählen“
<b>Dauer</b>	DS	1225,00	1205,47	<b>1245,13<sup>b</sup></b>	<b>1219,43<sup>a</sup></b>
	sd	105,04	130,59	114,01	133,69
<b>Winkel</b>	DS	<b>70,61<sup>b</sup></b>	<b>69,66<sup>a</sup></b>	<b>68,65<sup>b</sup></b>	<b>66,87<sup>a</sup></b>
	sd	9,23	9,95	12,26	11,34
<b>Variabilität</b>	DS	<b>1,88<sup>b</sup></b>	<b>2,23<sup>a</sup></b>	2,15	1,83
	sd	0,85	1,34	1,22	0,88

<sup>a</sup> Signifikanter Unterschied zum einfachen Gehen

<sup>b</sup> Signifikanter Unterschied zur Zähl Aufgabe

**Tab.5 Winkel in Grad und Variabilität des rechten Sprunggelenks im Vergleich „einfaches Gehen“ und *Dual Task* „Zählen“; DS = Durchschnitt, sd= Standardabweichung**

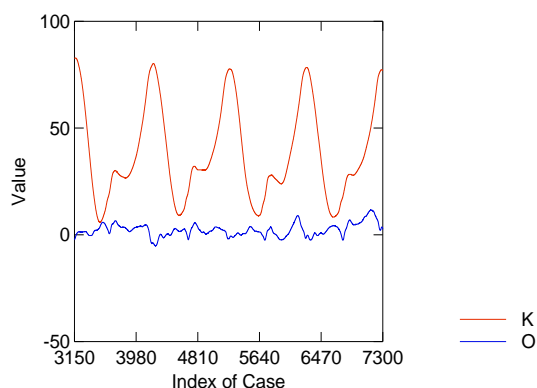
Aufgabe		Treppenabstieg		Treppenaufstieg	
		einfaches Gehen	„Zählen“	einfaches Gehen	„Zählen“
<b>Winkel</b>	DS	23,58	24,63	19,06	19,44
	sd	9,01	12,90	7,45	7,16
<b>Variabilität</b>	DS	2,24	2,28	2,07	2,19
	sd	1,03	1,30	1,35	1,08

### 3.1.3 Dual Task- “Rechnen”

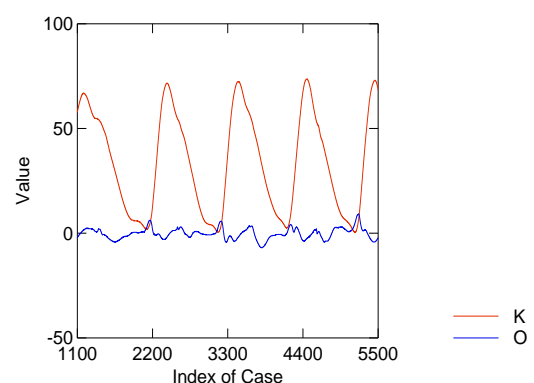
Als zweite kognitive Aufgabe und zum Abschluss dieses Experimentes wurde den Probanden eine Rechenaufgabe gestellt.

Im Vorfeld der Ergebnispräsentation „Rechenaufgabe“ soll hier schon einmal darauf hingewiesen werden, dass der wissenschaftliche Mitarbeiter aufgrund der äußeren Rahmenbedingungen nicht die genaue Fehleranzahl der einzelnen Versuchspersonen während der Rechenaufgabe ermitteln und für jede einzelne Versuchsperson schriftlich festhalten konnte. Es fiel jedoch auf, dass keiner der Probanden die Anforderung komplett fehlerfrei lösen konnte und dass einige Studienteilnehmer sogar mit der Hand zum Geländer griffen, um sicherer die Treppenstufen bewältigen zu können.

In den Abbildungen 23 und 24 werden wie bereits bei der Aufgabe „einfaches Gehen“ sowie bei der *Dual task* Aufgabe „Zählen“ die ungeschnittenen Graphen von 4 der 7 gemessenen Gangzyklen dargestellt. Die rote Kurve gibt dabei die Bewegung des rechten Knies an, während die blaue Kurve die des rechten Sprunggelenkes wiedergibt.



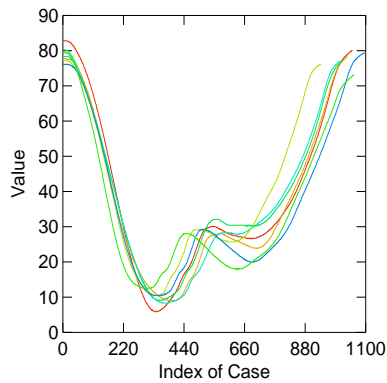
**Abb. 23 “Rechnen” treppabwärts  
(ungeschnitten)**



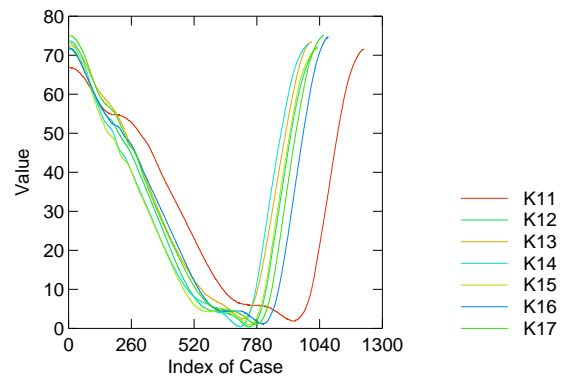
**Abb. 24 „Rechnen“ treppaufwärts  
(ungeschnitten)**



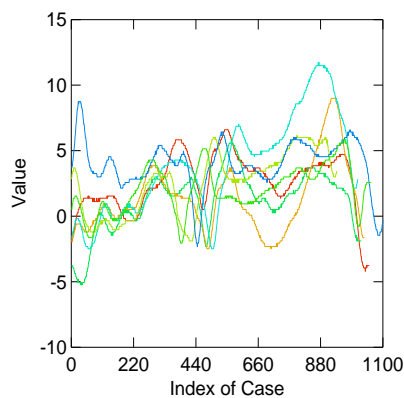
Die im Anschluss geschnittenen Daten werden graphisch in den Abbildungen 25 und 26 für das Knie, sowie in den Abbildungen 27 und 28 für das Sprunggelenk dargestellt.



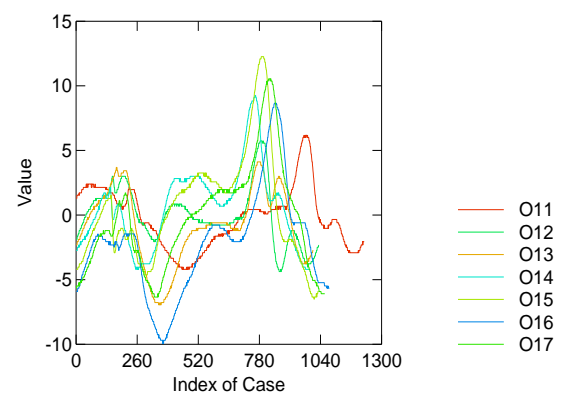
**Abb. 25 „Rechnen“ treppabwärts Knie (geschnitten)**



**Abb.26 „Rechnen“ treppaufwärts Knie (geschnitten)**



**Abb. 27 „Rechnen“ treppabwärts Sprunggelenk (geschnitten)**



**Abb.28 „Rechnen“ treppaufwärts Sprunggelenk (geschnitten)**

Auch hier können wieder gravierende Unterschiede hinsichtlich der einzelnen Dauern und Winkelgraden der jeweiligen Gangzyklen allein während der arithmetic task „Rechnen“ beobachtet werden.

Tabelle 6 und 7 zeigen sowohl die Ergebnisse der Rechenaufgabe als auch die Resultate des direkten Vergleiches mit dem „einfachen Gehen“ und der *dual task* Aufgabe „Zählen“ für das rechte Knie und das rechte Sprunggelenk an.

Beim Treppenabstieg ergibt sich für den Gelenkwinkel des Knies ein Mittelwert von 66,12 Grad mit einer Standardabweichung von 9,23 während sich der Wert für die Dauer der einzelnen Gangzyklen auf 1468,24 ms (Standardabweichung =277,70) beläuft und der Mittelwert für die Variabilität bei 2,58 (Standardabweichung=1,30) liegt.

Während des Treppenaufstiegs zeigen sich für das Kniegelenk Mittelwerte von 65,23 Grad (Standardabweichung=11,87) für den Winkel, 1400,46 ms (Standardabweichung=244,10) für die Dauer, sowie 1,89 (Standardabweichung=0,78) für die Variabilität.

Für das Sprunggelenk ergeben sich beim Stufenhinabsteigen ein Mittelwert von 22,08 Grad mit einer Standardabweichung von 8,44 für den Gelenkwinkel und von 2,33 (Standardabweichung=1,12) für die Variabilität.

Während des Gehens die Stufen hinauf beläuft sich unter dieser Testbedingung der Mittelwert für den Winkel des Sprunggelenkwinkels auf 20,46 Grad (Standardabweichung= 8,99) und der für die Variabilität auf 1,92 (Standardabweichung=1,02). Die Dauern wurden wie oben bereits erwähnt nicht separat für das Sprunggelenk ermittelt, sondern entsprechen denen des Kniegelenkes.

Im Wilcoxon- Test wird sichtbar, dass sich die Resultate der Rechenaufgabe für das rechte Knie in allen drei Komponenten (Dauer, Gelenkwinkel, Variabilität) während des Treppenabstieges deutlich von denen der Aufgabe „einfaches Gehen“, sowie von denen der „Zählaufgabe“ unterscheiden. Während des Rechnens beim Stufen Hinabsteigen zeigen sich

signifikante Unterschiede für die Dauer im Vergleich zum einfachen Treppen Hinuntergehen ( $p_{\text{single}} < 0,05$ ) und während des Zählens ( $p_{\text{numeric}} < 0,05$ ).

Die Ganggeschwindigkeit nimmt unter der Rechenaufgabe ab. Durch das Rechnen werden auch der Gelenkwinkel und die Variabilität sichtbar beeinflusst.

Der Winkel des Knies verkleinert sich signifikant ( $p < 0,05$ ) in Bezug auf die beiden anderen Testbedingungen während die Variabilität signifikant zunimmt ( $p_{\text{single}} < 0,05$ ;  $p_{\text{numeric}} < 0,05$ ).

Beim Treppenaufstieg unter der Rechenaufgabe zeigen sich für die Bewegung des Knies signifikante Unterschiede in der Dauer ( $p_{\text{auf}} < 0,05$ ) und im Gelenkwinkel ( $p_{\text{single}} < 0,05$ ;  $p_{\text{numeric}} < 0,05$ ). Die Kniebewegung verlängert sich, d.h. die Geschwindigkeit nimmt ab während der Winkel sich verkleinert.

Für die Variabilität zeigt der Test keine signifikanten Veränderungen ( $p_{\text{single}} = 0,37$ ;  $p_{\text{numeric}} = 0,76$ ) an.

Für das rechte Sprunggelenk ermittelt der Wilcoxon-Test während des Stufenhinuntersteigens einen signifikanten Unterschied für den Winkel ( $p_{\text{single}} < 0,05$ ;  $p_{\text{numeric}} = 0,12$ ) in Bezug auf das einfache Hinuntergehen, nicht aber in Bezug auf die numerische Aufgabe. Der Gelenkwinkel wird deutlich kleiner. Es konnten keine signifikanten Veränderungen für die Variabilität verglichen mit den zwei anderen Testbedingungen ( $p_{\text{single}} = 0,42$ ;  $p_{\text{numeric}} = 0,51$ ) festgestellt werden.

Des Weiteren zeigt der Wilcoxon-Test einen signifikanten Unterschied für das Sprunggelenk während des Treppenaufstieges bezüglich der Schritt-zu-Schritt Variabilität an. Verglichen mit der „Zähl-Aufgabe“ nimmt die Variabilität signifikant ab ( $p_{\text{numeric}} < 0,05$ ). Für den Winkel ( $p_{\text{single}} = 0,26$ ,  $p_{\text{numeric}} = 0,50$ ) sowie für die Variabilität ( $p_{\text{single}} = 0,75$ ) des rechten Sprunggelenkes während des Gehens die Stufen hinauf kann der Test keine signifikanten Veränderungen ermitteln.

**Tab. 6 Dauer in ms, Winkel in Grad und Variabilität rechtes Knie während „einfaches Gehen“ sowie *Dual Task* „Zählen“ und „Rechnen“; DS= Durchschnitt, sd= Standardabweichung**

Aufgabe		Treppenabstieg			Treppenaufstieg		
		einfaches Gehen	„Zählen“	„Rechnen“	einfaches Gehen	„Zählen“	„Rechnen“
<b>Dauer</b>	DS	<b>1225,00<sup>c</sup></b>	<b>1205,47<sup>c</sup></b>	<b>1468,24<sup>a,b</sup></b>	<b>1245,13<sup>b,c</sup></b>	<b>1219,43<sup>a,c</sup></b>	<b>1400,46<sup>a,b</sup></b>
	sd	105,042	130,593	277,703	114,01	133,69	244,10
<b>Winkel</b>	DS	<b>70,6124<sup>b,c</sup></b>	<b>69,658<sup>a,c</sup></b>	<b>66,123<sup>a,b</sup></b>	<b>68,653<sup>b,c</sup></b>	<b>66,87<sup>a,c</sup></b>	<b>65,30<sup>a,b</sup></b>
	sd	9,226	9,953	9,228	12,262	11,34	11,87
<b>Variabilität</b>	DS	<b>1,88<sup>b,c</sup></b>	<b>2,23<sup>a,c</sup></b>	<b>2,58<sup>a,b</sup></b>	2,15	1,83	1,89
	sd	0,85	1,34	1,30	1,22	0,88	0,78

<sup>a</sup> Signifikanter Unterschied zum einfachen Gehen

<sup>b</sup> Signifikanter Unterschied zur Zähltaufgabe

<sup>c</sup> Signifikanter Unterschied zur Rechenaufgabe

**Tab. 7 Dauer (ms), Winkel (Grad), Variabilität rechtes OSG während Aufgabe „einfaches Gehen“ und Aufgabe „Zählen“/ „Rechnen“, DS= Durchschnitt, sd= Standardabweichung**

Aufgabe		Treppenabstieg			Treppenaufstieg		
		Einfaches Gehen	„Zählen“	„Rechnen“	Einfaches Gehen	„Zählen“	„Rechnen“
<b>Winkel</b>	DS	23,58	24,63	<b>22,08<sup>a</sup></b>	19,06	19,44	20,46
	sd	9,01	12,90	8,44	7,45	7,16	8,99
<b>Variabilität</b>	DS	2,24	2,28	2,33	2,07	<b>2,19<sup>c</sup></b>	<b>1,92<sup>b</sup></b>
	sd	1,03	1,29	1,12	1,35	1,08	1,02

<sup>a</sup> Signifikanter Unterschied zum einfachen Gehen

<sup>b</sup> Signifikanter Unterschied zur Zähltaufgabe

<sup>c</sup> Signifikanter Unterschied zur Rechenaufgabe

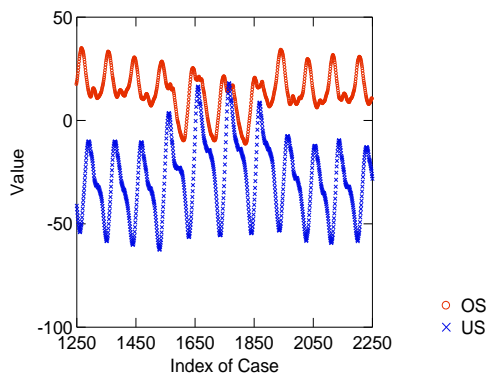
## 3.2 Zweite experimentelle Versuchsreihe

### 3.2.1. „einfaches Treppensteigen“- *single task*

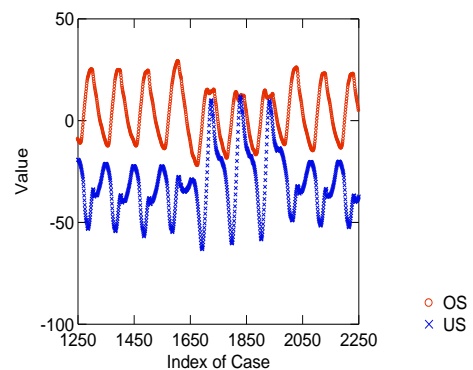
Die nachfolgenden Ergebnisse der Aufgabe „einfaches Treppensteigen“ geben den natürlichen Bewegungsablauf der Testteilnehmer während des Treppenabstiegs bzw. des Treppenaufstiegs wieder. Diese sollen vor allem als Referenz für die ermittelten Werte während des *Dual taskings* herangezogen werden.

Die Abbildungen 29 und 30 stellen exemplarisch die noch ungeschnittenen Graphen von 6 der insgesamt 11-12 gemessenen Gangzyklen jeweils einer Testperson aus dem 15-köpfigen Probandenkollektiv dar. Anhand der Graphen ist ersichtlich, dass die normalen Gangzyklen nicht durchgängig sind, sondern jeweils durch diejenigen Zyklen über die Plateauphase unterbrochen sind.

In den beiden Grafiken sind sowohl die Bewegungen des rechten Oberschenkels (siehe dazu die rote Kurve) als auch die des rechten Unterschenkels (blaue Kurve) während des Treppensteigens dargestellt. Die für den Unterschenkel und für den Oberschenkel ermittelten Winkel sind hierbei gegen die Zeit aufgetragen.



**Abb. 29 einfaches Gehen treppabwärts**  
(rot: Oberschenkel, blau: Unterschenkel)



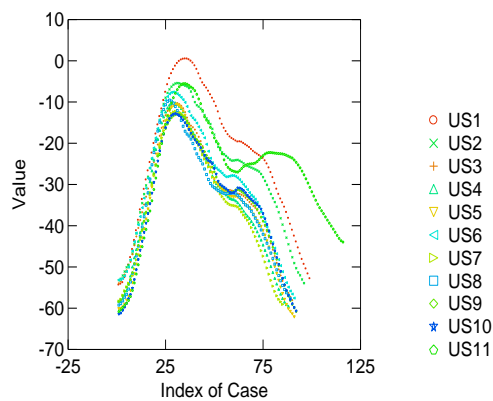
**Abb. 30 einfaches Gehen treppeaufwärts**  
(rot: Oberschenkel, blau: Unterschenkel)

Die jeweiligen Minima in den blauen Kurven geben dabei die maximal erreichte Unterschenkelbeugung an, gefolgt von der langsamen Unterschenkelstreckung

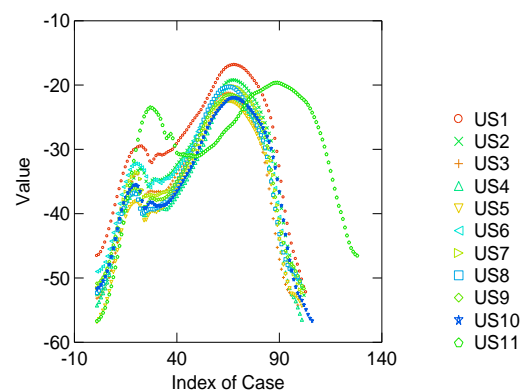
(Graph wandert in Richtung Nullwert) über die Standphase bis hin zur erneuten maximalen Beugung.

Die bereits geschnittenen Zyklen für den rechten Unterschenkel werden in Abb. 31 und 32 und die für den rechten Oberschenkel in den Abb. 33 und 34 graphisch veranschaulicht.

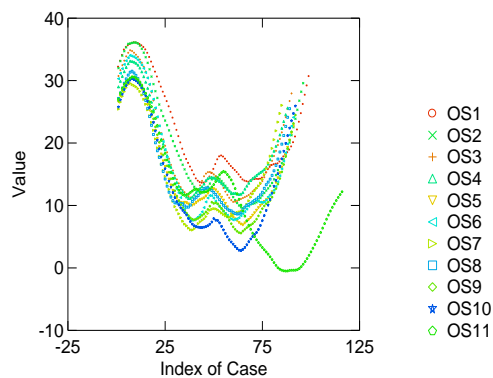
Die folgenden Kurven geben beispielhaft die Verläufe der 11 Schrittfolgen des rechten Beines wieder.



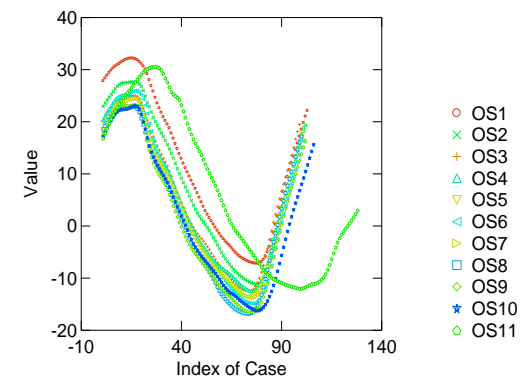
**Abb. 31 Unterschenkel treppabwärts (geschnitten)**



**Abb. 32 Unterschenkel treppaufwärts (geschnitten)**



**Abb. 33 Oberschenkel treppabwärts (geschnitten)**



**Abb. 34 Oberschenkel: treppaufwärts (geschnitten)**

Anhand der obigen Grafiken sieht man sehr deutlich, dass sich die einzelnen Gangzyklen schon während des einfachen Treppensteigens sei es während des Abstieges oder sei es während des Aufstieges nicht nur in ihrer Dauer, sondern auch in ihren Gradwerten unterscheiden.

Diese Unterschiede lassen sich gleichermaßen an Unterschenkel und an Oberschenkel erkennen.

An dieser Stelle soll aber auch noch mal darauf hingewiesen werden, dass die Daten der Oberschenkelbewegungen nicht separat, sondern nach den jeweiligen Unterschenkelminima geschnitten wurden, d.h. es existieren keine separaten Dauern für die Bewegungen des Oberschenkels. Die Dauer der Einzelzyklen des Oberschenkels entspricht der des Unterschenkels.

Als Parameter wurden die Winkel des Unterschenkels und des Oberschenkels zu einer entsprechenden Referenzebene im Raum, die Dauern der jeweiligen Gangzyklen sowie die Varianzen, d.h. die Abweichungen von der Mittelwertskurve, bestimmt. Aufgrund der teilweise variierenden Aufgabenstellung hinsichtlich der zwei Treppenabschnitte, d.h. vor bzw. nach Überquerung des Plateaus, werden die obigen Komponenten entsprechend des ersten oder zweiten Abschnittes separat ausgewertet und verglichen.

Beim Treppenabstieg ergibt sich für den Kniegelenkwinkel des Unterschenkels im ersten Teil ein Mittelwert von 54,24 Grad mit einer Standardabweichung von 7,58 während der des zweiten Teiles 53,04 Grad bei einer Standardabweichung von 8,39 beträgt.

Die Werte für die Dauern der einzelnen Gangzyklen belaufen sich auf 881,71 ms (Standardabweichung = 183,56) im ersten Treppenabschnitt und 879,48 ms (Standardabweichung = 211,00) im zweiten Abschnitt. Der Mittelwert für die Variabilität liegt bei 4,86 (Standardabweichung = 3,37) bzw. bei 2,81 mit einer Standardabweichung von 2,47.

Während des Treppenaufstiegs zeigen sich für den Unterschenkel Mittelwerte von 35,17 Grad (Standardabweichung= 6,32) bzw. 34,48 Grad bei einer Standardabweichung von 6,25 für den Gelenkwinkel, 1031,56 ms (Standardabweichung= 157,77) bzw. 1069,26 ms (Standardabweichung = 188,79)

für die Dauer, sowie 3,80 (Standardabweichung= 3,05) bzw. 2,33 bei einer Standardabweichung von 3,02 für die Variabilität.

Für den Oberschenkel ergeben sich während des Treppensteigens abwärts vor Erreichen des Plateaus ein Mittelwert von 26,63 Grad mit 6,86 Standardabweichung und nach Überqueren des Plateaus von 24,32 Grad bei einer Standardabweichung von 4,94 für den Winkel und 3,89 (Standardabweichung= 2,95) bzw. 2,72 (Standardabweichung =1,77) für die Variabilität.

Beim Treppenaufstieg beläuft sich der Mittelwert für den Oberschenkelwinkel auf 43,97 Grad (Standardabweichung= 6,51) bzw. 42,83 Grad für den zweiten Treppenabschnitt mit einer Abweichung von 6,33. Die Variabilität beträgt 4,33 (Standardabweichung = 4,21) bzw 2,43 (Standardabweichung = 2,04). Die Dauern wurden wie oben bereits erwähnt nicht separat für den Oberschenkel ermittelt, sondern entsprechen denen des Unterschenkels.

Die Tabellen 8 und 9 geben jeweils zusammenfassend noch einmal einen Überblick über die Daten für die Winkel, die Dauern und die Variabilität des Unterschenkels sowie des Oberschenkels, die während des einfachen Treppensteigens ohne zusätzliche Aufgabe gewonnen wurden.

Im nicht- parametrischen Wilcoxon- Test mit Signifikanzniveau von 5% zeigen sich für den Unterschenkel weder für die 2 Treppenabschnitte während des Treppenabstieges ( $p_{ab}= 0,25$ ) noch für die während des Treppenaufstieges ( $p_{auf}=0,23$ ) signifikant größere Winkel. Dasselbe trifft auch auf die Winkel für den Oberschenkel zu ( $p_{ab}= 0,16$  und  $p_{auf}= 0,32$ ).

In Bezug auf die Dauern stellt der Test für die beiden Abschnitte vor und nach Überquerung des Plateaus mit einem  $p_{auf}$ -Wert  $<0,05$  beim Aufwärtsgehen signifikante Unterschiede fest. Die Dauern sind im ersten Abschnitt wesentlich kürzer als im zweiten Abschnitt. Dies trifft jedoch nicht auf die Dauern beim Abwärtsgehen zu ( $p_{ab}=0,41$ ).

Die Schritt-zu- Schritt Variabilität betreffend gibt der Test signifikante Unterschiede sowohl für den Unterschenkel während des Treppenabstieges ( $p_{ab}<0,05$ ) sowie des Treppenaufstieges ( $p_{auf}<0,05$ ) als auch für den Oberschenkel beim Abwärtsgehen ( $p_{ab}<0,05$ ) und beim Aufwärtsgehen ( $p_{auf}<0,05$ ) bezogen auf die beiden Treppenabschnitte an. Die Variation nimmt hierbei in den beiden Messreihen jeweils ab.



**Tab 8 Winkel in Grad, Dauer in ms, Schritt-zu-Schritt Variabilität Unterschenkel (US), DS = Durchschnitt, sd= Standardabweichung**

		Treppe abwärts 1.Teil US	Treppe abwärts 2.Teil US	Treppe aufwärts 1.Teil US	Treppe aufwärts 2.Teil US
<b>Winkel</b>	DS	54,24	53,04	35,17	34,48
	sd	7,58	8,39	6,32	6,25
<b>Dauer</b>	DS	881,71	879,48	1031,56	1069,26
	sd	183,56	211,00	157,77	188,79
<b>Variabilität</b>	DS	4,86	3,16	3,90	2,65
	sd	3,37	2,70	3,19	3,02

**Tab. 9 Winkel in Grad, Dauer in ms, Schritt-zu-Schritt Variabilität Oberschenkel (OS), DS= Durchschnitt, sd= Standardabweichung**

		Treppe abwärts 1.Teil OS	Treppe abwärts 2.Teil OS	Treppe aufwärts 1.Teil OS	Treppe aufwärts 2.Teil OS
<b>Winkel</b>	DS	25,63	24,32	43,97	42,83
	sd	6,86	4,94	6,51	6,33
<b>Variabilität</b>	DS	3,89	2,41	4,12	2,72
	sd	2,95	1,85	4,02	2,46

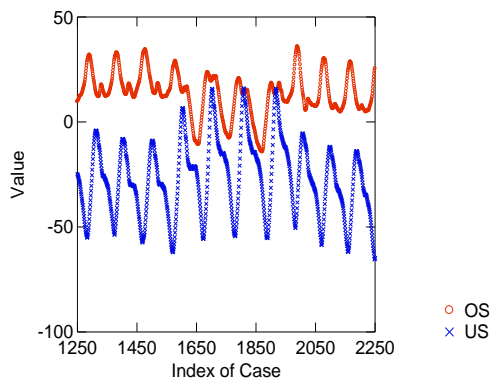
Die in dieser Messreihe ermittelten Resultate bilden wie im ersten Experiment die Grundlage dieses zweiten Experimentes und dienen im Weiteren als Vergleichswerte für die folgenden *Dual-task* Aufgaben.

### 3.2.2. Dual task- „Zählen“

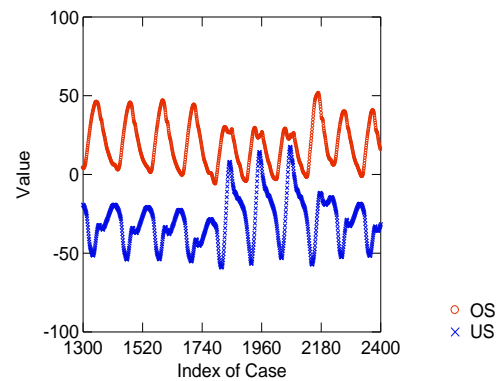
In diesem Abschnitt werden die Resultate zusammengefasst, die sich während der Aufgabe „Zählen“ ermitteln ließen und werden mit den Ergebnissen des Experimentes *single task* „einfaches Gehen“ als Referenz verglichen.

Die Abbildungen 35 und 36 stellen dabei graphisch die noch ungeschnittenen Messdaten von 5-6 der jeweils 11-12 Schrittfolgen dar, wobei hier wiederum noch die Zyklen über das Treppenplateau erkennbar sind. Exemplarisch werden hierbei die Unterschenkelwinkel und die Oberschenkelwinkel derselben Testperson wie unter 3.2.1 einfaches Gehen aufgeführt.

Die rote Linie gibt den Verlauf der zu einer bestimmten Referenzebene im Raum ermittelten Oberschenkelwinkel wieder während die blaue Linie die Unterschenkelveränderungen während des Treppensteigens aufzeigt. Die entsprechenden Winkel in Grad (y-Achse) sind gegen die Zeit in ms (x-Achse) aufgetragen.



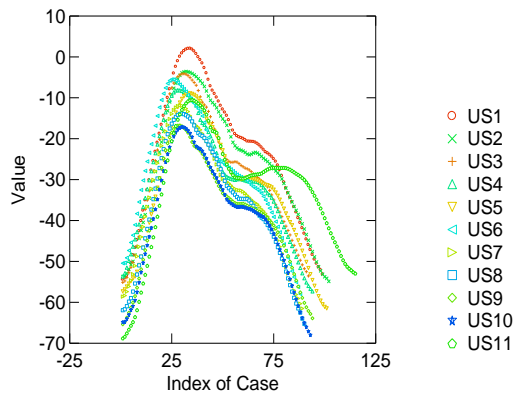
**Abb 35 „Zählen“ treppabwärts**  
(rot: Oberschenkel, blau: Unterschenkel)



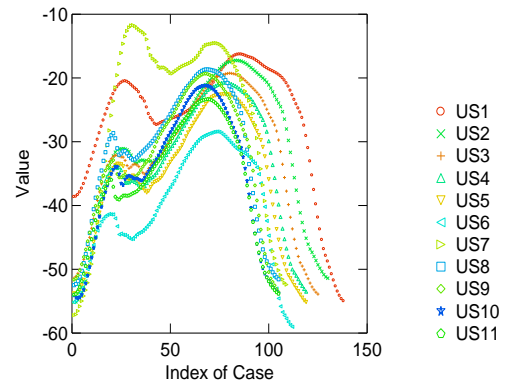
**Abb. 36 „Zählen“ treppaufwärts**  
(rot:Oberschenkel,blau:Unterschenkel)

In Abbildung 37 und 38 werden die bereits geschnittenen Zyklen für den rechten Unterschenkel und in den Abbildungen 39 und 40 die für den rechten Oberschenkel graphisch veranschaulicht. Die folgenden Kurven geben beispielhaft die Verläufe der 11 Zyklen des rechten Beines wieder, während die Probanden nebenbei zum Gehen im ersten Treppenabschnitt in ihrem eigenen Rhythmus zählen durften und nach

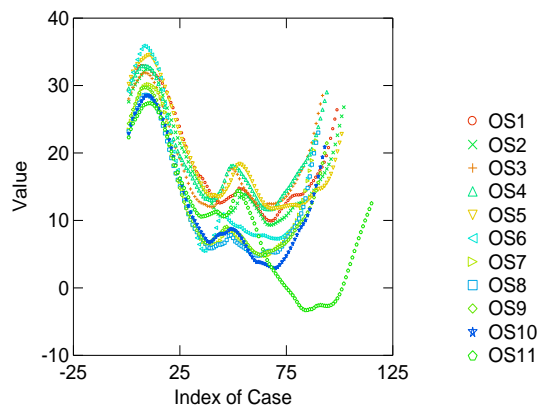
Überqueren des Plateaus der Aufgabe „schnellst möglichst zählen“ nachkommen sollten.



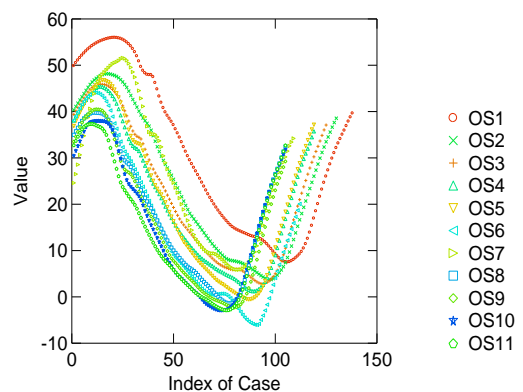
**Abb. 37** „Zählen“ treppabwärts Unterschenkel (geschnitten)



**Abb. 38** „Zählen“ treppaufwärts Unterschenkel (geschnitten)



**Abb. 39** „Zählen“ treppabwärts Oberschenkel (geschnitten)



**Abb. 40** „Zählen“ treppaufwärts Oberschenkel (geschnitten)

Beim Betrachten der jeweiligen Grafiken werden erneute Unterschiede der einzelnen Gangzyklen in ihren Winkelgraden und ihren Dauern allein während der „Zähl“-Aufgabe deutlich sichtbar.

Die Tabellen 10 (für den Oberschenkel) und 11 (für den Unterschenkel) geben einen Überblick über die Veränderungen, die beim Treppensteigen abwärts und aufwärts während dieser *Dual task* Aufgabe aufgetreten sind und zeigen die Unterschiede in den jeweiligen Parametern im Vergleich zur Aufgabe „einfaches Gehen“ ohne kognitive Anforderung auf.

**Table 10 Winkel in Grad, Schritt-zu-Schritt Variabilität Oberschenkel, DS= Durchschnitt, sd= Standardabweichung**

Aufgabe		Treppenabstieg		Treppenaufstieg	
		Einfaches Gehen	„Zählen“	Einfaches Gehen	„Zählen“
Winkel	DS	1.) 25,63 2.) <b>24,32<sup>be</sup></b>	1.) <b>26,54<sup>d</sup></b> 2.) <b>26,65<sup>d</sup></b>	1.) 43,97 2.) 42,83	1.) 43,56 2.) <b>41,24<sup>b</sup></b>
	sd	1.) 6,86 2.) 4,94	1.) 5,42 2.) 5,85	1.) 6,51 2.) 6,33	1.) 8,26 2.) 8,66
Variabilität	DS	1) <b>3,89<sup>bcddef</sup></b> 2) <b>2,86<sup>a</sup></b>	1) <b>3,20<sup>ac</sup></b> 2) <b>3,15<sup>a</sup></b>	1) <b>4,12<sup>def</sup></b> 2) <b>2,72<sup>ab</sup></b>	1) <b>3,82<sup>def</sup></b> 2) <b>2,72<sup>abc</sup></b>
	sd	1) 2,95 2) 2,38	1) 2,40 2) 2,46	1) 4,02 2) 2,46	1) 2,82 2) 2,26

**Tab 11 Winkel in Grad, Dauer in ms, Schritt-zu-Schritt Variabilität Unterschenkel, DS= Durchschnitt, sd= Standardabweichung**

Aufgabe		Treppenabstieg		Treppenaufstieg	
		Einfaches Gehen	„Zählen“	Einfaches Gehen	„Zählen“
Dauer	DS	1.) <b>881,71<sup>b</sup></b> 2.) <b>879,48<sup>b</sup></b>	1.) <b>938,68<sup>ae</sup></b> 2.) 929,18	1.) <b>1031,56<sup>d</sup></b> 2.) <b>1069,26<sup>ae</sup></b>	1.) 1049,21 2.) <b>1038,81<sup>d</sup></b>
	sd	1.) 183,56 2.) 210,00	1.) 160,50 2.) 140,51	1.) 157,77 2.) 188,79	1.) 148,14 2.) 137,28
Winkel	DS	1.) 54,24 2.) <b>53,04<sup>be</sup></b>	1.) <b>53,76<sup>d</sup></b> 2.) <b>53,88<sup>d</sup></b>	1.) <b>35,17<sup>be</sup></b> 2.) <b>34,48<sup>be</sup></b>	1.) <b>37,33<sup>ad</sup></b> 2.) <b>37,92<sup>ad</sup></b>
	sd	1.) 7,58 2.) 8,39	1.) 8,56 2.) 9,32	1.) 6,32 2.) 6,25	1.) 8,16 2.) 8,87
Variabilität	DS	1) <b>4,86<sup>cdef</sup></b> 2) <b>2,81<sup>abc</sup></b>	1) <b>4,61<sup>def</sup></b> 2) <b>3,02<sup>abc</sup></b>	1) <b>3,90<sup>def</sup></b> 2) <b>2,65<sup>abc</sup></b>	1) <b>3,44<sup>de</sup></b> 2) <b>2,44<sup>abc</sup></b>
	sd	1) 3,37 2) 2,47	1) 4,27 2) 2,02	1) 3,19 2) 3,02	1) 2,85 2) 1,98

- <sup>a</sup> Signifikanter Unterschied zu "einfaches" Gehen 1. Treppenabschnitt
- <sup>b</sup> Signifikanter Unterschied zu "Zählen" 1. Treppenabschnitt
- <sup>c</sup> Signifikanter Unterschied zu "Rechnen" 1. Treppenabschnitt
- <sup>d</sup> Signifikanter Unterschied zu "einfaches Gehen" 2. Treppenabschnitt
- <sup>e</sup> Signifikanter Unterschied zu "Zählen" 2. Treppenabschnitt
- <sup>f</sup> Signifikanter Unterschied zu „Rechnen“ 2. Treppenabschnitt

- 1) 1. Abschnitt der Treppe (vor Überqueren des Plateaus)
- 2) 2. Abschnitt der Treppe (nach Überqueren des Plateaus)

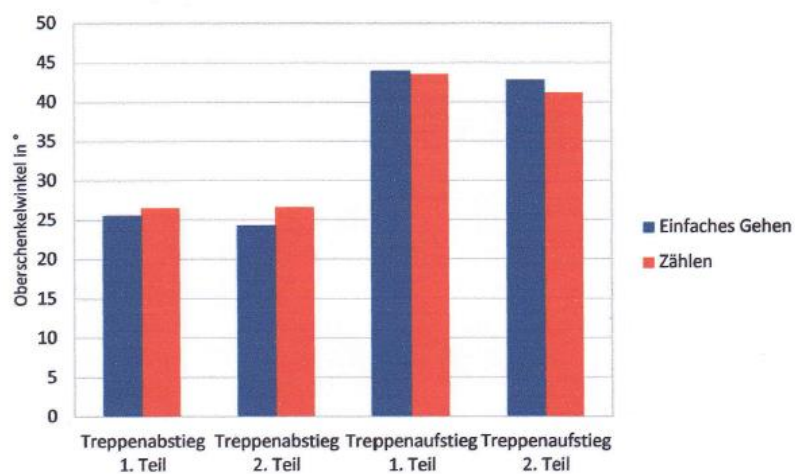


Abb. 41 graphische Darstellung der Oberschenkelwinkel in Grad

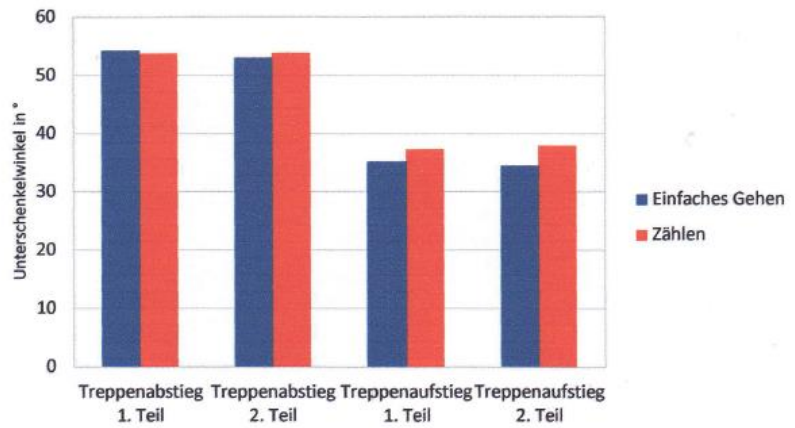


Abb. 42 graphische Darstellung der Unterschenkelwinkel in Grad

Beim Treppenabstieg ergibt sich für den Winkel des Oberschenkels bei der „Zähl“-Aufgabe im ersten Treppenabschnitt ein Mittelwert von 26,54 Grad bei einer Standardabweichung von 5,42 und im zweiten Abschnitt von 26,65 Grad mit einer Standardabweichung von 5,85. Der Wert für die Variabilität liegt bei 3,15 (SD= 2,38) bzw. bei 2,78 (SD= 2,05).

Während des Treppenaufstiegs zeigen sich für den Oberschenkel Mittelwerte von 43,56 Grad bzw. 41,24 Grad bei Standardabweichungen von 8,26 und 8,66 für den Winkel sowie 3,99 bzw. 2,53 für die Variabilität (SD= 3,02 und 2,09). Separate Dauern für den Oberschenkel wurden nicht ermittelt.

Der Wert für die Dauer der einzelnen Gangzyklen während des Herunterlaufens der Treppe beläuft sich unter der *Dual task*- Aufgabe „Zählen“ auf 938,68 ms (Standardabweichung =160,50) im ersten Absatz bzw. 929,18 ms (SD= 140,51) im zweiten Absatz. Für den Winkel des Unterschenkels ergibt sich hierbei ein Mittelwert von 53,76 Grad (SD= 8,56) bzw. 53,88 Grad bei einer Standardabweichung von 9,32. Die Variabilität liegt bei 4,61 (Standardabweichung= 4,25) bzw. 2,94 (SD= 1,97).

Beim Hinauflaufen der Stufen werden für die Dauern Werte von 1049,21 ms bzw. 1038,81 ms (SD= 148,14 bzw. SD= 137,28) erzielt.

Für den Winkel des Unterschenkels beim Treppenaufstieg ergeben sich Werte von 37,33 Grad sowie von 37,92 Grad bei einer Standardabweichung von jeweils 8,16 und 8,87. Die Variabilität liegt in dieser Messreihe bei 3,29 für den ersten Treppenabschnitt und 2,27 für den zweiten Treppenabschnitt. Die jeweiligen Standardabweichungen belaufen sich dabei auf 2,65 und 1,81.

Der Wilcoxon-Test mit einem Signifikanzniveau von 5% zeigt für den Oberschenkel während des Treppenabstieges signifikant kleinere Winkel während des zweiten Abschnittes des einfachen Gehens hinsichtlich der beiden Abschnitte der „Zähl“-Aufgabe ( $p_{ab2/az1} < 0,05$ ;  $p_{ab2/az2} < 0,05$ ;  $p_{ab1/ab2} = 0,16$ ).

Es ergeben sich keine eindeutigen Differenzen der Winkel zwischen dem ersten und zweiten Absatz während der *Dual Task* „Zählen“ ( $p_{az1/az2} = 0,20$ ). Für die Variabilität des Oberschenkels während des Hinuntersteigens der Stufen konnte der Wilcoxon-

Test signifikante Veränderungen für den ersten Abschnitt des „einfachen Gehens“ sowohl hinsichtlich des zweiten Abschnittes des einfachen Gehens ( $p_{ab1/ab2} < 0,05$ ) als auch hinsichtlich beider Abschnitte während des „Zählens“ ( $p_{ab1/az1} < 0,05$ ,  $p_{ab1/az2} < 0,05$ ) feststellen. Die Variabilität nimmt dabei im Laufe der Messungen ab.

Für die Winkel des Oberschenkels während des Treppenaufstieges konnten lediglich signifikante Unterschiede für die beiden Abschnitte der „Zählaufgabe“ untereinander ( $p_{pauz1/pauz2} < 0,05$ ;  $p_{pau1/pauf2} = 0,32$ ;  $p_{pau1/pauz1} = 0,40$ ;  $p_{pau1/pauz2} < 0,05$ ). Der Winkel nimmt hierbei leicht ab. Der zweite Abschnitt der Aufgabe „einfaches Gehen“ erbrachte in Bezug auf die beiden Resultate der „Zählaufgabe“ ebenfalls keine eindeutigen Veränderungen ( $p_{pauz1} = 0,35$ ,  $p_{pauz2} = 0,17$ ).

Im Test konnten weiterhin für die Variabilität des Oberschenkels während des Hinaufsteigens der Stufen signifikant unterschiedliche Werte für den ersten Abschnitt des „einfachen Gehens“ bezogen auf den zweiten Abschnitt des „einfachen Gehens“ ( $p_{pau1/au2} < 0,05$ ) sowie bezogen auf den zweiten Abschnitt des „Zählens“ ( $p_{pau1/auz2} < 0,05$ ) ermittelt werden, nicht jedoch für den ersten Abschnitt der Aufgabe „Zählen“ ( $p_{pau1/auz1} = 0,89$ ). Ähnlich wie beim Treppenabstieg nimmt die Variabilität des Oberschenkels hier leicht ab.

Für die Ranges des Unterschenkels während des Treppenabstieges gibt der Wilcoxon- Test für den ersten Abschnitt der Aufgabe „einfaches Gehen“ keine Unterschiede hinsichtlich des zweiten Abschnittes „einfaches Gehen“ ( $p_{ab1/ab2} = 0,25$ ) noch hinsichtlich der beiden Abschnitte der „Zählaufgabe“ an ( $p_{ab1/az1} = 0,14$ ;  $p_{ab1/az2} = 0,46$ ). Die Winkel des zweiten Abschnittes während des einfachen Gehens unterscheiden sich mit einem  $p_{ab2/az1} < 0,05$  signifikant vom ersten Abschnitt der Aufgabe „Zählen“, nicht jedoch mit einem  $p_{ab2/az2}$  von 0,07 vom zweiten Abschnitt des „Zählens“. Der Winkel vergrößert sich hierbei leicht. Mit einem  $p_{az1/az2}$ -Wert von 0,53 konnten keine eindeutigen Veränderungen für die Winkel bezogen auf die beiden Abschnitte der Testbedingung „Zählen“ untereinander ermittelt werden.

Des Weiteren ergibt der Test für die Variabilität des Unterschenkels beim Treppenabstieg signifikante Unterschiede für die beiden Abschnitte „einfaches Gehen“ untereinander ( $p_{ab1/ab2} < 0,05$ ) sowie des ersten Abschnittes des einfachen

Gehens bezogen auf den zweiten Abschnitt der Zählaufgabe und auf den ersten Teil der Aufgabe „Zählen“ ( $p_{ab1/az1} < 0,05$ ,  $p_{ab1/az2} < 0,05$ ) Für den zweiten Abschnitt der *single task* konnte eine eindeutige Veränderung der Variabilität hinsichtlich des 1. Abschnittes der „Zähl“- Aufgabe ( $p_{ab2/az1} < 0,05$ ;  $p_{ab2/az2} = 0,07$ ) beobachtet werden. Die beiden Abschnitte der Zählaufgabe unterscheiden sich mit einem  $p_{az1/az2} < 0,05$  ebenfalls signifikant untereinander. Die Variabilität des Unterschenkels nimmt jeweils ab.

Die jeweiligen Dauern unterscheiden sich mit einem  $p_{ab1/ab2}$ -Wert von 0,41 während der beiden Abschnitte des einfachen Gehens abwärts nicht eindeutig voneinander. Das Gleiche trifft auch auf die beiden Abschnitte der Aufgabe „Zählen“ zu ( $p_{az1/az2} = 0,13$ ). Für den ersten Teil „einfaches Gehen“ hinsichtlich beider Teile des „Zählens“ ( $p_{ab1/az1} < 0,05$ ,  $p_{ab1/az2} < 0,05$ ) und für den zweiten Abschnitt der *single Task* zum zweiten Abschnitt „Zählen“ ( $p_{ab2/az2} < 0,05$ ) konnten signifikant längere Dauern ermittelt werden. Für den ersten Teil der „Zähl“-Aufgabe bezogen auf den zweiten Teil „einfaches Gehen“ ( $p_{az1/ab2} < 0,05$ ) zeigte der Wilcoxon- Test signifikant kürzere Dauern.

Im nicht parametrischen Wilcoxon- Test ergeben sich weiterhin für den Unterschenkel beim Treppenaufstieg im ersten Abschnitt „einfaches Gehen“ signifikante kleinere Winkel als in beiden Abschnitten der „Zähl“-Aufgabe ( $p_{auf1/auz1} < 0,05$  angeben?  $p_{auf1/auz2} < 0,05$ ). In Bezug auf den zweiten Abschnitt des einfachen Gehens konnten mit einem  $p_{auf1/auf2}$ -Wert von 0,23 keine eindeutigen Veränderungen nachgewiesen werden. Der Winkel des zweiten Abschnittes „einfaches Gehen“ unterscheidet sich signifikant zu dem des ersten Abschnittes ( $p_{auf2/auz1} < 0,05$ ) sowie zu dem des zweiten Abschnittes der Zählaufgabe ( $p_{auf2/auz2} < 0,05$ ). Für die Winkel der „Zählaufgabe“ untereinander ließen sich bei einem  $p_{auz}$ -Wert von 0,17 keine wesentlichen Veränderungen erkennen.

Des Weiteren stellt der Test für die Variabilität des Unterschenkels während des Treppenaufstieges signifikante Unterschiede für die beiden Abschnitte „einfaches Gehen“ untereinander ( $p_{auf1/auf2} < 0,05$ ) sowie des ersten Abschnittes des einfachen Gehens zum zweiten Abschnitt der Aufgabe „Zählen“ ( $p_{auf1/auz2} < 0,05$ ) fest. Die Variation nimmt hierbei ab. Die jeweils ersten Abschnitte der Aufgabe „einfaches



Gehen“ und „Zählen“ unterscheiden sich bei einem  $p_{auf1/auz1}$  von 0,26 jedoch nicht wesentlich. Für den zweiten Abschnitt des einfachen Gehens lassen sich im Test signifikant unterschiedliche Werte bezogen auf den ersten Abschnitt der Zählaufgabe ( $p_{auf2/auz1} < 0,05$ ) nicht jedoch hinsichtlich des zweiten Abschnittes der Aufgabe „Zählen“ ( $p_{auf2/auz2} = 0,94$ ) erkennen. Die Variabilitäten des Unterschenkels unterscheiden sich während der beiden Abschnitte der „Zähl“-Aufgabe mit einem  $p_{auz1/auz2} < 0,05$  signifikant voneinander.

Die jeweiligen Dauern der beiden Teile „einfaches Gehen“ verhalten sich mit einem  $p_{auf1/auf2} < 0,05$  signifikant unterschiedlich zueinander, wobei sich die entsprechenden Dauern verlängern. Dasselbe trifft außerdem auch auf den zweiten Abschnitt „einfaches Gehen“ bezogen auf den zweiten Abschnitt des „Zählens“ ( $p_{auf2/auz2} < 0,05$ ) zu. Für den ersten Teil des einfachen Gehens aufwärts zu den beiden Teilen des Treppensteigens unter *dual task* Bedingung „Zählen“ ( $p_{auf1/auz1} = 0,25$ ,  $p_{auf1/auz2} = 0,96$ ) sowie für den ersten Teil des Zählens zu den jeweils beiden zweiten Teilen „einfaches Gehen“ und der „Zählaufgabe“ ( $p_{auf1/auz1} = 0,10$ ;  $p_{auf1/auz2} = 0,71$ ) kann der Test keine eindeutigen Veränderungen bestätigen.

Unter 2.3.3 und unter 2.3.4 wurde bereits erwähnt, dass ein zweiter Projektmitarbeiter instruiert wurde, im zweiten Experiment im Gegensatz zum ersten Experiment sowohl die Gesamtdauern als auch die bei der numerischen Aufgabe erzielten Zahlenwerte mit zu notieren.

Die Tabellen 11 und 12 geben hierbei einen Überblick über die ermittelten Werte.

Tab. 12 Gesamtdauer während *single task* „einfaches Gehen“ und *dual task* „Zählen“

Probanden	Dauer in s Treppe abwärts	Dauer in s Treppe aufwärts	Dauer in s Treppe abwärts zählen	Dauer in s Treppe aufwärts zählen
1	17	16	16	16
2	14	15	15	15
3	15	15	14	16
4	14	15	14	16
5	16	17	16	16
6	14	15	14	17
7	11	15	12	15
8	14	15	15	17
9	15	18	16	18
10	19	12	20	19
11	15	17	18	21
12	21	20	19	24
13	12	14	26	20
14	17	18	26	31
15	17	18	28	28

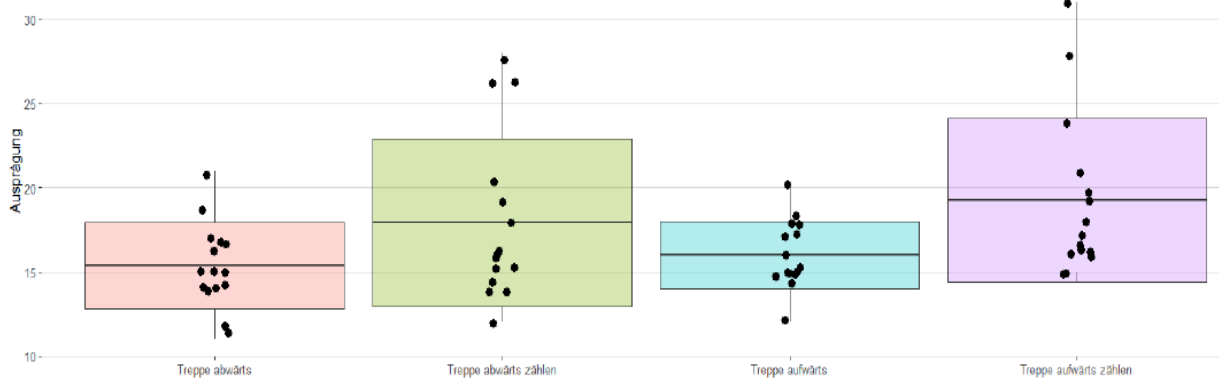
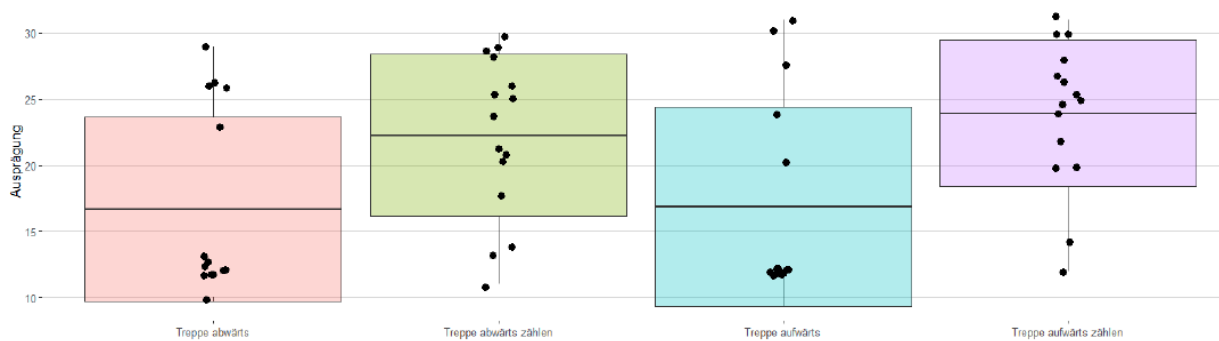


Abb. 43 Boxplot mit Mittelwert und Standardabweichung Treppenabstieg/-aufstieg

Für die Gesamtdauern während des einfachen Treppensteigens wird beim Treppenabstieg ein Mittelwert von 15,4 Sekunden erzielt während derselbe beim Treppenaufstieg während der single task 16 Sekunden beträgt. Bei der numerischen Aufgabe wird von den Probanden während des Hinabsteigens der Stufen ein Mittelwert von 17,93 Sekunden und während des Hinaufsteigens von 19,27 Sekunden erreicht.

**Tab. 13 Zahlenwerte während der Aufgabe „Zählen“**

<b>Probanden</b>	<b>Zahlenwert Treppe abwärts 1. Treppenabsatz</b>	<b>Zahlenwert Treppe abwärts 2. Treppenabsatz</b>	<b>Zahlenwert Treppe aufwärts 1. Treppenabsatz</b>	<b>Zahlenwert Treppe aufwärts 2. Treppenabsatz</b>
1	10	11	12	12
2	12	18	12	20
3	12	14	12	20
4	12	13	12	14
5	13	26	12	25
6	12	29	12	30
7	12	21	12	24
8	12	24	12	27
9	12	25	12	25
10	13	21	12	22
11	26	29	28	28
12	29	30	31	31
13	26	25	24	25
14	26	28	30	30
15	23	20	20	26



**Abb 44** Boxplot mit Mittelwert und Standardabweichung Treppenabstieg/-aufstieg

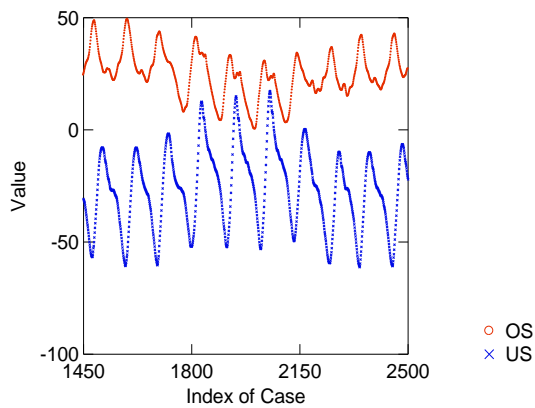
Aus beiden Tabellen wird ersichtlich, dass sich die Gesamtdauern, sowie die erzielten Zahlenwerte teilweise deutlich von Proband zu Proband unterscheiden.

### 3.2.3. *Dual task* „Rechnen“

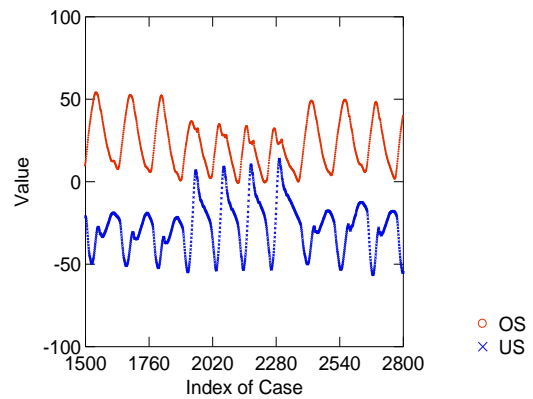
Zum Abschluss dieses zweiten Experimentes mussten die Studienteilnehmer als weitere kognitive Aufgabe während des Treppensteigens eine Rechenaufgabe bewältigen. Für die ganganalytische Auswertung wurden wiederum der Range, die Abweichung vom Mittelwert sowie die Dauern herangezogen. Im Gegensatz zum ersten Experiment wurde hier allerdings von einem zusätzlichen wissenschaftlichen Mitarbeiter die genaue Fehleranzahl der einzelnen Versuchspersonen während der Rechenaufgabe ermittelt und für jede einzelne Versuchsperson schriftlich festgehalten.

In den Abbildungen 45 und 46 werden wie schon beim „einfachen Gehen“ sowie bei der *Dual Task* „Zählen“ exemplarisch die noch ungeschnittenen Graphen von 6 der 11 bzw. 12 gemessenen Gangzyklen inklusive der Zyklen über das Plateau während des Rechnens einer einzelnen Testperson dargestellt.

Die rote Kurve gibt dabei die Bewegung des rechten Oberschenkels an bezogen auf eine Referenzebene im Raum, während die blaue Kurve die des rechten Unterschenkels wiedergibt.

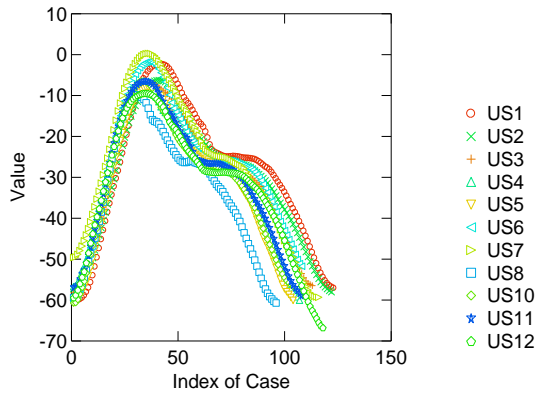


**Abb. 45 „Rechnen“ treppabwärts  
(ungeschnitten)**

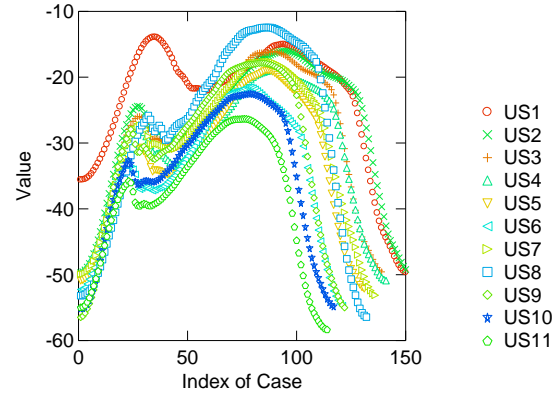


**Abb. 46 „Rechnen“ treppaufwärts  
(ungeschnitten)**

Anschließend wurden wiederum die Rohdaten für die Gangzyklen des Unterschenkels und Oberschenkels unter der *dual task* Bedingung „Rechnen“ geschnitten, wobei die entsprechenden Zyklen des Unterschenkels graphisch in den Abbildungen 47 und 48 dargestellt werden.

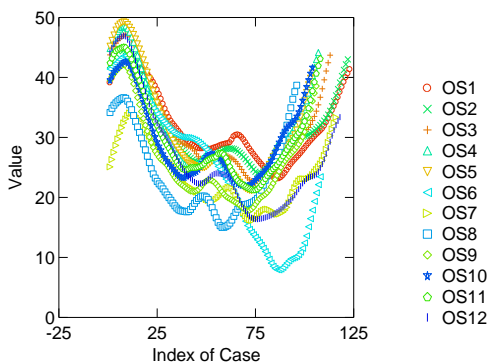


**Abb. 47 „Rechnen“ treppabwärts  
Unterschenkel (geschnitten)**

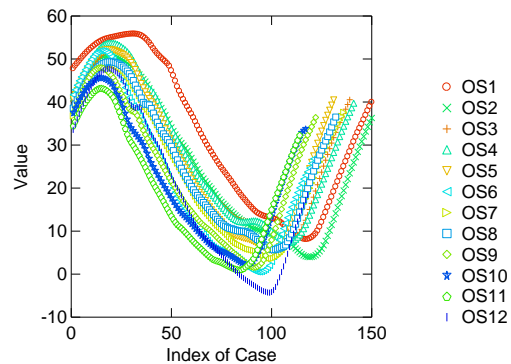


**Abb. 48 „Rechnen“ treppaufwärts  
Unterschenkel (geschnitten)**

Die Kurven in den Abbildungen 49 und 50 geben beispielhaft die Verläufe der 11-12 Zyklen der Oberschenkelbewegungen wieder während die Probanden nebenbei zum Treppenabstieg und zum Treppenaufstieg eine Subtraktionsaufgabe über die gesamte Treppenlänge unter Einschluss des Plateaus lösen sollten.



**Abb. 49 “Rechnen” treppabwärts  
Oberschenkel (geschnitten)**



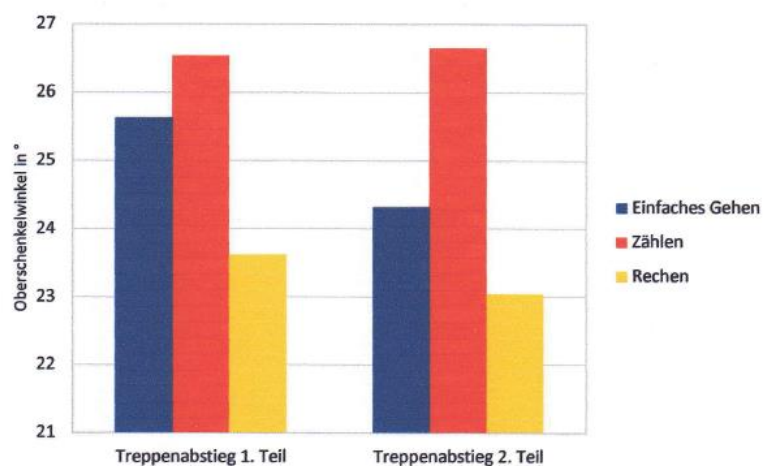
**Abb. 50 “Rechen” treppaufwärts  
Oberschenkel (geschnitten)**

Die verschiedenen Grafiken lassen dabei deutliche Unterschiede in den Gangzyklen hinsichtlich Dauer und Winkelgraden erkennen. Dies betrifft Unterschenkel und Oberschenkel gleichermaßen.

Die Tabellen 14 und 15 (für den Oberschenkel) sowie 16 und 17 (für den Unterschenkel) geben einen Überblick über die Veränderungen, die beim Treppensteigen abwärts und aufwärts während dieser *Dual task* Aufgabe „Rechnen“ aufgetreten sind und zeigen die Unterschiede in den jeweiligen Parametern im Vergleich zur Aufgabe „einfaches Gehen“ ohne kognitive Anforderung sowie zur *Dual Task* „Zählen“ auf.

**Tab. 14 Winkel in Grad, Schritt- zu- Schritt-Variabilität Oberschenkel- Treppenabstieg, DS= Durchschnitt, sd= Standardabweichung**

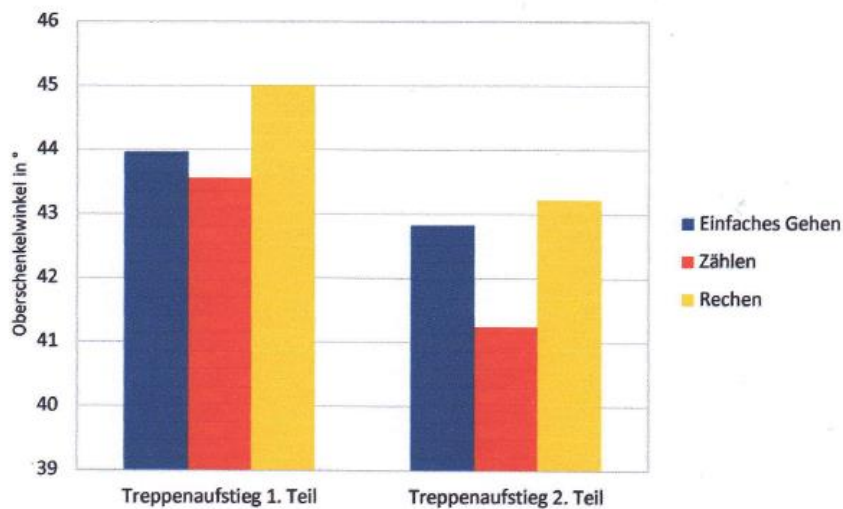
Aufgabe		Treppenabstieg 1. Teil			Treppenabstieg 2. Teil		
		Einfaches Gehen	„Zählen“	„Rechnen“	Einfaches Gehen	„Zählen“	„Rechnen“
<b>Winkel</b>	DS	<b>25,63<sup>cf</sup></b>	<b>26,54<sup>cdf</sup></b>	<b>23,62<sup>abe</sup></b>	<b>24,32<sup>bef</sup></b>	<b>26,65<sup>cdf</sup></b>	<b>23,04<sup>abde</sup></b>
	sd	6,86	5,42	5,74	4,94	5,85	5,25
<b>Variabilität</b>	DS	<b>3,89<sup>bcdef</sup></b>	<b>3,20<sup>ac</sup></b>	<b>2,80<sup>ab</sup></b>	<b>2,86<sup>a</sup></b>	<b>3,20<sup>a</sup></b>	<b>2,61<sup>a</sup></b>
	sd	2,95	2,40	1,88	2,38	2,46	1,97



**Abb 51 graphische Darstellung Oberschenkelwinkel in Grad**

**Tab. 15 Winkel in Grad, Schritt- zu- Schritt-Variabilität Oberschenkel- Treppenaufstieg, DS= Durchschnitt, sd= Standardabweichung**

Aufgabe		Treppenaufstieg 1. Teil			Treppenaufstieg 2. Teil		
		Einfaches Gehen	„Zählen“	„Rechnen“	Einfaches Gehen	„Zählen“	„Rechnen“
<b>Winkel</b>	DS	<b>43,97<sup>c</sup></b>	<b>43,56<sup>e</sup></b>	<b>45,00<sup>adef</sup></b>	<b>42,83<sup>c</sup></b>	<b>41,24<sup>bc</sup></b>	<b>43,22<sup>c</sup></b>
	sd	6,51	8,26	6,44	6,33	8,66	6,20
<b>Variabilität</b>	DS	<b>4,12<sup>def</sup></b>	<b>3,82<sup>def</sup></b>	<b>3,75<sup>ef</sup></b>	<b>2,72<sup>ab</sup></b>	<b>2,72<sup>abc</sup></b>	<b>2,90<sup>abc</sup></b>
	sd	4,02	2,82	2,83	2,46	2,26	3,04



**Abb 52 graphische Darstellung Oberschenkelwinkel in Grad**

Im Gegensatz zum Unterschenkel wurden für den Oberschenkel keine separaten Dauern ermittelt.



Tab. 16 Winkel in Grad, Dauer in ms, Schritt- zu- Schritt-Variabilität Unterschenkel-Treppenabstieg, DS= Durchschnitt, sd= Standardabweichung

Aufgabe		Treppenabstieg 1. Teil			Treppenabstieg 2. Teil		
		Einfaches Gehen	„Zählen“	„Rechnen“	Einfaches Gehen	„Zählen“	„Rechnen“
<b>Dauer</b>	DS	<b>881,71<sup>bcf</sup></b>	<b>938,68<sup>acdf</sup></b>	<b>1087,93<sup>abde</sup></b>	<b>879,48<sup>bcf</sup></b>	<b>929,18<sup>cf</sup></b>	<b>1045,71<sup>abde</sup></b>
	sd	183,56	160,50	221,05	211,00	140,51	215,25
<b>Winkel</b>	DS	<b>54,24<sup>cf</sup></b>	<b>53,76<sup>cdf</sup></b>	<b>57,62<sup>abde</sup></b>	<b>53,04<sup>bcef</sup></b>	<b>53,88<sup>cdf</sup></b>	<b>56,60<sup>abde</sup></b>
	sd	7,58	8,56	8,39	8,39	9,32	7,55
<b>Variabilität</b>	DS	<b>4,86<sup>cdef</sup></b>	<b>4,67<sup>def</sup></b>	<b>4,17<sup>adef</sup></b>	<b>2,81<sup>abc</sup></b>	<b>3,02<sup>abc</sup></b>	<b>2,98<sup>abc</sup></b>
	sd	3,37	4,27	3,06	2,47	2,02	2,18

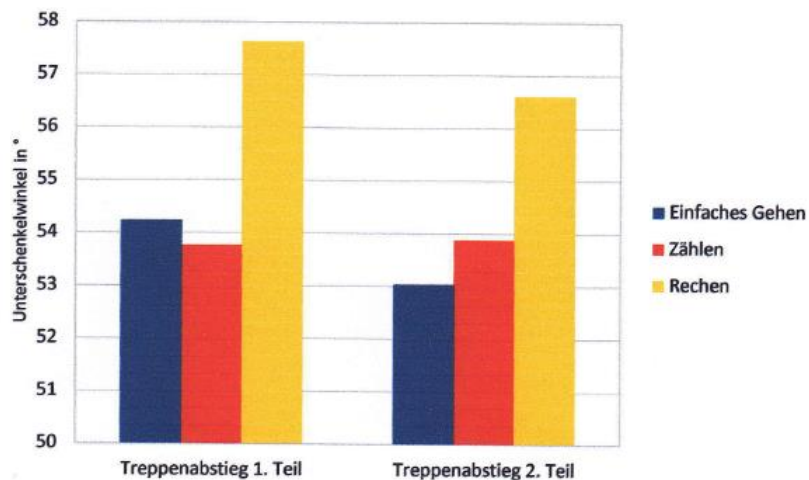


Abb 53 graphische Darstellung Unterschenkelwinkel in Grad

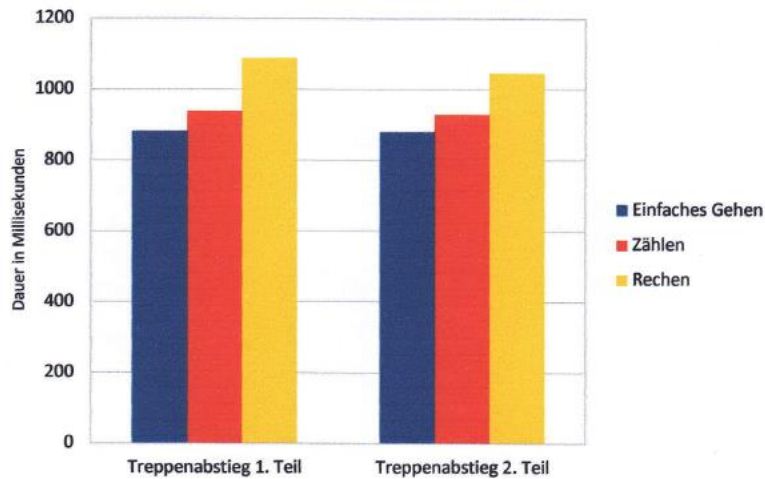
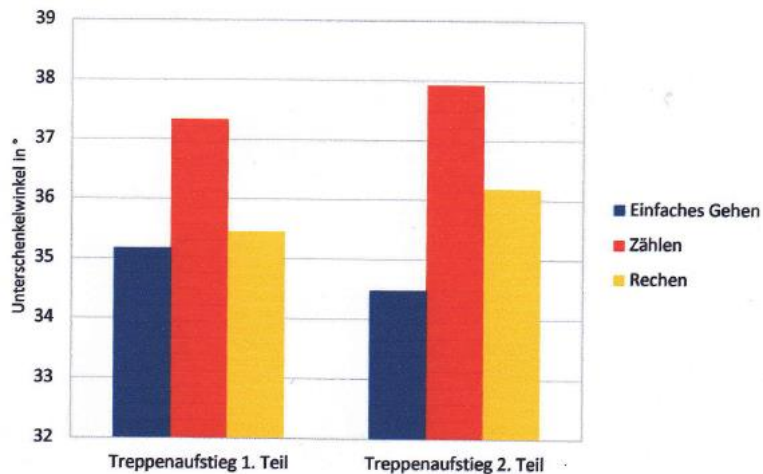


Abb 54 graphische Darstellung Dauer in ms

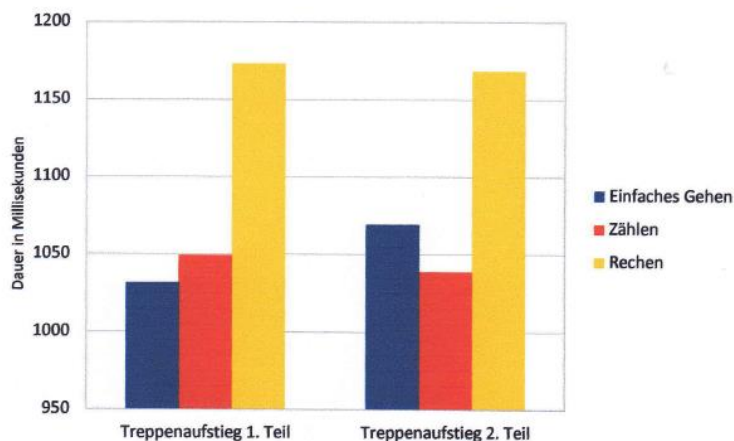
Tab. 17 Winkel in Grad, Dauer in ms, Schritt- zu- Schritt-Variabilität Unterschenkel-Treppenaufstieg, DS= Durchschnitt, sd= Standardabweichung

Teil	Treppenaufstieg 1.			Treppenaufstieg 2. Teil			
	Aufgabe	Einfaches Gehen	„Zählen“	„Rechnen“	Einfaches Gehen	„Zählen“	„Rechnen“
<b>Dauer</b>	DS	<b>1031,56<sup>cdf</sup></b>	<b>1049,21<sup>cf</sup></b>	<b>1173,11<sup>abde</sup></b>	<b>1069,26<sup>acef</sup></b>	<b>1038,81<sup>cdf</sup></b>	<b>1168,59<sup>abde</sup></b>
	sd	157,77	148,14	231,96	188,79	137,28	206,46
<b>Winkel</b>	DS	<b>35,17<sup>bef</sup></b>	<b>37,33<sup>ad</sup></b>	<b>35,45<sup>d</sup></b>	<b>34,48<sup>bce</sup></b>	<b>37,92<sup>ad</sup></b>	<b>36,18<sup>a</sup></b>
	sd	6,32	8,16	4,69	6,25	8,87	6,70
<b>Variabilität</b>	DS	<b>3,90<sup>def</sup></b>	<b>3,44<sup>de</sup></b>	<b>3,40<sup>de</sup></b>	<b>2,65<sup>abc</sup></b>	<b>2,44<sup>abc</sup></b>	<b>3,26<sup>a</sup></b>
	sd	3,19	2,85	2,80	3,02	1,98	4,00

- <sup>a</sup> Signifikanter Unterschied zu „einfaches“ Gehen 1. Treppenabschnitt
- <sup>b</sup> Signifikanter Unterschied zu „Zählen“ 1. Treppenabschnitt
- <sup>c</sup> Signifikanter Unterschied zu „Rechnen“ 1. Treppenabschnitt
- <sup>d</sup> Signifikanter Unterschied zu „einfaches Gehen“ 2. Treppenabschnitt
- <sup>e</sup> Signifikanter Unterschied zu „Zählen“ 2. Treppenabschnitt
- <sup>f</sup> Signifikanter Unterschied zu „Rechnen“ 2. Treppenabschnitt



**Abb 55 graphische Darstellung Unterschenkelwinkel in Grad**



**Abb 56 graphische Darstellung Dauer in ms**

Beim Treppenabstieg ergibt sich für den Winkel des Oberschenkels bei der „Rechen“- Aufgabe im ersten Treppenabschnitt ein Mittelwert von 23,62 Grad bei einer Standardabweichung von 5,74 und im zweiten Abschnitt von 23,04 Grad mit einer Standardabweichung von 5,25. Der Wert für die Variabilität liegt bei 2,80 (SD= 1,88) bzw. bei 2,61 (SD= 1,97).

Während des Treppenaufstiegs zeigen sich für den Oberschenkel Mittelwerte von 45,00 Grad bzw. 43,22 Grad bei Standardabweichungen von 6,44 und 6,20 für den Winkel sowie 3,75 bzw. 2,90 für die Variabilität (SD= 2,83 und 3,04). Separate Dauern für den Oberschenkel wurden wie bereits mehrfach erwähnt nicht ermittelt.

Der Wert für die Dauer der einzelnen Gangzyklen während des Herunterlaufens der Treppe beläuft sich unter der *Dual task* „Rechnen“ auf 1087,93 ms (Standardabweichung =221,05) im ersten Absatz bzw. 1045,71 ms (SD= 215,25) im zweiten Absatz. Für den Winkel des Unterschenkels ergibt sich hierbei ein Mittelwert von 57,62 Grad (SD= 8,39) bzw. 56,60 Grad bei einer Standardabweichung von 7,55. Die Variabilität liegt bei 4,17 (Standardabweichung= 3,06) bzw. 2,98 (SD= 2,18).

Beim Hinauflaufen der Stufen werden für die Dauern Werte von 1173,11 ms bzw. 1168,59 ms (SD= 231,96 bzw. SD= 206,46) erzielt.

Für den Winkel des Unterschenkels beim Treppenaufstieg ergeben sich Werte von 35,452 Grad sowie von 36,18 Grad bei einer Standardabweichung von jeweils 4,69 und 6,69. Die Variabilität liegt in dieser Messreihe bei 3,40 für den ersten Treppenabschnitt und 3,26 für den zweiten Treppenabschnitt. Die jeweiligen Standardabweichungen belaufen sich dabei auf 2,80 und 4,00.

Der Wilcoxon-Test mit einem Signifikanzniveau von 5% zeigt für den Oberschenkel während des Treppenabstieges keine signifikant unterschiedlichen Winkel während des einfachen Gehens über den ersten Treppenabschnitt hinsichtlich des zweiten Abschnittes des „einfachen Gehens“ und des zweiten Abschnittes der *Dual Task* Zählen ( $p_{ab1/ab2} = 0,16$ ,  $p_{ab1/z2} = 0,11$ ). Der Test gibt jedoch signifikant größere Winkel hinsichtlich des ersten Abschnittes der Zählungsaufgabe und signifikant kleinere Winkel hinsichtlich beider Abschnitte der Subtraktionsaufgabe an ( $p_{ab1/az1} < 0,05$ ,  $p_{ab1/ar1} < 0,05$ ,  $p_{ab1/ar2} < 0,05$ ). Für den zweiten Treppenabsatz während der Aufgabe „einfaches Gehen“ konnten verglichen mit den beiden Abschnitten des Zählens ( $p_{ab2/az1} < 0,05$ ,  $p_{ab2/az2} < 0,05$ ) sowie mit dem zweiten Abschnitt der Subtraktionsaufgabe ( $p_{ab2/ar2} < 0,05$ ), nicht jedoch für den ersten Absatz der Rechenaufgabe ( $p_{ab2/ar1} = 0,06$ ), signifikante Unterschiede festgestellt werden. Die Winkel beim Zählen nehmen dabei zu während diejenigen beim Rechnen abnehmen. Zwischen den beiden Absätzen der *Dual Task* „Zählen“ ( $p_{az1/az2} = 0,2$ ) zeigen sich, wie bereits unter 3.2.2 beschrieben, keine eindeutigen Differenzen der Winkel. Der erste Abschnitt beim Zählen unterscheidet sich sowohl signifikant von beiden Abschnitten der single task ( $p_{az1/ab1} < 0,05$ ;  $p_{az1/ab2} < 0,05$ ) als auch von beiden Abschnitten der *Dual Task* „Rechnen“ ( $p_{az1/ar1} < 0,05$ ;  $p_{az1/ar2} < 0,05$ ). Gegenüber der

ersten kognitiven Aufgabe ergeben sich größere Winkel für das einfache Gehen und kleinere Winkel für die Rechen-Aufgabe. Laut Wilcoxon- Test konnten außerdem wesentliche Differenzen für den zweiten Abschnitt des Zählens gegenüber des zweiten Abschnittes des einfachen Gehens ( $p_{az2/ab2} < 0,05$ ) sowie gegenüber beider Abschnitte beim Subtrahieren ( $p_{az2/ar1} < 0,05$ ,  $p_{az2/ar2} < 0,05$ ), nicht jedoch hinsichtlich des ersten Abschnittes des einfachen Gehens ( $p_{az2/ab1} = 0,11$ ) festgestellt werden.

Die Winkel zeigten hierbei die größten Werte beim Zählen und die kleinsten Werte beim Rechnen. Für den ersten Absatz der kognitiven Subtraktionsaufgabe konnte der Test mit einem  $p_{ar1/ab1}$ -Wert  $< 0,05$  wesentliche Unterschiede gegenüber dem ersten Abschnittes des einfachen Gehens sowie mit einem  $p_{ar1/az1} < 0,05$  und einem  $p_{ar1/az2} < 0,05$  gegenüber beider Abschnitte beim Zählen ermitteln.

Dies trifft aber nicht auf zweiten Abschnitt des einfachen Gehens ( $p_{ar1/ab2} = 0,06$ ) und den zweiten Abschnitt des Rechnens ( $p_{ar1/ar2} = 0,11$ ) zu. Des Weiteren konnte man für den Oberschenkel während des Treppenabstieges im Test signifikant unterschiedliche Winkel für den zweiten Absatz der Rechenaufgabe sowohl hinsichtlich beider Abschnitte der Zähltaufgabe ( $p_{ar2/az1} < 0,05$ ;  $p_{ar2/az2} < 0,05$ ) als auch hinsichtlich des ersten Absatzes des einfachen Gehens ohne kognitive Aufgabe ( $p_{ar2/ab1} < 0,05$ ;  $p_{ar2/ab2} < 0,05$ ) beobachten.

Für die Variabilität des Oberschenkels während des Hinuntersteigens der Stufen konnte der Wilcoxon- Test signifikante Veränderungen für den ersten Abschnitt des einfachen Gehens sowohl hinsichtlich des zweiten Abschnittes des einfachen Gehens ( $p_{ab1/ab2} < 0,05$  als auch hinsichtlich beider Abschnitte der Zähltaufgabe ( $p_{ab1/az1} < 0,05$ ,  $p_{ab1/az2} < 0,05$ ) als auch hinsichtlich beider Abschnitte der Rechenaufgabe ( $p_{ab1/ar1} < 0,05$ ,  $p_{ab1/ar2} < 0,05$ ) feststellen. Die Variabilität nimmt dabei im Laufe der Messungen entsprechend der unterschiedlichen Aufgabenstellung von einfach zu schwer bzw. vom einfachen Gehen über die Zähl- zur Rechenaufgabe beim Gehen über den ersten Treppenabschnitt ab. Gleiches trifft auch auf das einfache Gehen und das „Rechnen“ während des zweiten Treppenabsatzes zu. Die Variabilität beim „Zählen“ nimmt jedoch leicht zu.

Für die Winkel des Oberschenkels während des Treppenaufstieges konnten signifikante Unterschiede für den ersten Abschnitt des „einfachen Gehens“ gegenüber dem ersten Abschnitt der Rechenaufgabe ( $p_{auf1/aur1} < 0,05$ ) sowie gegenüber dem zweiten Abschnitt des „Zählens“ ( $p_{auf1/auz2} < 0,05$ ) ermittelt werden,

jedoch nicht für die beiden Abschnitte „einfaches Gehen“ untereinander ( $p_{auf1/auf2}=0,32$ ) noch bezogen auf die jeweiligen Winkel des ersten Abschnittes der Aufgabe „Zählen“ ( $p_{auf1/auz1}=0,40$ ) und des zweiten Abschnittes der Rechenaufgabe ( $p_{auf1/aur2}=0,48$ ). Der Winkel nimmt hierbei bei der Aufgabe „Zählen“ ab und beim „Rechnen“ zu.

Der zweite Abschnitt des „einfachen Gehens“ erbrachte in Bezug auf die beiden Resultate der „Zählaufgabe“ ebenfalls keine eindeutigen Veränderungen ( $p_{auf2/auz1}=0,35$ ,  $p_{auf2/auz2}=0,17$ ). Gleiches trifft mit einem  $p_{auf2/aur2}$ - Wert von 0,71 auch auf den zweiten Absatz der Rechenaufgabe zu. Lediglich der erste Abschnitt der Subtraktionsaufgabe ( $p_{auf2/aur1}<0,05$ ) weist signifikant größere Winkel als der zweite Teil der Aufgabe „einfaches Gehen“ auf. Der Winkel des ersten Teils der Zähltaufgabe unterscheidet sich weder wesentlich von demjenigen der beiden Abschnitte „einfaches Gehen“ ( $p_{auz1/auf1}=0,40$ ,  $p_{auz1/auf2}=0,35$ ) noch von beiden Abschnitten der Rechenaufgabe ( $p_{auz1/aur2}=0,28$ ). Für die beiden Abschnitte der Zähltaufgabe untereinander ( $p_{auz1/auz2}<0,05$ ) sowie des 1. Abschnittes der Zähltaufgabe zur 2. Aufgabe „Rechnen“ ( $p_{auz1/aur2}<0,05$ ) konnten im Test signifikante Unterschiede nachgewiesen werden. Für den zweiten Abschnitt der Zähltaufgabe gegenüber dem ersten Abschnitt „einfaches Gehen“ ( $p_{auz2/ab1}<0,05$ ) sowie hinsichtlich des zweiten Abschnittes der Rechenaufgabe“ ( $p_{auz2/aur2}<0,05$ ) zeigten sich signifikante Unterschiede. Ebenso konnten bezüglich des ersten Teiles der Zähltaufgabe ( $p_{auz2/auz1}<0,05$ ) und des ersten Abschnittes der Rechenaufgabe ( $p_{aur1}<0,05$ ) signifikante Unterschiede in den Winkeln festgestellt werden.

Hinsichtlich des zweiten Abschnittes „einfaches Gehen“ ( $p_{auf2/auz2}=0,17$ ) zeigen sich keine eindeutigen Veränderungen. Für den ersten Teil der Rechenaufgabe konnten wesentliche Differenzen den Winkel betreffend sowohl hinsichtlich beider Teile der single task ( $p_{aur1/auf1}<0,05$ ;  $p_{aur1/auf2}<0,05$ ) als auch des zweiten Abschnittes der Aufgabe „Zählen“ ( $p_{aur1/auz2}<0,05$ ;  $p_{aur1/auz1}<0,05$ ) sowie beider Teile des „Rechnens“ untereinander ( $p_{aur1/aur2}<0,05$ ) ermittelt werden.

Weiterhin konnten für die Variabilität des Oberschenkels während des Hinaufsteigens der Stufen signifikant unterschiedliche Werte für den ersten Abschnitt „einfaches Gehen“ bezogen auf die jeweils zweiten Abschnitte der Aufgabe „einfaches Gehen“ ( $p_{auf1/auf2}<0,05$ ), der *Dual Task* „Zählen“ ( $p_{auf1/auz2}<0,05$ ) und der Rechenaufgabe ( $p_{auf1/aur2}<0,05$ ) ermittelt werden, nicht jedoch für die ersten Abschnitte der beiden kognitiven Aufgaben ( $p_{auf1/auz1}=0,69$ ,  $p_{auf1/aur1}=0,74$ ). Die

Variabilität des Oberschenkels nimmt dabei während des Hinaufsteigens des ersten Treppenabschnittes bis zum Plateau in der Reihenfolge *single task- numeric task- arithmetic task* leicht ab während sie im Gegensatz dazu im zweiten Treppenabschnitt in derselben Reihenfolge leicht zunimmt. Für den zweiten Teil der Aufgabe „einfaches Gehen“ ließen sich laut Wilcoxon- Test wesentliche Veränderungen hinsichtlich der jeweiligen ersten Abschnitte aller 3 Testbedingungen nachweisen ( $p_{auf2/auf1} < 0,05$ ;  $p_{auf2/auz1} < 0,05$ ,  $p_{auf2/aur1} < 0,05$ ), nicht jedoch bezogen auf die beiden zweiten Absätze der Zählaufgabe ( $p_{auf2/auz2} = 0,83$ ) und der Rechenaufgabe ( $p_{auf2/aur2} = 0,78$ ) zu. Des Weiteren wurde festgestellt, dass der erste Abschnitt der *dual task* „Zählen“ weder zum ersten Abschnitt der Aufgabe „einfaches Gehen“ ( $p_{auz1/auf1} = 0,69$ ) noch zum ersten Teil der Rechenaufgabe ( $p_{auz1/aur1} = 0,27$ ) eindeutige Veränderungen aufweist. Es lassen sich jedoch gegenüber der jeweils zweiten Abschnitte eine signifikant kleinere Variabilität erkennen.

Der Wilcoxon-Test zeigt signifikant größere Winkel für den zweiten Abschnitt der Zählaufgabe bezogen auf den ersten Abschnitt der *single-, numeric- u arithmetic task* ( $p$ - Wert jeweils  $< 0,05$ ). Hinsichtlich des zweiten Abschnittes der Aufgabe „einfaches Gehens“ ( $p_{auz2/pauf2} = 0,70$ ) und der Aufgabe „Rechnen“ ( $p_{auz2/paur2} = 0,14$ ) ergeben sich keine wesentlichen Veränderungen.

Die Variabilität während des ersten Teils der Rechenaufgabe unterschied sich signifikant (größere Variabilität) vom zweiten Teil der Aufgabe „einfaches Gehen“ ( $p_{aur1/auf2} < 0,05$ ), vom zweiten Teil der Zählaufgabe ( $p_{aur1/auz2} < 0,05$ ) und vom zweiten Teil der Rechenaufgabe ( $p_{aur1/aur2} < 0,05$ ), nicht jedoch vom ersten Teil des einfachen Gehens ( $p_{aur1/auf1} = 0,95$ ) noch von dem des Zählens ( $p_{aur1/auz1} = 0,49$ ). Ähnliches trifft für den zweiten Abschnitt der Rechenaufgabe zu. Dieser zeigt signifikant kleinere Variabilitäten hinsichtlich des ersten Teils der Aufgabe „einfaches Gehen“ ( $p_{aur2/auf1} < 0,05$ ), der numerischen Aufgabe ( $p_{aur2/auz1} < 0,05$ ) sowie der Subtraktionsaufgabe ( $p_{aur2/aur1} < 0,05$ ) auf während bei einem  $p_{aur2/auf2}$ - Wert von 0,64 für den zweiten Teil des „einfachen Gehens“ und bei einem  $p_{aur2/auz2}$ -Wert von 0,14 für den zweiten Teil der numerischen Aufgabe keine signifikanten Unterschiede nachzuweisen sind.

Für die Winkel des Unterschenkels während des Treppenabstieges gibt der Wilcoxon- Test signifikante Unterschiede der beiden Abschnitte der Rechenaufgabe an ( $p_{ab1/ar1} < 0,05$ ;  $p_{ab1/ar2} < 0,05$ ). Die Winkel werden hier kleiner. Der Winkel des

zweiten Abschnittes während des einfachen Gehens unterscheidet sich mit einem  $p_{ab2/az1}$  von  $<0,05$  signifikant vom ersten Abschnitt der Aufgabe „Zählen“ und mit jeweils einem  $p_{ab2/ar1}$ - und einem  $p_{ab2/ar2}$ -Wert  $<0,05$  von beiden Abschnitten der Rechenaufgabe. Die Werte für den Winkel vergrößern sich dabei in der Reihenfolge 2. Teil *single task*- 1. Teil Zählen - 2. Teil Rechnen - 1. Teil Rechnen. Des Weiteren zeigen sich für den ersten Abschnitt der *dual task* „Zählen“ signifikant kleinere Winkel hinsichtlich des zweiten Abschnittes der Aufgabe „einfaches Zählen“ ( $p_{az1/ab2}<0,05$ ) sowie signifikant größere Winkel hinsichtlich beider Abschnitte der „Rechenaufgabe“ ( $p_{az1/ar1}<0,05$ ,  $p_{az1/ar2}<0,05$ ).

Der Wilcoxon- Test gibt außerdem wesentliche Veränderungen für den zweiten Teils während des Zählens hinsichtlich beider Teile während des Rechnens ( $p_{az2/ar1}<0,05$ ,  $p_{az2/ar2}<0,05$ ). Die Winkel vergrößern sich.

Für die Variabilität des Unterschenkels beim Treppenabstieg können signifikante Unterschiede für die beiden Abschnitte der Aufgabe „einfaches Gehen“ untereinander ( $p_{ab1/ab2}<0,05$ ), des ersten Abschnittes des einfachen Gehens bezogen auf den zweiten Abschnitt der Zählaufgabe ( $p_{ab1/az2}<0,05$ ) sowie bezogen auf die beiden Abschnitte der Rechenaufgabe ( $p_{ab1/ar1}<0,05$ ;  $p_{ab1/ar2}<0,05$ ) beobachtet werden. Die Variabilität nimmt unter Ausführung der jeweiligen Aufgaben signifikant ab.

Für den zweiten Abschnitt der *single task* konnten wesentliche Veränderungen der Variabilität hinsichtlich der jeweils ersten Abschnitte der *single task* ( $p_{ab2/ab1}<0,05$ ), der numerischen Aufgabe ( $p_{ab2/az1}<0,05$ ) und der arithmetischen Aufgabe ( $p_{ab2/ar1}<0,05$ ) nachgewiesen werden.

Weiterhin weist der nicht- parametrische Test auf signifikant unterschiedliche Variabilitäten zwischen dem ersten Abschnitt der Zählaufgabe einerseits und den jeweils zweiten Abschnitten unter den Testbedingungen „einfaches Gehen“ ( $p_{az1/ab2}<0,05$ ), „Zählen“ ( $p_{az1/az2}<0,05$ ) sowie „Rechnen“ ( $p_{az1/ar2}<0,05$ ) andererseits hin. Die Variabilität nimmt dabei deutlich ab.

Analog dazu sind für den zweiten Teil der numerischen Aufgabe eindeutige Veränderungen hinsichtlich der ersten Abschnitte der *single task* ( $p_{az2/ab1}<0,05$ ) und der Zählaufgabe ( $p_{az2/az1}<0,05$ ) sowie des zweiten Abschnittes der *single task* hinsichtlich des ersten Abschnittes der Rechenaufgabe ( $p_{az2/ar1}<0,05$ ) erkennbar. Die



Variabilität nimmt in der Reihenfolge 1. Teil „einfaches Gehen“- 1. Teil „Zählen“ - 2. Teil „einfaches Gehen“- 1. Teil „Rechnen“ signifikant ab.

Für den ersten Absatz unter der kognitiven Bedingung Rechnen konnte man signifikant unterschiedliche Variabilitäten hinsichtlich beider Abschnitte der *single task* ( $p_{ar1/ab1} < 0,05$ ,  $p_{ar1/ab2} < 0,05$ ), sowie des zweiten Abschnittes der Zählaufgabe ( $p_{ar1/az2} < 0,05$ ) und der arithmetischen Aufgabe ( $p_{ar1/ar2} < 0,05$ ) beobachten. Die Variabilität nimmt hierbei während des zweiten Teiles ab wohingegen diejenige während des ersten Abschnittes des einfachen Gehens signifikant zunimmt.

Für den zweiten Teil während der Subtraktionsaufgabe im Vergleich zu den jeweils ersten Abschnitten aller drei Testbedingungen- einfache Gehen ( $p_{ar2/ab1} < 0,05$ ), arithmetische Anforderung ( $p_{ar2/ar1} < 0,05$ ) sowie Zählaufgabe ( $p_{ar2/az1} < 0,05$ ) beschreibt der Test sich signifikant vergrößernde Variabilitäten.

Die jeweiligen Dauern unterscheiden sich mit einem  $p_{ab2}$ -Wert von 0,41 während der beiden Abschnitte des einfachen Gehens abwärts nicht eindeutig voneinander. Das Gleiche trifft auch auf die beiden Abschnitte der numerischen Aufgabe zu ( $p_{az2} = 0,13$ ). Für den ersten Teil der *single task* hinsichtlich der beiden Teile der *numeric task* ( $p_{az1} < 0,05$ ;  $p_{az2} < 0,05$ ) sowie hinsichtlich der beiden Teile der *arithmetic task* ( $p_{ar1} < 0,05$ ;  $p_{ar2} < 0,05$ ) konnten signifikant kürzere Dauern ermittelt werden. Dies verhält sich ähnlich für den zweiten Abschnitt der *single task* zu beiden Abschnitten unter den Messbedingungen Zählen ( $p_{az1} < 0,05$ ,  $p_{az2} < 0,05$ ) und Rechnen ( $p_{ar1} < 0,05$ ,  $p_{ar2} < 0,05$ ). Hier weist der Test ebenfalls auf signifikant kürzere Dauern hin. Für den ersten Teil der numerischen Aufgabe ergeben sich signifikant unterschiedliche Dauern in Bezug auf die beiden Teile sowohl der *single task* ( $p_{ab1} < 0,05$ ,  $p_{ab2} < 0,05$ ) als auch der Rechenaufgabe ( $p_{ar1} < 0,05$ ,  $p_{ar2} < 0,05$ ). Die Dauern verlängern sich gegenüber der Aufgabe „einfaches Gehen“ wohingegen sie sich gegenüber dem Rechnen verkürzen. Gleiches trifft auch für den zweiten Teil der numerischen Aufgabe zu, welcher sich laut Wilcoxon- Test wesentlich von beiden Abschnitten des einfachen Gehens ohne kognitive Aufgabe ( $p_{ab1} < 0,05$ ,  $p_{ab2} < 0,05$ ) sowie von denen der Rechenaufgabe ( $p_{ar1} < 0,05$ ,  $p_{ar2} < 0,05$ ) unterscheidet.

Die beiden Abschnitte unter der Testbedingung „Subtrahieren“ zeigen jeweils eindeutige Veränderungen zu den anderen 5 Abschnitten, die unter verschiedenen Bedingungen möglich sind. Hierbei kann man signifikante Unterschiede des ersten

Abschnittes der *arithmetic task* sowohl gegenüber der beiden Abschnitte der *single task* ( $p_{ab1} < 0,05$ ,  $p_{ab2} < 0,05$ ) als auch gegenüber derer der *numeric task* ( $p_{az1} < 0,05$ ,  $p_{az2} < 0,05$ ) feststellen. Dieselben Beobachtungen können für den zweiten Abschnitt der Rechenaufgabe hinsichtlich beider Abschnitte während des einfachen Gehens ( $p_{ab1} < 0,05$ ,  $p_{ab2} < 0,05$ ) und während des Zählens ( $p_{az1} < 0,05$ ,  $p_{az2} < 0,05$ ) gemacht werden.

Unter der Rechenaufgabe verlängern sich die Dauern signifikant gegenüber der beiden anderen Testbedingungen mit und ohne kognitive Anforderung. Mit einem  $p_{ar2}$ -Wert von  $< 0,05$  macht der Wert wesentliche Veränderungen beider Abschnitte der arithmetischen Aufgabe untereinander sichtbar. Die Probanden brauchen im ersten Teil eine längere Zeit als im zweiten Teil.

Im nicht parametrischen Wilcoxon- Test ergeben sich weiterhin für den Unterschenkel beim Treppenaufstieg im ersten Abschnitt signifikant kleinere Winkel als in beiden Abschnitten der *numeric task* ( $p_{auf1/auz1} < 0,05$ ,  $p_{auf1/auz2} < 0,05$ ).

Die Winkel des zweiten Abschnittes der *single task* unterscheiden sich ebenfalls signifikant von beiden Abschnitten der numerischen Aufgabe ( $p_{auf2/auz1} < 0,05$ ,  $p_{auf2/auz2} < 0,05$ ), sowie vom zweiten Abschnitt der *arithmetic task* ( $p_{auf2/aur2} = 0,05$ ).

Des Weiteren konnten für den ersten Teil der Zählaufgabe signifikant größere Winkel als bei beiden Abschnitten der *single task* ( $p_{auz1/auf1} < 0,05$ ,  $p_{auz1/auf2} < 0,05$ ) nachgewiesen werden. Für den zweiten Teil der Zählaufgabe zeigen sich mit einem  $p_{auz2/auf1}$ -Wert von  $< 0,05$  und einem  $p_{auz2/auf2}$ -Wert  $< 0,05$  signifikant größere Winkel hinsichtlich der beiden Teile des einfachen Gehens sowie mit einem  $p_{auz2/aur1}$ -Wert von  $< 0,05$  und einem  $p_{auz2/aur2}$ -Wert von  $< 0,5$  hinsichtlich beider Teile der arithmetischen Aufgabe auf.

Für die Rechenaufgabe ließen sich lediglich signifikant kleinere Winkel für den 1. Abschnitt der Rechenaufgabe zum 2. Abschnitt der Zählaufgabe erkennen ( $p_{aur1/auz2} < 0,05$ ).

Des Weiteren stellt der Test für die Variabilität des Unterschenkels während des Treppenaufstieges signifikante Unterschiede für die beiden Abschnitte der *single task* untereinander ( $p_{auf1/auf2} < 0,05$  sowie des ersten Abschnittes des einfachen Gehens sowohl zum zweiten Abschnitt der numerischen Aufgabe ( $p_{auf1/auz2} < 0,05$ ) als auch  $p_{auf1/aur2}$ -Wert von  $< 0,05$  zum 2. Abschnitt der Rechenaufgabe fest.

Die Variation nimmt hierbei ab.

Für den zweiten Abschnitt des einfachen Gehens lassen sich im Test signifikant kleinere Variabilitäten bezogen auf den jeweils ersten Abschnitt der *single task* ( $p_{\text{auf2/auf1}} < 0,05$ ) und der Zählaufgabe ( $p_{\text{auf2/auz1}} < 0,05$ ) sowie dem 1. Teil der Subtraktionsaufgabe ( $p_{\text{auf2/aur1}} < 0,05$ ) erkennen.

Die Variabilitäten des Unterschenkels unterscheiden sich während der beiden Abschnitte der *numeric task* mit einem  $p_{\text{auz1/auz2}}$  -Wert von  $< 0,05$  signifikant voneinander. Die Variabilität nimmt dabei vom ersten zum zweiten Abschnitt ab. Zudem ergibt sich mit einem  $p_{\text{auz1/pauf2}}$  von  $< 0,05$  eine signifikant größere Variabilität vom ersten Abschnitt der *numeric task* gegenüber dem zweiten Abschnitt der *single task*.

Für den zweiten Abschnitt der *numeric task* beobachtet man signifikant kleinere Variabilitäten gegenüber den ersten Abschnitten der *single task*, der numerischen Aufgabe sowie der arithmetischen Aufgabe ( $p_{\text{auz2/auf1}} < 0,05$ ,  $p_{\text{auz2/auz1}} < 0,05$ ,  $p_{\text{auz2/aur1}} < 0,05$ ).

Für den ersten Teil der Rechenaufgabe zeigt der Wilcoxon- Test signifikant unterschiedliche Werte gegenüber dem 2. Abschnitt der *single task* sowie dem zweiten Teil der *numeric task* an ( $p_{\text{aur1/auf2}} < 0,05$ ;  $p_{\text{aur1/auz2}} < 0,05$ ). Die Variabilität nimmt dabei bezogen auf die jeweils ersten Abschnitte zu, bezogen auf die jeweils zweiten Abschnitte ab.

Der zweite Teil der arithmetischen Anforderung unterscheidet sich mit einem  $p_{\text{aur2/auf1}}$ - Wert von  $< 0,05$  nur wesentlich vom ersten Teil der *single task*. Die Variabilität ist signifikant kleiner als unter der *single task*.

Die jeweiligen Dauern der beiden Teile der *single task* verhalten sich mit einem  $p_{\text{ab2}}$ - Wert von  $< 0,05$  signifikant unterschiedlich zueinander, wobei sich die entsprechenden Dauern verlängern. Dasselbe trifft außerdem auch bezogen auf die beiden Teile unter der Bedingung „Rechnen“ zu. Hier zeigen sich bei einem  $p_{\text{aur1}}$  von  $< 0,05$  sowie einem  $p_{\text{aur2}}$  von  $< 0,05$  ebenfalls eindeutig verlängerte Dauern der Gangzyklen. Gegenüber der *numeric task* konnte der Test keine wesentlichen Veränderungen ermitteln ( $p_{\text{auz1}} = 0,25$ ,  $p_{\text{auz2}} = 0,96$ ).

Weiterhin ergeben sich für den zweiten Abschnitt der *single task* bezogen auf den ersten Abschnitt der *single task* ( $p_{\text{auf1}} < 0,05$ ) und mit einem  $p_{\text{auz2}}$  von  $< 0,05$  bezogen auf den zweiten Abschnitt der *numeric task* signifikant längere Dauern. Gegenüber

den beiden Abschnitten der Rechenaufgabe ( $p_{aur1} < 0,05$ ,  $p_{aur2} < 0,05$ ) können jedoch signifikant kürzere Zeiten ermittelt werden.

Die Dauern für die beiden Abschnitte unter der Bedingung Zählen unterscheiden sich außerdem signifikant zu den jeweils beiden Abschnitten der *arithmetic task*. Mit einem  $p_{aur1} < 0,05$  und einem  $p_{aur2} < 0,05$  sowohl für den ersten als auch für den zweiten Abschnitt der *numeric task* verkürzen sich die Dauern wesentlich gegenüber denen während Rechnens.

Für den zweiten Teil der numerischen Aufgabe weist der Test zusätzlich signifikant unterschiedliche Dauern hinsichtlich dem zweiten Teil der *single task* ( $p_{auf2} < 0,05$ ) nach. Hierbei verlängert sich die Dauer.

Im nicht parametrischen Wilcoxon- Test wurden bei einem p- Wert von 0,84 für die beiden Teile der *arithmetic task* untereinander keine wesentlichen Veränderungen festgestellt. Für alle anderen Abschnitte unter den übrigen Testbedingungen zeigen sich mit jeweils einem  $p < 0,05$  signifikant kürzere Dauern.

Die Folgende Tabelle (18) gibt abschließend einen Überblick über die vom zweiten Mitarbeiter erhobenen Fehler, die die einzelnen Probanden bei der arithmetischen Aufgabe während des Treppensteigens gemacht haben.

Durchschnittlich wurden beim Treppenabstieg 0,67 Fehler und beim Treppenaufstieg 0,87 Fehler begangen. Auffällig war hierbei jedoch, dass 2 Probanden nach anfänglich einwandfreier Rechenleistung während des Hinaufsteigens der Treppen plötzlich einen Aussetzer bekamen und trotz des Bemühens weiter zu rechnen, dies nicht schafften, sondern völlig blockierten. Hier zeigt sich wiederum, dass das *dual tasking* wesentlichen Einfluss auf entsprechende Körperfunktionen nimmt.

Tab. 18 Fehler- „Rechenaufgabe“

Testperson	Treppe abwärts rechnen	Treppe aufwärts rechnen
1	1	1
2	2	1
3	1	4
4	1	3
5	2	0
6	2	2
7	0	0 (Blockade)
8	0	0 (Blockade)
9	0	1
10	0	1
11	0	0
12	0	0
13	1	0
14	0	0
15	0	0

## 4. Diskussion

Im Folgenden wird über die Ergebnisse der in unserer Literaturrecherche gefundenen Arbeiten über den Einfluss des *Dual Tasking* auf das Gangbild des Menschen diskutiert. Da die Autoren unserer Literaturrecherche nur über einzelne der von uns verwendeten Gangparameter berichten und insgesamt nur sehr wenige, wenn überhaupt, Studien bezüglich Treppensteigens vorliegen, werden die Ergebnisse der von uns gemessenen Parameter auch innerhalb des eigenen Patientenkollektivs diskutiert.

### 4.1 Lokomotion

Eine fundamentale Bewegungsform ist das „Gehen“, welches zu den sensomotorischen Leistungen gehört, die bei jedem einzelnen tagtäglich am häufigsten abgerufen werden. Dabei sind komplexe Interaktionen zwischen sensorischer Kontrolle, Motorik sowie kognitiver Funktionen die Grundvoraussetzung für einen fehlerfreien Bewegungsablauf. Bereits kleinste Veränderungen in diesem komplexen Zusammenspiel können verheerende Gangstörungen und die damit verbundenen Konsequenzen (Stürze, Verletzungen...) zur Folge haben.

Der Mensch bewegt sich aber nicht nur in der „einfachen“ Ebene fort. Treppensteigen ist seit langer Zeit ein wesentlicher Bestandteil des alltäglichen Lebens. Da es dem Körper Kraft, Energie, Konzentration und Koordination abverlangt, stellt es eine ganz besondere Herausforderung dar.

Dass das Gangbild durch Variablen wie z.B. der Körpergröße beeinflusst wird stellte Livingston bereits 1991 im Rahmen seiner Studie fest [53].

Er und seine Mitarbeiter fanden heraus, dass bei jungen, gesunden Probanden abhängig von der jeweiligen Körpergröße die einzelnen Dauern während der Schwung- bzw der Standphase beim Treppenabstieg variieren, dass während des Treppenaufstieges generell weniger Variation auftritt und dass vor allem, wenn Variation zu sehen ist, das Knie mit den Bewegungsgraden Flexion/Extension betroffen ist. Das Sprunggelenk und die Hüfte sind hier, was die Variabilität angeht, eher von untergeordneter Rolle.

In unseren 2 experimentellen Serien wurde die Körpergröße beim Treppensteigen nicht berücksichtigt.

Im Gegenteil zu o.g Studie zeigte sich in der 1. experimentellen Serie eine größere Variation beim „einfachen Gehen“ während des Treppenaufstieges als beim Treppenabstieg bzgl des Kniegelenkes, eine jedoch kleinere Variation beim Treppenaufstieg als beim Treppenabstieg bzgl des Sprunggelenkes.

In der 2. experimentellen Serie konnte eine diskret größere Variabilität beim Treppenaufstieg als beim Treppenabstieg für den Oberschenkel festgestellt werden während bzgl des Unterschenkels kleinere Werte für die Variation für den Treppenaufstieg im Vergleich zum Treppenabstieg ermittelt werden konnten.

Protopapadaki et al berichteten in ihrer Studie zur Kinetik und Kinematik des Hüft-, Knie- und Sprunggelenkes, dass von ihrer Forschungsgruppe sowohl signifikant größere Sprunggelenks-Dorsalflexion und Plantarflexion während des Treppenabstiegs im Vergleich zum Aufstieg als auch signifikante Veränderungen der Hüft- und Kniegelenkwinkel während des Treppenaufstiegs verglichen mit den Werten des Treppensteigens abwärts beobachtet werden konnten und führten dieses Resultat auf eine größere Anforderung für den Bewegungsapparates zurück, wenn dieser den Körper die Stufen hinaufbefördern musste [52].

Ähnliche Ergebnisse konnten wir in unserer Studie feststellen.

Hier zeigte sich in der 1. experimentellen Serie ebenfalls ein größerer Gelenkwinkel für das Sprunggelenk beim Treppenabstieg als beim Treppenaufstieg. Der Kniegelenkwinkel war jedoch beim Treppenabstieg größer als beim Treppenaufstieg.

In der 2. experimentellen Serie konnten größere Gelenkwinkel für den Unterschenkel beim Treppenabstieg als beim Treppenaufstieg nachgewiesen werden während der Gelenkwinkel für den Oberschenkel beim Treppenaufstieg größer war als beim Treppenabstieg.

## 4.2 Dual tasking

Neben einem unversehrten Körper spielen gesunde kognitive Funktionen eine tragende Rolle für ein optimales „Funktionieren“ u. a. der Körperbewegung.

Das sogenannte „*Dual tasking*“ bzw. „*Multi tasking*“ ist ein wesentliches Element in unserem Alltag und nicht wegdenkbar. Jeder einzelne nimmt täglich über seine Sinne bewusst und unbewusst, nacheinander und gleichzeitig viele Reize in seiner Umwelt auf und verarbeitet diese.

Bisher wurden die biomechanischen Anforderungen des Treppensteigens bzw. die Veränderungen bestimmter Gangparameter wie z.B. Geschwindigkeit, Winkelveränderungen der Gelenke oder Dauer der einzelnen Schrittzyklen nur von einigen, wenigen Wissenschaftlern untersucht. Die Studien fanden allerdings nicht in natürlicher Umgebung, sondern in eigens dafür hergerichteten GanganalySELaboren mit meist künstlichen Treppenstufen statt.

Zudem lag unseres Kenntnisstandes nach bisher keine Studie vor, die die Auswirkungen von *Dual-Tasking* auf das Gangbild während des Treppensteigens aufzeigt, sondern lediglich während des einfachen Gehens in der Ebene oder auf dem Laufband.

Neben zahlreichen Studien an jungen und älteren Gesunden, wurden aber auch Patienten mit erhöhtem Sturzrisiko und bestimmten Grunderkrankungen zur Testung unter *Dual task* Bedingungen herangezogen.

Tiedemann fand heraus, dass das Gangbild während des Treppensteigens von verschiedenen Faktoren immens beeinflusst wird. Dabei spielen bei älteren Leuten vor allem physische und psychische Faktoren eine wichtige Rolle [60]. Im fortschreitenden Alter bewirken veränderte Körperkraft, Wahrnehmung bzw. Propriozeption, Reaktionszeit, Gleichgewichtssinn, sowie allein die Angst vor einem Sturz das vermehrte Auftreten von Stürzen [61].

Dies konnte in beiden experimentellen Serien während der Rechenaufgabe ebenso an jungen Gesunden beobachtet werden. Hier wurde teils die Rechenaufgabe unterbrochen, um ein sicheres Gehen die Treppe abwärts oder – aufwärts zu gewährleisten.



### 4.3. Änderung der Gangparameter in Abhängigkeit von der kognitiven Aufgabe

Einige Studien belegen bereits, dass sich *Dual Task* Aufgaben auf die jeweiligen Gangparameter auswirken und diese in unterschiedlichster Weise beeinflussen. Französische Wissenschaftler untersuchten, wie sich Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge und auch Schrittvariabilität verhalten, wenn Probanden während des Gehens aufgefordert werden, Tiere aufzuzählen [22]. Sie fanden beispielsweise in ihrer Studie heraus, dass sich die Variabilität durch die kognitive Anforderung signifikant vergrößerte, während Geschwindigkeit und Schrittlänge nahezu unbeeinflusst blieben.

Unserer Hypothese nach erwarteten wir, dass sich in unserer Studie die Gangparameter unter den unterschiedlichen *Dual task* Bedingungen (Zählen, Rechnen) während des Treppensteigens eindeutig verändern würden. Aufgrund zunehmender, geteilter Aufmerksamkeit unter den schwieriger werdenden Testbedingungen vermuteten wir, dass der Range kleiner, die Dauer der einzelnen Schrittzyklen länger und die Variabilität größer werden würden. Entgegen unserer Erwartungen ergaben sich jedoch teilweise verkürzte Dauern der Schrittzyklen während der Aufgabe „Zählen“- dies führten wir allerdings auf eine Anpassung der Schrittgeschwindigkeit an die Zählgeschwindigkeit zurück. Die Dauer der einzelnen Schritte vergrößerte sich jedoch wie erwartet während der Rechenaufgabe im Vergleich mit der Aufgabe „einfaches Gehen“ und „Zählen“.

2002 stellten Riener und Rabuffetti bei der Untersuchung junger Gesunder fest, dass sich die Bewegung in der Ebene wesentlich von der während des Treppensteigens unterscheidet [44]. Hierbei zeigten sich einerseits signifikante Winkelveränderungen der Gelenke, andererseits eine große Abhängigkeit der Steigung auf die Gelenkkraft, sowie eine von der Steigung unabhängige Ground Reaction Time. Später untersuchte Protopapadaki die Biomechanik der Hüfte, des Knies und des Sprunggelenkes an jungen Gesunden während des Treppensteigens [52].

Es zeigte sich beim Treppenabstieg eine signifikant große Sprunggelenks- Dorsal- und Plantarflexion, sowie beim Treppenaufstieg eine signifikante Veränderung der Hüft- und Kniewinkel im Vergleich zu den Messergebnissen beim Stufen Hinabsteigen. Der Autor interpretierte diese Ergebnisse im Sinne einer größeren Beanspruchung bzw Anforderung für den Körper während des Treppenaufstieges.

In unserer Studie konnte sowohl für das Kniegelenk als auch für das Sprunggelenk ein größerer Winkel für den „einfachen“ Treppenabstieg als für den Aufstieg beobachtet werden.

Unter Zunahme des Schwierigkeitsgrades der kognitiven Aufgabe konnte ein signifikant kleiner werdender Gelenkwinkel für das Knie beim Treppenabstieg und Treppenaufstieg nachgewiesen werden.

Der Gelenkwinkel des Sprunggelenkes zeigte größere Werte beim Treppenabstieg als beim Treppenaufstieg, jedoch nur signifikant kleinere Werte beim einfachen Gehen die Treppe hinab verglichen mit der Rechenaufgabe.

Im 2. Experiment ergaben sich für den Oberschenkel beim Treppenabstieg und Treppenaufstieg nahezu unveränderte Gelenkwinkel bezüglich „einfaches Gehen“ zur Zählaufgabe.

Im Vergleich mit der Rechenaufgabe zeigten sich beim Treppenabstieg signifikant kleinere Winkel und beim Treppenaufstieg signifikant größere Winkel. Beim Treppenabstieg konnte für den Unterschenkel ein nahezu unveränderter Winkel bezüglich „einfaches Gehen“ und „Zählen“ bei jedoch signifikant größer werdendem Winkel im Vergleich mit der „Rechenaufgabe“ nachgewiesen werden. Beim Treppenaufstieg vergrößerte sich der Winkel nur signifikant im Vergleich des einfachen Gehens zur kognitiven Aufgabe „Zählen“.

Einige Autoren testeten den Einfluss von *Dual tasking* auf das Gangbild, wobei als Probandenklientel nicht nur jüngere Leute ohne Grunderkrankung sondern auch ältere Gesunde zur Testung herangezogen wurden [18,19, 57]

Beauchet stellte eine Verminderung der Gehgeschwindigkeit, einen Anstieg der Stride- Time- Variabilität und ein größeres Sturzrisiko in der älteren Testgruppe verglichen mit der Jüngeren fest [20, 58]. Die *Dual task* Aufgabe bestand dabei aus dem banalen Rückwärtszählen während des einfachen Gehens.

Ähnliche Ergebnisse zeigten sich in der Studie von Hollmann [21]. Der Autor lies dabei Probanden jüngeren, mittleren und höheren Alters während des Laufens Worte rückwärts buchstabieren und beobachtete im älteren Klientel eine signifikant größere Variabilität sowie eine langsamere Geschwindigkeit verglichen mit den beiden anderen Gruppen.

In unserer 1. experimentellen Serie verlängerten sich ebenfalls die Dauern im Vergleich der *single task* mit der Rechenaufgabe bei signifikant kleiner werdendem Gelenkwinkel und zunehmender Variabilität sowohl die Treppe hinab als auch hinauf bzgl des Kniegelenkes. Für das Sprunggelenk zeigten sich trotz zunehmendem Schwierigkeitsgrad der kognitiven Aufgabe nahezu gleich bleibende Werte bzgl des Gelenkwinkels und der Variabilität.

Die Schrittanalyse von Shkuratova hatte bereits eine kürzere Schrittlänge sowie eine höhere Frequenz bzw. mehr Schritte in beiden Testgruppen gezeigt [59]. Die *Dual Task* Aufgabe bestand hierbei daraus, während des Gehens eine Münze von der einen in die andere Hosentasche zu wechseln.

Dies bestätigte unsere Ergebnisse bzw unsere Vermutung bezüglich der verkürzten Dauer im Vergleich der *single task* zur *numeric task* in der 1. experimentellen Serie, welche wir auf eine Adaptation der Schrittgeschwindigkeit an die Zählgeschwindigkeit zurückführten.

Später untersuchten auch Van Iersel und Vergheese [54, 55] die Auswirkungen einer parallel stattfindenden, kognitiven Aufgabe auf das Gangbild. Beide Autoren untersuchten dabei die Reaktionen älterer Testpersonen. Van Iersels Testaufgabe bestand aus der konsequenten Subtraktion bestimmter Zahlen von einem Ausgangswert. Hierbei konnte er erkennen, dass sich die Ganggeschwindigkeit sichtlich verminderte während sich die Variabilität vergrößerte. Vergheese lies Buchstaben rezitieren. Eine ebenfalls verminderte Geschwindigkeit und Kadenz waren die Folge.

Ebenso stellte Springer [56] in seiner Studie fest, dass sowohl bei gesunden Älteren als auch bei Sturz- Risikopatienten als auch bei Nicht- Sturzrisikopatienten allein durch die konsequente Subtraktion der Zahl 7 von einem bestimmten Ausgangswert das motorische System durch die kognitive Aufgabe in einem solchen Maße abgelenkt war, dass in allen 3 Gruppen die Ganggeschwindigkeit abnahm und sich bei den bereits gefährdeten Sturzpatienten die Variabilität vergrößerte.

In unserem jungen Testkollektiv zeigten sich ähnliche Resultate während der Rechenaufgabe. Die Dauer der einzelnen Schrittzyklen verlängerte sich sowohl beim Treppenaufstieg als auch –abstieg signifikant in beiden experimentellen Serien. In der 1. experimentellen Serie konnte ein signifikant kleiner werdender Winkel des Kniegelenkes beim Treppenabstieg und –aufstieg beobachtet werden ebenso beim Treppenabstieg ein signifikant kleiner werdender Gelenkwinkel für das Sprunggelenk bei nahezu unverändertem Wert beim Treppenaufstieg. Die Variabilität vergrößerte sich hierbei für das Kniegelenk beim Treppenaufstieg während sie beim Treppenabstieg kleiner wurde. Bezüglich des Sprunggelenkes ergaben sich jedoch im Wilcoxon-test keine signifikanten Veränderungen bezüglich der Variabilität.

Im Gegensatz dazu zeigten sich in der 2. experimentellen Serie entgegen unserer Erwartungen unterschiedliche Veränderungen.

Während die Dauer sich erwartungsgemäß signifikant sowohl beim Treppenhinabsteigen als auch – hinaufsteigen verlängerte, wurden die Winkel für den Oberschenkel beim Treppenabstieg signifikant kleiner und beim –aufstieg größer bei jeweils abnehmender Variabilität. Die Winkel für den Unterschenkel wurden beim Treppenabstieg unter der Rechenaufgabe signifikant größer bei nahezu unveränderten Winkelwerten beim Treppenaufstieg. Die Variabilität wurde ebenso wie für das Knie kleiner, jedoch nicht signifikant.

Bislang wurde hierbei noch nicht erwähnt, dass die Probanden in unserem Experiment angaben, dass die Rechenaufgabe ungeachtet der Rechenfehler ebenso zu einem subjektiv „schlechteren“ motorischen, unsicheren Gangbild führte, so dass die Probanden in beiden Testreihen beim Treppensteigen zum Treppengeländer griffen, um sich fest zu halten, um einen Sturz zu verhindern.

Toulotte untersuchte ebenfalls das Gangbild der sogenannten „Fallers“ und „Non-Fallers“ während diese beim Gehen ein Glas Wasser halten sollten [37]. Die zusätzliche Aufgabe führte zu einer sichtlichen Verschlechterung des Gangbildes (Geschwindigkeit, Dauer, Single support Time) in der Gruppe der Sturzrisikopatienten.

Yogev und seine Mitarbeiter gehen sogar noch einen Schritt weiter [7, 13]. Sie beziehen sie für ihre Studie neben den älteren Gesunden und den Sturzrisikopatienten sogar Parkinsonpatienten in ihre Studien mit ein. Die Rechenaufgabe (Serial 7 Subtraktion) bewirkte hierbei wie auch bereits in den Studien anderer Autoren und in unserer Studie eine deutliche Abnahme der

Ganggeschwindigkeit in allen 3 Gruppen, sowie eine vermehrte Gangasymmetrie in der Gruppe der Fallers und der Parkinsonpatienten.

Ein direkter Vergleich unserer beiden experimentellen Serien untereinander ist trotz der ähnlichen Probandengruppe und derselben Aufgaben (einfaches Gehen, Zählen, Rechnen) nur bedingt möglich. Es wurden in beiden Testreihen zum einen unterschiedliche Sensoren zum anderen unterschiedlich konzipierte Treppen (gerade Treppe vs Wendeltreppe mit jeweils unterschiedlicher Stufenhöhe und- breite) verwendet. Weiterhin wurden bestimmte Faktoren wie unterschiedliche Körpergröße und Schuhgröße, die ebenfalls Einfluss auf die Messungen haben nicht berücksichtigt [53]. Jedoch zeigte sich in beiden experimentellen Serien, dass sich das Gangbild unter den unterschiedlichen Testbedingungen bzw unter den verschiedenen kognitiven Aufgaben verändert.

#### **4.4 Fazit**

In Anbetracht der Resultate unserer Studie sowie all der Ergebnisse, der von uns herangezogenen Literatur kommen wir zu dem Beschluss, dass das „*Multitasking*“ bzw das „*Dual Tasking*“ grundsätzlich möglich ist, die geteilte Aufmerksamkeit jedoch abhängig vom Schwierigkeitsgrad der jeweiligen kognitiven Aufgabe zu teils deutlichen Veränderungen anderer Körperfunktionen, insbesondere dem Gangbild, führt .

Unter Dual task Bedingungen verschlechterten sich die motorischen Performances im Vergleich zum normalen Gehen ohne Aufgabe nicht nur bei Älteren, sondern auch bei Jüngeren. In unserem Fall betraf dies vor allem Gangparameter wie die Schrittdauer und die Gelenkwinkel.

Zudem mussten wir sowie die jungen, gesunden Probanden selbst unter den schwieriger werdenden Testbedingungen feststellen, dass das automatisierte „Gehen“ keine Selbstverständlichkeit ist und sie unter der Rechenaufgabe Gefahr liefen, zu stürzen.

Zukünftig sollte auf Basis der objektiven Ganganalyse bzw Bewegungsmessung besser eingeschätzt werden können, mit welchen Risiken unter welchen

Belastungen bzw. Anforderungen jeder einzelne zu rechnen hat, wie genau die Körperbewegung und die Kognition zusammenspielen, wie man anhand vom Gangbild bereits bestimmte Erkrankungen früh erkennen kann, um somit sowohl die seit einigen Jahren ansteigende Morbidität, die damit verbundene Mortalität, als auch Kosten vor allem für die älteren Mitmenschen reduzieren zu können, in dem neue Therapiestrategien entwickelt werden können. [64, 65, 66].

## 5. Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, die Auswirkungen des *Dual Taskings* auf das Gangbild des Menschen während des Treppensteigens zu erforschen.

Unter Erhebung spezifischer Gangparameter sollte insbesondere geklärt werden, inwiefern das Gangbild beeinflusst wird, wenn die Aufmerksamkeit auf eine kognitive Aufgabe gerichtet ist bzw welche kognitive Anforderung zu welcher Abweichung im Gangbild führt.

Hierzu wurden insgesamt 25 junge, gesunde Probanden (Alter zw. 14 und 41 Jahren; 12 Männer und 13 Frauen), im Rahmen zweier unterschiedlicher, experimenteller Versuchsreihen getestet.

10 davon stellten die erste Testgruppe dar. Hier wurden unter Verwendung von Goniometern beim Treppenabstieg und Treppenaufstieg an einer 16- stufigen Outdoor- Wendeltreppe in 6 Messungen pro Proband der Gelenkwinkel des Sprunggelenkes, der Gelenkwinkel des Kniegelenkes, die Dauern und die Variabilität ermittelt. Die ersten zwei Messungen beinhalteten einfaches Gehen die Treppe hinauf oder hinab, die anderen 4 Messungen das Treppensteigen unter einer kognitiven Bedingung („Zählen“, „Rechnen“).

Die zweite Versuchsgruppe bildeten 15 Probanden, deren Gangbild unter Verwendung von Inertialsensoren analysiert wurde. Als Gangparameter wurden der Gelenkwinkel des Oberschenkels und des Unterschenkels, die Variabilität sowie die entsprechenden Dauern unter denselben 6 Messbedingungen wie in der 1. Versuchsgruppe („einfaches Gehen“, „Zählen“, „Rechnen“) ermittelt.

In der ersten experimentellen Serie zeigte sich sowohl für den Treppenabstieg als auch für den Treppenaufstieg für das „einfache Gehen“ im Vergleich mit den beiden kognitiven Aufgaben eine verkürzte Schrittdauer bezüglich der Aufgabe „Zählen“ und eine verlängerte Dauer bezüglich der Aufgabe „Rechnen“ sowie ein jeweils kleiner werdender Gelenkwinkel unter den schwieriger werdenden Testbedingungen.

Die Variabilität wurde während des Treppenabstieges in dieser Testreihe mit zunehmendem Schwierigkeitsgrad der Aufgabe größer während sie beim Treppenaufstieg kleiner wurde.

In der zweiten experimentellen Serie konnte im Wesentlichen für das „einfache Gehen“ bezüglich der Zähl- u Rechenaufgabe mit zunehmendem Schwierigkeitsgrad der Aufgabe eine verlängerte Schrittdauer während des Treppenabstieges und – aufstieges beobachtet werden.

Während des 2. Teiles beim Treppenaufstieg verkürzt sich unter der kognitiven Aufgabe „Zählen“ jedoch diskret die Schrittdauer.

Für den Oberschenkel konnten folgende Ergebnisse erarbeitet werden:

Während des Treppenabstieges zeigten sich signifikant kleinere Gelenkwinkel bezüglich der *single task* verglichen mit der Rechenaufgabe bei nahezu unverändertem Winkel bezogen auf die „Zählaufgabe“. Beim Treppenaufstieg konnte ein sich vergrößernder Gelenkwinkel im Vergleich des „einfachen Gehens“ zur kognitiven Aufgabe „Rechnen“ festgestellt werden. Die Testbedingungen einfaches Gehen zu numerischer Aufgabe ergaben nahezu gleiche Werte für die Gelenkwinkel. Die Variabilität nahm in den jeweils 1. Abschnitten des Treppenabstieges bzw – aufstieges unter Zunahme des Schwierigkeitsgrades der Testbedingung ab während diese im jeweils 2. Abschnitt während des Gehens die Treppen hinab und hinauf nahezu unverändert blieb.

Für den Unterschenkel zeigten sich folgende Ergebnisse:

Beim Treppenabstieg nahm der Gelenkwinkel im Vergleich der *single task* mit der Rechenaufgabe zu - bei nahezu gleichen Werten bezüglich der Zählaufgabe- während beim Treppenaufstieg der Gelenkwinkel im Vergleich der *single task* mit der Zählaufgabe zunahm bei nahezu unverändertem Gelenkwinkel während der Rechenaufgabe. Insgesamt ergab sich unter zunehmendem Schwierigkeitsgrad der

kognitiven Aufgaben beim jeweils 1. Abschnitt des Gehens die Treppe hinab und hinauf signifikant abnehmende Variabilitäten während die Variabilitäten beim 2. Abschnitt des Treppensteigens jeweils nahezu gleich blieben.

Zusammenfassend lässt sich somit sagen, dass das Gangbild durch Dual task Bedingungen beeinflusst wird und „geteilte Aufmerksamkeit“ zu Veränderungen der Dauern, der Gelenkwinkel und der Schritt -zu- Schritt – Variabilität führt.



## 6. Literaturverzeichnis

- [1] Rössler, Rüter, Fachbuch Orthopädie und Unfallchirurgie, Urban und Fischer Verlag 19. Auflage, 2005, 17 - 18
- [2] Tao, Liu, Zheng, Review Gait analysis using wearable sensors, Sensors 2012, 2255- 2283
- [3] Perry, J, Fachbuch Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens, Urban und Fischer Verlag, 1. Auflage, deutsch, 2003, 9-16
- [4] <https://www.b-tu.de/institut-medizintechnologie/forschung/forschungsprojekte/parkinson-diseases-assessments/ganganalyse>
- [5] Götz- Neumann, Fachbuch Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie, Thiemeverlag, 4. Auflage, 2015, 52-53
- [6] Yogev- Seligmann, Hausdorff, Giladi, The Role of executive function and attention in gait, Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society 23, 2008, 329-342
- [7] Yogev, Hausdorff, Springer, Walking is more like catching than tapping: gait in the elderly as a complex cognitive task, Experimental-Brain Research 164, 2005, 541-548
- [8] Montero- Odasso, Verghese, Beauchet, Gait and cognition: A complementary approach to understanding brain function and the risk of falling, Journal of the American Geriatrics Society 60, 2012, 2127- 2136
- [9] Visser, Gait and balance in senile dementia of Alzheimer`s Type, Age and aging 12, 1983, 296-301
- [10] Verghese, Robbins, Holtzer, Gait dysfunction in mild cognitive impairment syndroms, Journal of Geriatrics Society 56, 2008, 1244-1251
- [11] Steele, Seth, Hicks, Muscle contributions to support and progression during single- limb stance in crouch gait, Journal of Biomechanics 43, 2010, 2099-2105
- [12] Kim, Eng, Magnitude and pattern of 3D kinematic and gait profiles in persons with stroke: Relationship to walking speed, Gait posture 20, 2004, 140-146
- [13] Yogev- Seligmann, Rotem-Galili, Mirelman, How does explicit prioritization alter walking during dual task performance? Effects of age and sex on gait speed and variability, Physical Therapy 90, 2010, 177-186

- [14] Sheridan, Solomont, Kowall, Influence of EF on locomotor function: divided attention increased gait variability in Alzheimer`s disease, *Journal of American Geriatrics Society* 51, 2003, 1633-1637
- [15] Woollacoot, Shumway-Cook, Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research, *Gait posture* 16, 2002, 1-14
- [16] Segev- Jacobovski, Herman, Yogev- Seligmann, The interplay between gait, falls and cognition: can cognitive therapy reduce fall risk, *Expert Rev Neurother.* 11, 2011, 1057-1075
- [17] Pettersson, Olsson, Wahlund, Effect of divided attention on Gait in subjects with and without cognitive impairment, *Journal of Geriatric Psychiatry and Neurology* 20, 2007, 58-62
- [18] Pellecchia, Postural sway increases with attentional demands of concurrent cognitive task, *Gait posture* 18 , 2003, 29-34
- [19] Prado, Stoffregen, Duarte, Postural sway during dual tasks in young and elderly adults, *Gerontology* 53, 2007, 274-281
- [20] Beauchet, Dubost, Herrmann, Stride to stride variability while backward counting among healthy young adults, *Journal of Neuro Engineering and Reha* 2, 2005, 1-8
- [21] Hollman, Kovash, Kubik, Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking, *Gait posture* 26, 2006, 113-119
- [22] Dubost, Anweiler, Aminian, Stride-to-stride variability while enumerating animal names among healthy young adults: result of stride velocity or effect of attention demanding task? *Gait posture* 27, 2007, 138-143
- [23] American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention. In: *Guideline for the prevention of falls in older persons. Journal of American Geriatrics. Society* 2001; 49:664-672
- [24] Amboni, Barone, Jeffrey, Cognitive contributions to gait and falls: Evidence and implications, *Movement disorders, Official Journal of the International Parkinson and Movement Disorder Society* 28, 2013, 1520-1533
- [25] Herman, Mirelman, Giladi, Executive control deficits as a prodrome to falls in healthy older adults: a prospective study linking thinking, walking and falling. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences* 65, 2010, 1086-1092
- [26] Tinetti, Speechley, Ginter, Risk factors for falls among elderly persons living in

- the community, *New England Journal of Medicine* 319, 1988, 1701-1707
- [27] Deandrea, Lucenteforte, Bravi, Risk factors for falls in community-dwelling older people: a systematic review and metaanalysis . *Epidemiology*, 2010, 658-668
- [28] Hausdorff, Rios, Edelberg, Gait variability and fall risk in community- living older adults: a 1- year prospective study. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* 82, 2001, 1050-1056
- [29] Danion, Varraine, Bonnard, Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length, *Gait Posture* 18, 2003, 69-77
- [30] Kozanek, Hosseini, Liu, Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait, *Journal of Biomechanics* 42, 2009, 1877-1884
- [31] Dierick, Penta, Renaut, A force measuring treadmill in clinical gait analysis, *Gait Posture* 20, 2004, 299-303
- [32] Zeni, Higginson, Gait parameters and stride to stride variability during familiarization to walking on a split-belt treadmill, *Clinical Biomechanics* 25, 2010, 383-386
- [33] Grabiner P, Biswas, Grabiner M, Age-related changes in spatial and temporal gait variables, *Archives of Physical Medicin and Rehabilitation* 82, 2001, 31-35
- [34] Yang, Hsu, Shih, Real time gait cycle parameter recognition using a wearable Accelerometry system , *Sensors* 11, 2011, 7314-7326
- [35] Austin, Garrett, Bohannon, Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion, *Gait Posture* 10, 1999, 109-120
- [36] Sparrow, Shinkfield, Chow, Characteristics of gait in stepping over obstacles, *Human Movement Science* 15, 1996, 605-622
- [37] Toulotte, Thevenon, Watelain, Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual task conditions, *Clinical Rehabilitation* 20, 2006, 269-276
- [38] McFadyen, Winter. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent, *Journal of Biomechanics* 21, 1988, 733-744
- [39] Startzell, Owens, Mulfinger, Stair negotiation in older people: a review, *Journal of American Geriatrics Society* 48, 2009, 567-580
- [40] Zachazewski, Riley, Krebs, Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 30, 1993, 412-422

- [41] Andriacchi, Andersson, Fermier, A study of lower limb mechanics during stair-climbing, *Journal of Bone and Joint Surgery American* Volume 62, 1980, 749-757
- [42] Cavanagh, Christina, Ground reaction forces and frictional demands during stark descent: effects of age and illumination. *Gait Posture* 15, 2002, 153-158
- [43] Stacoff, Diezi, Luder, Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age, *Gait Posture* 21, 2005, 24- 38
- [44] Riener, Rabuffetti, Frigo, Stair ascent and descent at different inclinations, *Gait Posture* 15, 2002, 32-44
- [45] Mian, Thom, Narici, Kinematics of stair descent in young and older adults and the impact of exercise training, *Gait Posture* 25, 2006, 1-9
- [46] Hemenway, Solnick, Koeck, The incidence of stairway injuries in Austria, *Accident Analysis and Prevention* 26, 1994, 26:675679
- [47] Muro-de-la-Herran, Garcia- Zampirain, Nedez- Zorrilla, Gait analysis methods: An overview of wearable and nonwearable systems. Highlighting clinical Applications, *Sensors* 14, 2014, 3362- 3394
- [48] Jaworek, Derlatka, Dominikowski , Investigation of Human locomotion using Penny & Giles electrogoniometer, *Optoelectronic and Electronic Sensors III*, 1999, 199-210
- [49] Rowe, Myles, Hillmann, Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics, *Physiotherapy* 87, 2001, 479-488
- [50] Mathie, Coster, Lovell, Accelerometry: Providing an integrated practical method for long- term, ambulatory monitoring of human movement, *Physiological Measurement* 25, 2004, 1-20
- [51] Godfrey, Conway, Meagher, Direct measurement of human movement by accelerometry, *Medical Engineering Physics* 30, 2008, 1364-1386
- [52] Protopapadaki, Drechsler, Cramp, Hip, Knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals, *Clinical Biomechanics* 22, 2007, 203-210
- [53] Livingston, Stevenson, Olney, Stair climbing Kinematics on stairs of different dimension, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 72, 1991, 398-402
- [54] Van Iersel, Ribbers, Munneke, The effect of cognitive Dual tasks on Balance during walking in physically fit elderly people, *Archives of Physical Medicine and*

Rehabilitation, 88, 2007, 187-191

- [55] Verghese, Kuslansky, Holtzer, Walking while talking: effect of Prioritization in the Elderly, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 88 , 2007, 50-53
- [56] Springer, Giladi, Peretz, Dual tasking effects on gait variability: the role of age, falls and executive function, Movement Disorders: official Journal of the Movement Disorder Society 21, 2006, 950-957
- [57] Szturm, Maharjan, Marrotta, The interacting effect of cognitive and motor task demands on performance of gait, balance and cognition in young adults, Gait Posture 38, 2013, 596-602
- [58] Beauchet, Dubost, Allali, Faster counting while walking as a predictor of falls in older adults, Age and Ageing 36, 2007, 418-423
- [59] Shkuratova, Morris, Huxham, Effects of age on balance control during walking, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 85, 2004, 582-588
- [60] Tiedemann, Sherrington, Lord, Physical and Psychological Factors associated with stair negotiation performance in older people, The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences 62, 2007, 1259-1265
- [61] Doi, Shimada, Makizako, Cognitive function and gait speed under normal and dual task walking among older adults with mild cognitive impairment, BMC Neurology 14, 2014, 14-67
- [62] Becker C, Rapp K., Stürze in der Geriatrie, Internist 52, 2011, 939-945
- [63] Weerdesteyn, Rijken, Geurts, A five week exercise program can reduce falls and improve obstacle avoidance in the elderly, Gerontology 52, 2006, 131-141
- [64] Mulder, Zijlstra, Geurts, Assessment of motor recovery and decline, Gait Posture 16, 2002, 198-210
- [65] Demnitz, Esser, Dawes, A systematic review and meta analysis of cross sectional studies examining the relationship between mobility and cognition in healthy older adults, Gait Posture 50, 2016, 164- 174

## **Danksagung**

Großer Dank gilt vor allem Herrn Dr. Josef Ilmberger und Herrn Dr. Eduard Kraft für die freundliche und geduldige Betreuung dieses Projektes, sowie für seine großartige Unterstützung, seine äußerst wertvollen Hilfestellungen, seine konstruktiven Ratschläge und die kritische Durchsicht der Arbeit.

Mein Dank gilt ferner Frau Dipl.- Psychologin Anke-Maria Klein, Physiotherapeutin Frau Julia Stolte und Physiotherapeutin Frau Ulrike Kober für ihre fortwährende, tatkräftige Unterstützung und ihre kollegiale Zusammenarbeit.

Des Weiteren möchte ich mich bei allen Mitarbeitern der Abteilung, allen voran Frau Elke William- Mengel sowie Frau Claudia Dumberger, für ihre Geduld und die freundliche Kooperation bedanken.

Herzlicher Dank gilt auch ganz besonders meiner Familie, meinen Freunden, sowie vor allem der Trainingsgruppe von Herrn Joachim Lipske, die immer ein offenes Ohr für mich hatten und mich zu motivieren wussten.



LUDWIG-  
MAXIMILIANS-  
UNIVERSITÄT  
MÜNCHEN

Promotionsbüro  
Medizinische Fakultät



**Eidesstattliche Versicherung**

**Raabe, Alexandra**

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel

Die Auswirkungen des Dual Tasking auf das Gangbild währenddes Treppensteigens unter Verwendung von Goniometern und Inertialsensoren

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

**Augsburg, 24.10.2020**

Ort, Datum

**Alexandra Raabe**

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand