

VALIDIERUNG EINER AUTOMATISCHEN, COMPUTERUNTERSTÜTZTEN 4-MARKER-GANGANALYSE

DIPLOMARBEIT

zur Erlangung des akademischen Grades

Diplom-Ingenieurin

im Rahmen des Studiums

Biomedical Engineering

Studienkennzahl 066 453

eingereicht von

Carina Sabine Klimitsch, MSc

Matrikelnummer 1026989

Neustiftgasse 26, 3454 Reidling

an der

Fakultät für Maschinenwesen und Betriebswissenschaften der
Technischen Universität Wien

Betreuerin: Ao. Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Margit Gföhler

Mitwirkung: Univ. Lektor Ing. Mag. rer. nat. Dr. rer. nat. Andreas Kranzl

Wien, September 2017

Unterschrift Verfasserin

Unterschrift Betreuerin

[left blank for printing]

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

„Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig angefertigt habe. Die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht. Die Arbeit wurde bisher weder in gleicher noch in ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und auch noch nicht veröffentlicht.“

Ort, Datum

Unterschrift der Verfasserin

KURZFASSUNG

Validierung einer automatischen, computerunterstützten Ganganalyse

Gehen und Laufen sind die beiden elementaren Fortbewegungsformen des Menschen. Sie zu beobachten und zu beschreiben, um Rückschlüsse auf die Gehfähigkeit eines Menschen zu ziehen, wird zu einem immer wichtigeren Kapitel in der Bewegungsanalyse. Ziel dieser Arbeit war es, eine neue Applikation zur Berechnung der Gangparameter, bei der nur zwei Marker pro Fuß verwendet werden, zu validieren. Im zweiten Teil der Arbeit wurde eine Routine entwickelt, die den Laufstil und die Events beim Laufen detektieren kann. Sowohl bei der Ganganalyse als auch bei der Laufanalyse wurden ausschließlich kinematische Daten zur Berechnung herangezogen.

Bei der Ganganalyse wurden Datensätze von 16 Testpersonen mit gesundem und pathologischem Gangbild mit der neuen Applikation ausgewertet und mit kinetischen Daten von Kraftmessplatten verglichen. Der Einfluss verschiedener Schuhmodelle auf die Gangparameter wurde bei 12 Testpersonen untersucht und mit der entwickelten Routine für die Ganganalyse ausgewertet. Bei der Laufanalyse wurden über den entwickelten Algorithmus bei 30 Datensätzen von 10 Testpersonen die Events und der Laufstil bestimmt.

Die Ergebnisse der Ganganalyse zeigen, dass bei den Gangparametern Ganggeschwindigkeit, Kadenz, Schrittlänge und Doppelschrittlänge eine sehr gute Korrelation zwischen der bisherigen etablierten Methode und der neu entwickelten Applikation erzielt werden kann. Beim Vergleich von Gangbildern mit Schuhen ergibt sich ein signifikant Einfluss bei Laufschuhen, Sneakers und zum Teil auch bei Schuhen mit flachem Absatz im Vergleich zu barfuß auf Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge, Doppelschrittlänge, Standphase und Aufsatzwinkel. Bei der Laufanalyse ist es gelungen, einen Algorithmus zu entwickeln, der aus den kinematischen Daten Laufstil und Events detektieren kann und die vergleichbar mit den Ergebnissen aus der kinematischen Analyse sind.

Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass es möglich ist, wichtige Gangparameter ausschließlich aus kinematischen Daten von zwei Markern pro Fuß zu berechnen. Bei der Laufanalyse ist es ebenfalls gelungen, Events und Laufstil aus nur vier Markern zu bestimmen. Die Zukunft wird zeigen, in wie weit diese beiden neuen Applikationen der Gang- und Laufanalyse, die vor allem durch ihre schnelle Durchführbarkeit bestechen, im klinischen Alltag Anwendung finden werden.

ABSTRACT

Validation of an Automatic Computerised Gait Analysis

Walking and running are the most important forms of locomotion of human beings. Observing and describing locomotion is an important field in biomechanics and motion analysis. The aim of this work was to test and validate a new application for gait analysis, which generates the gait parameters from kinematic data, where only two markers per foot are applied. In the second part of this work an algorithm for determining strike pattern and gait events in running from kinematic data of four markers has been developed. An optoelectronic motion analysis system was used for data recording. In contrast to current studies, only kinematic data were used for calculation.

In the first part of this thesis, data from 16 test persons with a non-pathological and a pathological gait pattern were analysed with the new algorithm and bench marked against kinetic data. The influence of different footwear on the spatio-temporal gait parameters of 12 test persons was analysed with the new gait analysis algorithm. The running data was analysed with the algorithm for running data, developed in this work. This data set contained 30 measurements from 10 test persons where strike pattern and gait events were determined.

The results for the gait analysis show a good correlation for speed, cadence, step length as well as stride length between the established and the newly developed method. Comparing the results of footwear influence on gait parameters we noticed a significant effect on speed, step length, stride length, stance phase and foot contact angle comparing measurements with running shoes, sneakers and flat shoes to barefoot. The algorithm for analysing running data can determine events and strike pattern from for markers only and results can be related to results from kinetic data.

In conclusion, we could show that the important spatio-temporal gait parameters, as well as strike pattern and events can be determined from kinematic data of two markers on each foot only. One of the big advantages of this new application is the fast and easy data recording and processing. These applications are thought to be used as an additional analysis tool in clinical gait analysis.

DANKSAGUNG

Arbeiten wie diese können nicht ohne die Hilfe und Motivation anderer entstehen...

Daher möchte ich mich bei Prof. Dr. Margit Gföhler von der TU Wien für die Betreuung dieser Arbeit, sowie bei Dr. Andreas Kranzl vom BewegungsanalySELabor des orthopädischen Spitals Speising, der den Anstoß zu dieser Arbeit gegeben hat, sehr herzlich bedanken

Bei meiner Studienkollegin, Cornelia Lawall, mit der ich gemeinsam zum Abschluss des Studiums an „unserer“ Diplomarbeit gearbeitet habe, möchte ich mich auf das Herzlichste bedanken, sowie für die gute und verlässliche Zusammenarbeit auch schon während unseres Studiums.

Meine Eltern Sabine und Fred haben immer an mich geglaubt, mir in schwierigen Situationen Kraft geben und mir alles ermöglicht, was ich mir gewünscht habe. Sie haben mich, ohne zu fragen und Bedingungen aufzustellen, auch bei meinem zweiten Abschluss begleitet und unterstützt. Ihr wisst überhaupt nicht, wie viel mir das bedeutet. Ein großes Dankeschön möchte ich auch an meine Großeltern Elfriede und Franz, Helene und an meine Tante Elisabeth richten, die immer für mich da sind.

Ein ganz besonderer Dank gilt meinem Freund Philipp, der immer für mich da ist, mich (heraus-)fordert und unterstützt. „Du bisch s‘Besti“

Weiters gilt mein Dank auch meinen Freunden und Studienkollegen, die mich auf meinem Weg begleitet haben und mir mit Rat und Tat zur Seite gestanden sind.

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung	1
1.1	Problemstellung	2
1.2	Aufgabenstellung 4-Marker-Ganganalyse	2
1.3	Aufgabenstellung Laufanalyse	3
2	Grundlagen	4
2.1	Bewegungsanalyse	4
2.2	Der Gangzyklus	5
2.3	Die Perioden eines Gangzyklus	7
2.4	Gangparameter	8
2.5	Die Grundlagen der Laufbewegung	11
2.6	Der pathologische Gang	12
2.7	Schuhe und ihr Einfluss auf das Gangbild	13
3	Methoden	14
3.1	Messumgebung Ganganalyse	14
3.2	Vollanalyse	14
3.3	4-Marker-Analyse	15
3.4	Durchführung der Laufanalyse	21
3.5	Daten der Testpersonen	26
3.6	Ablauf der Messungen zur Analyse Schuhspezifischer Effekte auf die Gangparameter	28
3.7	Methoden der Auswertung	29
4	Ergebnisse	31
4.1	Überprüfung des Berechnungsalgorithmus	31
4.2	Überprüfung der Schwellenwerte	34
4.3	Überprüfung des Filterns auf den Verlauf der Markertrajektorie	37
4.4	Überprüfung der Zeitpunkte der Gangevents	41
4.5	Korrekturfaktoren	41
4.6	Vergleich der berechneten Gangparameter von Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	42
4.7	4-Marker-Analyse und der Einfluss von Schuhen auf die Zeit-Weg-Parameter	53
4.8	Ergebnisse der Laufanalyse	65
5	Interpretation und Diskussion	71
5.1	Einflüsse des Berechnungsalgorithmus auf das Ergebnis	72
5.2	Einflüsse der Schwellenwerte	72
5.3	Einfluss der Datenfilterung auf die Ergebnisse	73
5.4	Einfluss der Zeitpunkte der Gangevents	73
5.5	Korrekturfaktoren und ihre Bedeutung	74
5.6	Analyse des Vergleichs von Vollanalyse und 4-Marker-Analyse bei Testgruppe A	74
5.7	Analyse des Vergleichs von Vollanalyse und 4-Marker-Analyse bei Testgruppe B	78
5.8	Analyse der 4-Marker-Analyse von Testgruppe C	82
5.9	Anmerkungen zur Studie (Ganganalyse)	87
5.10	Diskussion und Interpretation der Laufanalyse	87
6	Schlussfolgerung	93

Literaturverzeichnis	95
Abbildungsverzeichnis	101
Tabellenverzeichnis	103
Abkürzungsverzeichnis	104
Glossar	104
Anhang I	105
Anhang II	130

1 EINLEITUNG

„Gehen stellt die basale Form der Fortbewegung des Menschen dar.“ schreibt Dr. phil. Gert Peter Brüggemann in seinem Geleitwort zur deutschen Ausgabe des „Klassikers“ *Ganganalyse – Norm und Pathologie des Gehens* von Jaqueline Perry (Perry, 2003).

Tatsächlich stellt der bipedale Gang des Menschen eine wichtige Entwicklung in der Evolutionsgeschichte dar und bildet eine deutliche Abgrenzung zu anderen Lebewesen. Außer Frage steht, dass bereits der Auszug des Menschen aus Afrika wesentlich vom aufrechten Gang abhängig war (Campbell et al., 2011).

Wie sich der aufrechte Gang aber genau entwickelt hat kann aus heutiger Sicht der Wissenschaft nicht mehr eindeutig rekonstruiert werden. Funde von Skeletten deuten jedoch darauf hin, dass es hierbei mehrere Zwischenstufen gegeben hat. Dieselben Funde belegen auch die schrittweise Anpassung des Körperbaus an die geänderten Belastungen durch den aufrechten Gang, welche sowohl die Extremitäten als auch das Becken, die Wirbelsäule, den Schädel sowie das Gebiss betreffen (Götz-Neumann, 2011; Whittle, 1996).

Unumstritten ist, dass sich an der Bedeutung des aufrechten Ganges für den Menschen auch nach Jahrtausenden der Evolution wenig geändert hat. Ihn zu schätzen lernt man im Normalfall jedoch erst dann, wenn er durch eine Beeinträchtigung erschwert möglich ist. Nichts desto trotz, ist die Erforschung der Bewegung und im Speziellen des Ganges, im Vergleich zur wissenschaftlichen Erforschung des Körpers, welche schon zur Zeit der Griechen und Römer begann, eine relativ junge wissenschaftliche Disziplin. Erst mit der Entwicklung und Verbreitung verschiedener Sportarten und des Breitensports hat sich das Interesse an der Beobachtung des menschlichen Ganges deutlich gesteigert (Nigg, 1999). Als erstes Werk in diesem Gebiet gilt heute die Publikation der Brüder Eduard und Wilhelm Weber „Die Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge“. Dieses Werk stellt von da an die Grundlage für weitere Forschungen im Bereich der Beobachtung der Bewegung des Menschen dar (Baker, 2007; Nigg, 1999; Weber and Weber, 1836).

Ausgehend vom Werk der Brüder Weber entwickelte sich in weiterer Folge die Wissenschaft der Ganganalyse. Hierbei wird der menschliche Gang durch Beobachtungen genau beschrieben und in verschiedene Phasen eingeteilt. In der Ganganalyse werden sowohl normale als auch pathologische Gangbilder beschrieben. Dabei unterscheidet man zwischen einer beobachtenden und einer instrumentellen Bewegungsanalyse. Die beobachtende Analyse beschäftigt sich rein mit der optischen Analyse der Bewegung, wobei die instrumentelle Bewegungsanalyse auf moderne technische Hilfsmittel, wie verschiedene Kameras, Kraft- bzw. Druckmessplatten, Goniometer und Gyrometer zurückgreift. Die instrumentelle Bewegungsanalyse findet in der Sportanalyse aber auch immer mehr im klinischen Alltag der Ganganalyse Gebrauch (Perry, 2003; Vogt, 2005). Die damit verbundene Datenerfassung und –verarbeitung stellte jedoch lange Zeit ein großes Problem dar. Erst die rasante Weiterentwicklung von Computer- und Messtechnik während der letzten zwei Jahrzehnte, verhalf der Bewegungsanalyse zu einer gesteigerten Verbreitung und Anwendung und ermöglichte den Einzug in den klinischen Alltag (Baker, 2007).

Im Speziellen gilt dies für die Bewegungsanalyse mittels Kamerasystemen. Heute können Videokameras mit einer Aufnahme Frequenz von 25 Hz bis hin zu High-Speed-Kameras mit 1000 Hz und mehr verwendet werden. Weiteres bietet sich die Möglichkeit, die Bewegungsabläufe mittels eines optoelektronischen Videoanalysesystems aufzuzeichnen. Hierbei werden Marker an der Testperson angebracht, und die Koordinaten der Marker im Verlauf der Bewegung aufgezeichnet. In diesem Bereich hat sich das System der Firma Vicon (*Vicon Motion Systems Ltd., UK*) etabliert. Zusätzlich gibt es die Möglichkeit, eine Ganganalyse mittels Drucksensoren durchzuführen, welche die Druckänderung über den Gangzyklus am Fuß aufzeichnen. Die hierfür benötigten Sensoren können entweder in Matten bzw. Platten am Boden eingebaut werden, sie können jedoch auch in Einlegesohlen, die direkt in die Schuhe eingelegt werden, verbaut werden. Zu diesen Systemen zählt unter anderem Zebris (*zebris Medical GmbH, GER*) bei dem Drucksensoren in einer Matte verarbeitet sind bzw. GAITRite (*CIR Systems, Inc./GAITRite, USA*) oder MediLogic (*T&T medilogic Medizintechnik GmbH, GER*) bei denen die Sensoren in Einlegesohlen verbaut werden. Die für die Ganganalyse äußerst bedeutsame Berechnung

der Zeit-Weg-Parameter des Ganges ist sowohl bei videobasierten Analysesystems als auch bei Druck oder Kraftmessplatten möglich (Ghoussayni et al., 2004; Item-Glatthorn et al., 2016; Moineau et al., 2014; Pfister et al., 2014; Webster et al., 2005; Windolf et al., 2008).

1.1 Problemstellung

Vollganganalysen (Kapitel 3.4), die mit Hilfe von Daten einer Videometrie erstellt werden, haben den Nachteil, dass ihre Anwendung Erfahrung voraussetzt und viel Zeit in Anspruch nimmt, da eine Vielzahl von Markern an der Testperson angebracht werden müssen. Der große Vorteil der Vollanalyse ist, dass sie ein großes Spektrum an Parametern zur Beurteilung des Gangbildes einer Testperson liefert. Aber nicht in allen Fällen werden alle kinematischen und kinetischen Parameter der Vollanalyse benötigt.

Für diese Arbeit war die Vorgabe vom *orthopädischen Spital Speising, Wien*, eine Ganganalyse aus kinematischen Daten zu entwickeln, welche lediglich vier Marker benötigt und ohne großen Aufwand durchgeführt werden kann. Die Entwicklung von Berechnungsmethoden für eine 4-Marker-Ganganalyse, insbesondere der zentralen Gangevents *Toe off* und *Initial Contact*, hat gezeigt, dass sich diese Materie als sehr komplex darstellt. So ist es auch nicht verwunderlich, dass sich trotz eingehender Recherche sehr wenige vergleichbare Beispiele in der Literatur finden lassen, die sich genau mit diesem Thema befassen (Ghoussayni et al., 2004). Tatsächlich ist, nach unserer Erkenntnis, bis jetzt nur eine einzige ähnliche Studie bekannt (Ghoussayni et al., 2004), bei der zur Ermittlung der Gangevents zwei Marker pro Fuß verwendet wurden. Diese Studie griff zusätzlich auch auf Daten einer Kraftmessplatte zurück. In der im Rahmen dieser Arbeit vorgestellten Studie wurde auf Kraftmessplatten verzichtet. Folglich stand nur eine geringere Datenmenge zur Ganganalyse zur Verfügung und es wurde vereinbart, dass ausschließlich die Zeit-Weg-Parameter der Ganganalyse berechnet werden.

Die im folgenden vorgestellte Studie baut auf der Arbeit von *Cornelia Lawall (Lawall, 2014)* auf, welcher es gelungen ist, eine Applikation zu entwickeln, die ausschließlich aus kinematischen Daten die Gangevents ermitteln kann. Die Bestimmung der Gangevents wird hierbei über einen mathematischen Berechnungsalgorithmus durchgeführt. Aus diesen Gangevents können ohne Daten anderer Messsysteme relevante spatio-temporale Gangparameter berechnet werden.

1.2 Aufgabenstellung 4-Marker-Ganganalyse

Die Aufgabe, die in dieser Arbeit abgehandelt wurde, setzt sich durch die Problemstellung aus mehreren Teilen zusammen. Das vorrangige Ziel war es, bestehende Datensätze mit der neu entwickelten Methode (Lawall, 2014) auszuwerten und mit bestehenden Ergebnissen aus der Vollanalyse zu vergleichen, zu validieren und zu analysieren. Die Datensätze für diese vergleichenden Analysen wurden vom BewegungsanalySELabor des *Orthopädischen Spital Speising, Dr. Andres Kranzl*, zur Verfügung gestellt.

Da das Programm zur Berechnung der Gangparameter auch Daten von Personen mit einer erheblichen Beeinträchtigung des Gangbildes auswerten können soll, war es notwendig, solche Daten ebenfalls einer Analyse zu unterziehen und die Auswertungen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse zu vergleichen.

Im zweiten Teil der Arbeit wurde der Einfluss von unterschiedlichem Schuhwerk auf den Verlauf der Marker und daraus folgend auf die Gangparameter analysiert. Schuhe für unterschiedliche Anwendungsgebiete weisen deutliche Unterschiede in ihren Eigenschaften auf, vor allem in der Dämpfung. So sind zum Beispiel Sportschuhe mit einer guten Dämpfung ausgestattet, um die Gelenke vor höheren Kräften zu schützen, die beim Sport wirken. Schuhe, die eher im Alltag getragen werden, benötigen so eine Dämpfung nicht und weisen daher in den Daten eine andere Charakteristik als Sportschuhe auf (Lythgo et al., 2009; Oeffinger et al., 1999; Zhang et al., 2013).

Um einen möglichen Einfluss des Schuhwerks in der Messroutine berücksichtigen zu können, wurden Daten von 12 Personen mit je vier unterschiedlichen Schuhtypen, sowie barfuß aufgenommen und

analysiert. Diese Daten wurden auch dazu verwendet, die Erfahrungswerte für den zukünftigen klinischen Einsatz zu erheben.

1.3 Aufgabenstellung Laufanalyse

Neben dem Gehen stellt das Laufen seit jeher eine elementare Form der Fortbewegung des Menschen dar. In der Frühzeit der Menschheit diente das Laufen neben dem Gehen und Springen dem Lebenserhalt. Aber bereits in antiken Kulturen wurde das Laufen als Sportart angesehen, die Bedeutung des Laufens als Spitzen- und Breitensportart hat jedoch erst in den letzten drei Jahrzehnten immer mehr an Bedeutung gewonnen (*Cavanagh and Lafortune, 1980; De Wit et al., 2000; Mercer and Chona, 2015; van Gent et al., 2007*). Eine statistische Erhebung von *Running USA* zeigt bei den Teilnehmern der Halbmarathon-Distanz in den Jahren 1990 bis 2015 eine Zunahme von etwa 300.000 auf fast 2 Millionen Teilnehmer (*Running-USA, 2017*). Durch die zyklischen Belastungen beim Laufen leiden Läufer sehr häufig an Ermüdungsverletzungen und chronischen Beschwerden in den unteren Extremitäten (*Milner et al., 2006; Rooney and Derrick, 2013; van Gent et al., 2007; Zadpoor and Nikooyan, 2011*). Unter anderem stehen diese Belastungen im Verdacht, das Verletzungsrisiko zu steigern. Um generell Verletzungen vorzubeugen, ist es wichtig, die Laufbewegung genau zu studieren und auch alle Einflussfaktoren zu kennen, die möglicherweise Ermüdungsverletzungen begünstigen. Derzeit werden die Events beim Laufen über Druck- bzw. Kraftmessplatten oder visuell bestimmt und nicht über die Markertrajektorie (*Cavanagh and Lafortune, 1980; de Almeida et al., 2015; Hasegawa et al., 2007; Milner and Paquette, 2015*). Hier bietet sich eine einfache Methode mit vier Markern an, so wie bei der 4-Marker-Analyse, um die Events beim Laufen zu detektieren. Im Vordergrund steht vor allem die Ermittlung der Zeitpunkte der Events und des Aufsatzverhaltens beim Laufen.

Dazu ist es notwendig, dass der bestehende Algorithmus der 4-Marker-Analyse der Ganganalyse adaptiert wird, sodass die Events Initial Contact und Toe Off auch bei der Laufbewegung detektiert werden können. Dazu werden ebenfalls nur vier Marker verwendet, jeweils ein Marker am Vorfuß und einer an der Ferse. Um sicher zu stellen, dass die Zeitpunkte der Gangevents auch mit vier Markern korrekt ermittelt werden können, werden die für diese Studie ermittelten Daten mit Daten von Druckmessplatten verglichen.

2 GRUNDLAGEN

2.1 Bewegungsanalyse

Die Bewegungsanalyse ist eine wissenschaftliche Methode, um Bewegungen zu studieren und zu analysieren. Bewegung zu messen ist erheblich schwieriger als sie zu beschreiben. Beschreibungen von Bewegungen dienen deshalb als Grundlage für Messungen (*Hennerici and Bätzner, 2001; Perry, 2003*).

Neben reinen optischen Beobachtungen und deren Beschreibungen haben sich auch immer mehr Messsysteme wie Goniometer zur Winkelmessung, Elektromyographie (EMG) zur Messung der Muskelaktivität, Kraftmessplatten (KMP) zur Messung der Bodenreaktionskräfte sowie Kamera- und Markersysteme zur Erfassung der Bewegung etabliert. Oft werden die Messsysteme kombiniert, um aussagekräftigere Ergebnisse zu erhalten (*Perry, 2003*).

2.1.1 Ganganalyse

Die Ganganalyse ist eine Art der Bewegungsanalyse, die sich ausschließlich der Darstellung und der Analyse des Gangbildes widmet. Der Gang ist eine zyklische Bewegung, die sich aus Aufsetzen und Abheben der Füße zusammensetzt, und in Summe die selbstständige Fortbewegung ergibt (*BMJ_Publishing_Group_Limited, 2013; Dobner and Perry, 2001*). Er ist die einzige sich aus eigener Kraft ergebende Fortbewegungsmethode und daher unerlässlich für jeden Menschen (*Götz-Neumann, 2011*). Durch den Vergleich mit Normwerten kann eine Pathologie im Gangbild festgestellt werden, jedoch nicht direkt deren Ursache (*Perry, 2003*).

2.1.2 Technische Grundlagen zur Erfassung von Bewegungen

Die Erfassung und Digitalisierung von markanten Punkten am Körper im Verlauf des Bewegungszyklus ist die Grundlage für die Analyse der Bewegung und der Berechnung von Parametern wie Geschwindigkeit und Beschleunigung. In diesem Zusammenhang gibt es mehrere Verfahren, welche zum Großteil aus der Erfassung von reflektierenden Markern durch Kamerasysteme bestehen. Marker werden an prominenten Stellen (*Anatomical Landmarks*) am Körper platziert und die Markerkoordinaten werden über den Bewegungsablauf hinweg erfasst und aufgezeichnet. Essentiell ist, die Marker möglichst einheitlich zu platzieren, um eine Reproduzierbarkeit der Daten zu gewährleisten. Hierfür werden Stellen am Körper verwendet die gut durch die Haut zu ertasten sind und somit exakt und schnell erkannt werden können. Über den erwähnten *Anatomical Landmarks*, welche meistens von Knochenfortsätzen gebildet werden, sind wenige Gewebeschichten, durch welche sich die Haut relativ zum Knochen verschieben kann. Als Folge dessen wird der Fehler in der Auswertung vermindert. Durch die Platzierung der Marker am Körper können verschiedene Körpersegmente repräsentiert werden (*Bachmann et al., 2008*).

Für verschiedene Anwendungen gibt es diverse Markersets, mit unterschiedlicher Anzahl und Positionierung der Marker am Körper, um in weiterer Folge die Berechnungen zu erleichtern. In den meisten Fällen gibt es vordefinierte Markersets für etablierte Berechnungsmethoden.

Zusätzlich wird in vielen Analysemethoden auch auf Daten von Kraftmessplatten zurückgegriffen, welche im Gegensatz zu den dreidimensionalen Koordinaten der Marker im Raum, die Bodenreaktionskräfte während der Gangbewegung aufzeichnen.

2.2 Der Gangzyklus

2.2.1 Gangevents

INITIAL CONTACT

Als *Initial Contact (IC)* wird jener Zeitpunkt bezeichnet, zu dem der Fuß am Boden auftrifft. Den ersten Kontakt mit dem Boden hat im Normalfall die Ferse. Liegt jedoch eine Pathologie vor, so muss dies nicht zwangsläufig der Fall sein, wie zum Beispiel bei der Pathologie des Zehengängers (*Hennerici and Bätzner, 2001*). Der *IC* stellt jeweils den Beginn und das Ende eines Gangzyklus dar. Die Bezeichnung *IC* stammt vom *Rancho Los Amigos System*, das im Labor für Ganganalyse am *Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center (RLANRC)*, Los Angeles (USA), entwickelt wurde (*Götz-Neumann, 2011*). Im traditionellen Bezeichnungssystem kann dieser Zeitpunkt als *Heel Strike* bezeichnet werden, dies ist aber nicht ganz korrekt, da, wie oben erwähnt, nicht zwingend die Ferse als erstes den Boden berührt (*Götz-Neumann, 2011*).

TOE OFF

Jener Zeitpunkt, zu dem die Zehe den Boden verlässt, wird als *Toe Off (TO)* bezeichnet. Diese Bezeichnung stammt vom traditionellen System, da die Zehe auch bei Pathologien den Boden als letztes verlässt. Im RLANRC System würde der *TO* dem *End of Pre-Swing* oder dem Start des *Initial Swing* darstellen (*Götz-Neumann, 2011*).

2.2.2 Phasen des Gangzyklus

Der Gangzyklus kann in zwei generelle Phasen eingeteilt werden: die Standphase und die Schwungphase (siehe Abbildung 1).

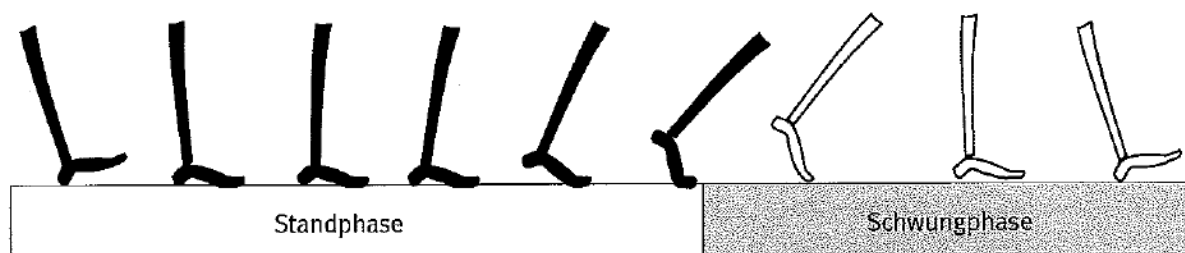


Abbildung 1: Stand- und Schwungphase des Gangzyklus (*Perry, 2003*).

Die Standphase beginnt mit dem *IC*, bei dem die Ferse des Fußes am Boden aufsetzt und endet mit dem Abheben der Zehen. Als Schwungphase wird jener Teil des Gangzyklus bezeichnet, bei dem der Fuß keinen Kontakt zum Boden hat. Die Standphase nimmt 60% und die Schwungphase 40% des Gesamtzyklus ein. Wenn beide Füße den Boden berühren, spricht man von einer bipedalen Standphase.

Genauer betrachtet können sowohl die Stand- als auch die Schwungphase wiederum in mehrere Phasen unterteilt werden. Alle diese haben verschiedene funktionelle Aufgaben im Gangzyklus, ihre genaue Zuteilung ist in Abbildung 2 dargestellt.

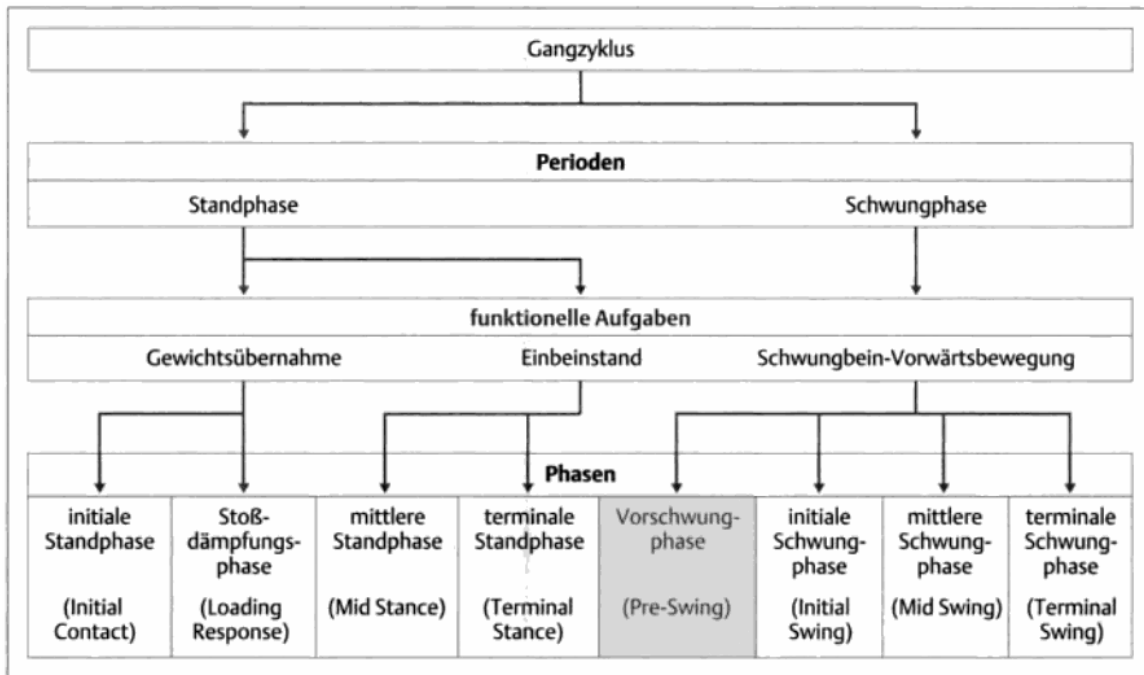


Abbildung 2: Überblick über den Gangzyklus (Götz-Neumann, 2011).

Im Gangzyklus wird immer nur ein Bein betrachtet, das als laterales Bein bezeichnet wird, das andere wird als kontralaterales Bein bezeichnet. Das kontralaterale Bein führt die gleichen Bewegungen wie das laterale Bein aus, jedoch um einen halben Gangzyklus versetzt (Perry, 2003).

Abbildung 3 zeigt die Abläufe eines Gangzyklus. Diese Abläufe folgen in diesem Schema zyklisch aufeinander. In Kapitel 2.3 *Die Perioden eines Gangzyklus* werden die einzelnen Phasen ausführlich besprochen.

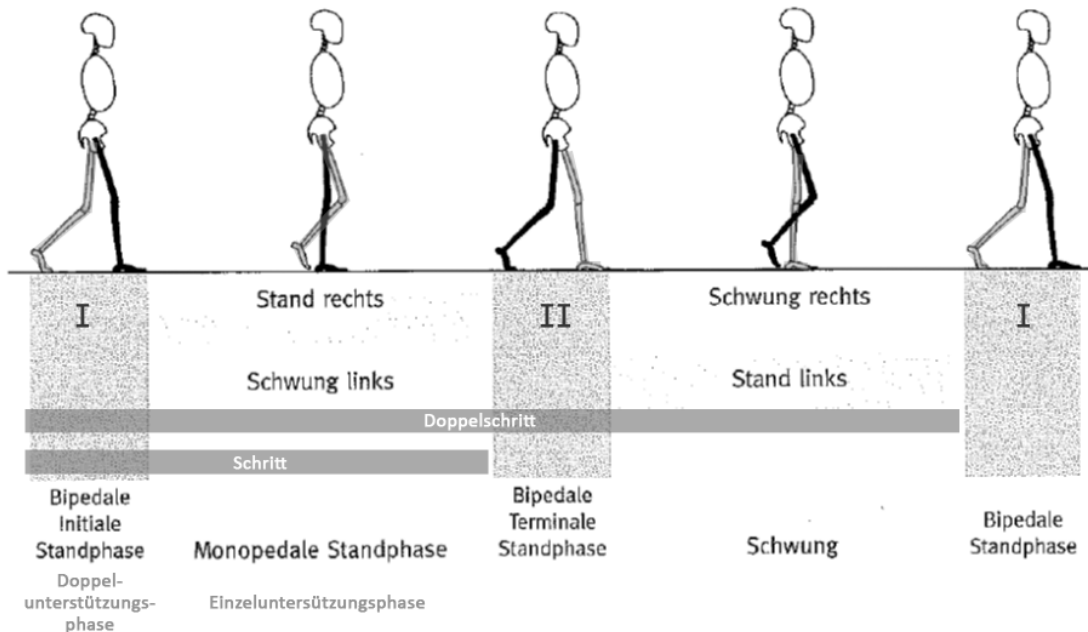


Abbildung 3: Abfolge von Standphasen und Schwungphasen beim menschlichen Gang, bearbeitet nach Perry (Perry, 2003).

Ein vollständiger Gangzyklus besteht aus einem Doppelschritt. Als Doppelschritt wird der Bewegungsablauf vom IC des beobachteten Beines bis zum nächsten IC dieses Beines bezeichnet. Als Schritt wird das Aufsetzen des einen Fußes bis zum initialen Bodenkontakt des kontralateralen Beines

bezeichnet. Somit besteht jeder Gangzyklus aus 2 Schritten. Abbildung 4 veranschaulicht den Unterschied zwischen einem Schritt und einem Doppelschritt.

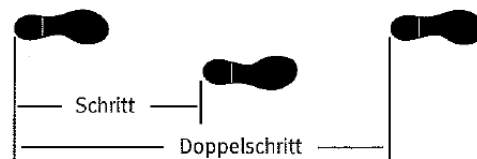


Abbildung 4: Schritt und Doppelschritt (Perry, 2003).

2.3 Die Perioden eines Gangzyklus

2.3.1 Die Perioden der Standphase

Abbildung 5 zeigt die einzelnen Perioden der Standphase, wobei die Muskeln des lateralen Beines rot gekennzeichnet sind. In der Standphase hält das laterale Bein immer Kontakt zum Boden und ist daher das Standbein. Das kontralaterale Bein befindet sich zu Beginn ebenfalls am Boden (Doppelunterstützungsphase) und geht anschließend in die Schwungphase über.

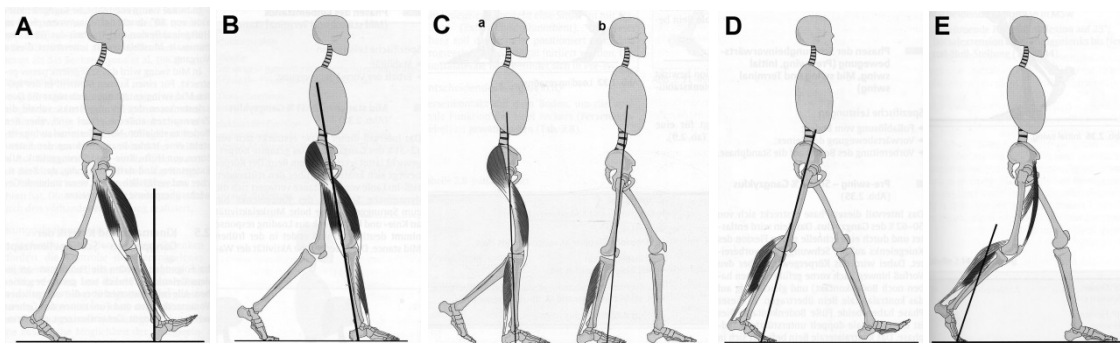


Abbildung 5: Perioden der Standphase

(A) Initiale Standphase (B) Stoßdämpfungsphase (C) a frühe und b späte mittlere Standphase (D) terminale Standphase (E) Vor-Schwungphase; Bilder zusammengefasst aus K. Götz-Neumann, Gehen verstehen (Götz-Neumann, 2011).

INITIALE STANDPHASE

Die initiale Standphase nimmt ungefähr die ersten 0% bis 2% (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003) des Gangzyklus ein. Zu Beginn dieser Phase steht der IC, der im Normalfall durch den Kontakt der Ferse am Boden gekennzeichnet ist (Abbildung 5A).

STOSSDÄMPFUNGSPHASE

Die Stoßdämpfungsphase folgt auf den IC und endet nach 10% (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003) des Gangzyklus. Die Ferse des lateralen Beines hat bereits Kontakt mit dem Boden, während sich das kontralaterale Bein vom Boden abzuheben beginnt. Diese Phase endet mit dem TO des kontralateralen Beines und kann auch als erste Doppelunterstützungsphase bezeichnet werden (Abbildung 5B).

MITTLERE STANDPHASE

Der Beginn der mittleren Standphase ist durch das TO des kontralateralen Beines gekennzeichnet. Der gesamte Fuß des lateralen Beines setzt am Boden auf und somit wird das gesamte Körpergewicht auf das Standbein verlagert. Man kann zwischen einer frühen und späten mittleren Standphase unterscheiden, die durch den Verlauf des Körperschwerpunktes gekennzeichnet ist. Sie beginnt bei 10% des Gangzyklus und endet bei rund 30% des Gangzyklus (Abbildung 5C) (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

TERMINALE STANDPHASE

In der terminalen Standphase beginnt sich der Fuß des lateralen Beines mit der Ferse vom Boden abzuheben, womit sich der Körperschwerpunkt auf den Vorfuß des lateralen Beines verlagert. Dieser Vorgang beginnt bei 30% eines Gangzyklus. Sie endet mit dem IC des kontralateralen Beines nach 50% eines Gangzyklus (Abbildung 5D) (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

VOR-SCHWUNGPHASE

Mit der Vor-Schwungphase endet die Standphase nach ungefähr 60% eines Gangzyklus (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003). Sie beginnt mit dem IC des kontralateralen Beines und endet mit dem TO des lateralen Beines. Da sich in dieser Phase beide Füße auf dem Boden befinden, spricht man wiederum von einer Doppelunterstützungsphase (Abbildung 5E).

2.3.2 Die Perioden der Schwungphase

In Abbildung 6 sind die drei Perioden der Schwungphase abgebildet. Die Muskeln des lateralen Beines sind rot gekennzeichnet. Das laterale Bein ist in der Schwungphase, weshalb es als Schwungbein bezeichnet wird, und das kontralaterale Bein ist das Standbein.

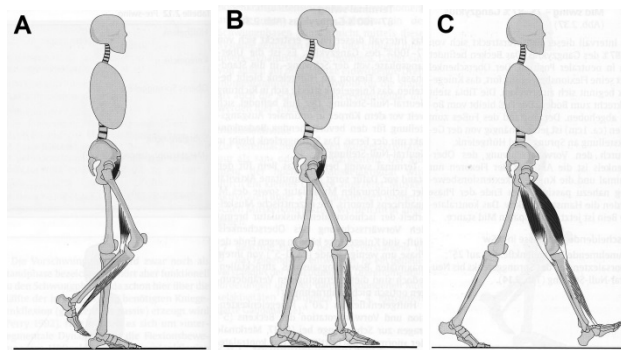


Abbildung 6: Perioden der Schwungphase
(A) Initiale Schwungphase (B) mittlere Schwungphase (C) terminale Schwungphase
Bilder zusammengefasst aus (Götz-Neumann, 2011).

INITIALE SCHWUNGPHASE

Die initiale Schwungphase ist durch den TO des lateralen Beines gekennzeichnet und endet, wenn sich das laterale Bein ungefähr auf Höhe des kontralateralen Beines befindet. Bei rund 60% des Gangzyklus beginnt die initiale Schwungphase und endet bei ca. 73% des Gangzyklus (Abbildung 6A) (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

MITTLERE SCHWUNGPHASE

Bei der mittleren Schwungphase, die bei 73% des Gangzyklus beginnt, schwingt das Bein weiter nach vorne bis die *Tibia* vertikal zum Boden ausgerichtet ist, der Fuß berührt aber noch nicht den Boden. Diese Phase endet bei rund 87% des Gangzyklus (Abbildung 6B) (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

TERMINALE SCHWUNGPHASE

Die terminale Schwungphase leitet den Übergang zur Standphase ein. Sie beginnt mit dem Ende der mittleren Schwungphase und endet mit dem IC des lateralen Beines (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003). Somit ist ein Gangzyklus abgeschlossen (Abbildung 6C).

2.4 Gangparameter

In diesem Kapitel werden die Gangparameter, die aus den kinematischen Daten der 4-Marker-Analyse berechnet werden können, vorgestellt.

2.4.1 Ganggeschwindigkeit

Die Ganggeschwindigkeit ist ein wichtiger Parameter in der Ganganalyse und gibt Auskunft über die Gehfähigkeit einer Person (Götz-Neumann, 2011).

Sie kann an die jeweilige Situation angepasst werden, jede Person hat aber ihre individuelle Ganggeschwindigkeit. Normales Gehen auf fester ebener Oberfläche wird mit ca. 84m/min angenommen (Perry, 2003). Die Variation in der Geschwindigkeit resultiert aus einer Anpassung der Schrittlänge und der Kadenz. Tabelle 1 gibt einen Überblick über verschiedene Ganggeschwindigkeiten.

GANGGESCHWINDIGKEITEN			
		[m/min]	[km/h]
Schlurfen	ca.	30	1,8
Bummeln/Schlendern	ca.	60	3,6
normales Gehen	ca.	84	5
Hetzen	ca.	100	6
Joggen	ca.	200	12
Rennen	ca.	300	18
Weltrekord 100 m	ca.	600	36*

Tabelle 1: Ganggeschwindigkeiten, nach (Götz-Neumann, 2011).
*Durchschnitt

Liegt die Ganggeschwindigkeit deutlich unter 60 m/min, so liegt im Normalfall eine deutliche Beeinträchtigung des Ganges der Person vor (Kirtley, 2006). Somit kann die Ganggeschwindigkeit auf Grund ihrer Einfachheit als einer der wichtigsten Gangparameter angesehen werden.

2.4.2 Kadenz

Die Kadenz, oder Schrittfrequenz, gibt an, wie viel Schritte pro Zeiteinheit ausgeführt werden. Die Berechnung der Kadenz erfolgt durch die folgende Formel 1:

$$Kadenz = Schritte \cdot \frac{60}{t} \left[\frac{Schritte}{min} \right] \quad (1)$$

2.4.3 Schrittbreite

Die Distanz zwischen den beiden Füßen wird entweder als Schrittbreite oder Spurbreite bezeichnet. Die Definition der Schrittbreite ist vom Messsystem bzw. der Anwendung abhängig. So kann unter anderem der Abstand zwischen den Markern, den Mittelpunkten der Sprunggelenke oder auch am Vorfuß bestimmt werden. Standardwerte werden im Bereich von 5-13 cm angenommen (Götz-Neumann, 2011). Abbildung 7 zeigt die Definition der Spurbreite.

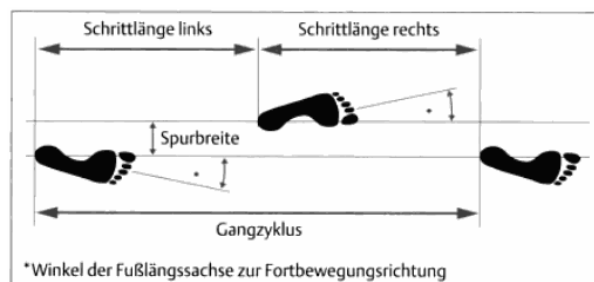


Abbildung 7: Schrittlänge, Spurbreite und Gangzyklus (Götz-Neumann, 2011).

2.4.4 Doppelschrittlänge und -dauer

Als Doppelschritt wird die Bewegung vom initialen Bodenkontakt des lateralen Beines bis zum Bodenkontakt desselben lateralen Beines bezeichnet. Die Distanz bei Ganganalysen wird in Gangrichtung gemessen. In der Ganganalyse wird auch oft vom Gangzyklus gesprochen, welcher einem Doppelschritt entspricht. Abbildung 7 zeigt die Definition des Gangzyklus in einer graphischen Darstellung.

Die Doppelschrittdauer ist jene Zeit, in der ein Doppelschritt zurückgelegt wird.

2.4.5 Schrittlänge und -dauer

Die Schrittlänge kann als halber Doppelschritt charakterisiert werden. Sie ist die Distanz zwischen dem lateralen *IC* und dem kontralateralen *IC*. In Abbildung 7 sind sowohl die Schrittlänge für den linken als auch den rechten Fuß dargestellt.

Die Schrittdauer ist jene Zeit in der ein Schritt zurückgelegt wird.

2.4.6 Einzelunterstützungsphase

Die Einzelunterstützungsphase (Einzel USPH), auch monopedale Standphase, ist jene Phase im Gangzyklus, in der nur ein Fuß den Boden berührt. In der Annahme, dass das linke Bein das Schwungbein ist (Abbildung 3), liegt die Einzel USPH zwischen dem *TO* und *IC* dieses Beines, während das rechte Bein das Standbein ist. In der Literatur wird die Einzel USPH mit einer Dauer von ca. 40% des Gangzyklus angegeben (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

2.4.7 Standphase

Als Standphase kann jene Zeit bezeichnet werden, die ein Fuß am Boden verbringt. Sie ist gekennzeichnet vom Aufsetzen (*IC*) des betrachteten Fußes bis zum Abheben (*TO*) desselben Fußes, vergleiche Abbildung 3. Sie setzt sich somit aus der bipedalen initialen Standphase, der monopedalen Standphase und der bipedalen terminalen Standphase zusammen. Die Standphase nimmt ungefähr eine Zeit von 60% des Gangzyklus in Anspruch (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

2.4.8 Ende der 1. und 2. Doppelunterstützungsphase

Das Ende der 1. Doppelunterstützungsphase (Doppel USPH) ist durch das *TO* des lateralen Beines gekennzeichnet. Sie kennzeichnet das Ende der bipedalen Standphase und markiert den Beginn der folgenden Einzelunterstützungsphase.

Der Gangzyklus ist durch 2 bipedale Standphasen gekennzeichnet (I und II in Abbildung 3). Das Ende der 2. Doppelunterstützungsphase ist durch den *TO* des kontralateralen Beines gekennzeichnet.

2.4.9 Aufsatzwinkel

Der Aufsatzwinkel entspricht dem Winkel zwischen der Fußsohle und dem Boden. Er wird zum Zeitpunkt des *IC* berechnet.

2.4.10 Abdruckwinkel

Der Winkel zwischen Fußsohle und Boden zum Zeitpunkt des *TO* wird als Abdruckwinkel bezeichnet.

2.4.11 Fußöffnungswinkel

Die Fußlängsachse ist im Normalfall um ca. 7° lateral im Vergleich zur Gangrichtung rotiert, die in diesem Fall in X-Richtung liegt (Abbildung 7). Dieser Winkel wird über die gesamte Standphase aufrecht erhalten. (Götz-Neumann, 2011; Menz et al., 2004; Rosenbaum, 2013).

2.5 Die Grundlagen der Laufbewegung

Bei der Laufbewegung darf man auf keinen Fall von einer beschleunigten Gehbewegung sprechen und muss das Laufen daher als eigenes Bewegungsmodell betrachten. Der deutliche Unterschied zwischen Gehen und Laufen begründet sich darin, dass es beim Laufen keine Doppel-USPH gibt, bei der beide Füße gleichzeitig den Boden berühren. Im Gegensatz dazu gibt es eine Flugphase, bei der kein Fuß den Boden berührt. Gewisse Phasen, wie Stand- und Schwungphase, sind auch in der Laufbewegung zu finden (Marquardt, 2012; Neumann, 2005; Nicola and Jewison, 2012).

Ein weiterer Unterschied zwischen Gehen und Laufen ist das unterschiedliche Verhältnis von Standphase zu Schwungphase. Beim Gang liegt dieses bei 60% zu 40%, beim Laufen verlängert sich die Schwungphase und die Standphase wird kürzer. Der TO findet noch vor 50% des Gangzyklus statt. Mit zunehmender Laufgeschwindigkeit nimmt die Schwungphase weiter auf Kosten der Standphase zu, und ein Verhältnis von bis zu 70% zu 30% kann erreicht werden (Mann et al., 1986; Marquardt, 2012; Neumann, 2005; Novacheck, 1998). Die Verschiebung der Verhältnisse von Stand- und Schwungphase sind in Abbildung 8 zu sehen.

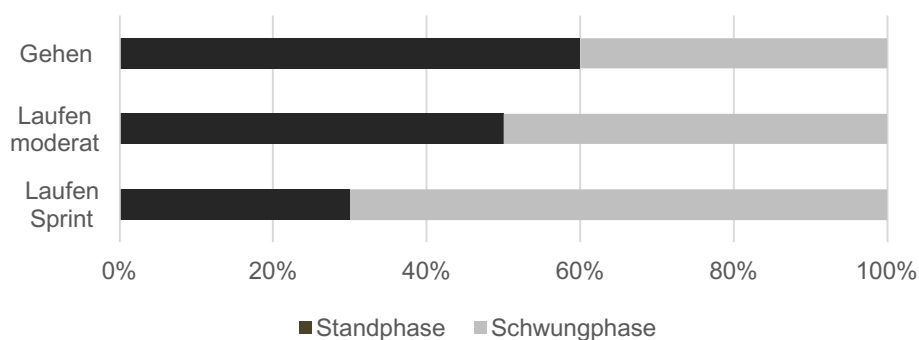


Abbildung 8: Vergleich von Stand- und Schwungphase beim Gehen und Laufen (Mann et al., 1986; Novacheck, 1998)

In der Literatur werden verschiedene Modelle für die Beschreibung der Phasen beim Laufen verwendet, die sich im Wesentlichen bei der Einteilung dieser und ihrer Differenzierung in einzelne Unterphasen unterscheiden. Beim Zwei-Phasen-Modell nach Hannon und Nilsson werden nur eine Stütz- und eine Schwungphase beschrieben, der Zyklus beginnt mit dem ersten IC und endet mit dem nächsten IC des selben Fußes (Hannon et al., 1985; Nilsson et al., 1985). Das Sechs-Phasen-Modell nach Mann und das Vier-Phasen-Modell nach Bauersfeld und Schröter unterteilen die Schwung- und Standphase jeweils in mehrere Subphasen (Bauersfeld and Schröter, 1985; Mann et al., 1986). Für die Betrachtung des Laufzyklus in dieser Arbeit ist das Zwei-Phasen-Modell in seiner Genauigkeit ausreichend.

Erfolgt eine Steigerung der Geschwindigkeit beim Laufen so werden die Schrittfrequenz und die Doppelschrittlänge harmonisch gesteigert, und nicht eine Größe isoliert (Marquardt, 2012).

2.5.1 Laufstil (Strike Patterns)

Anders als bei einem nicht-pathologischen Gangbild muss der IC beim Laufen nicht zwingend mit der Ferse erfolgen. Es kann daher zwischen drei verschiedenen Aufsetzmustern unterschieden werden, wobei die Einteilung nach dem Bereich bezeichnet wird, der als erstes den Boden berührt. Dazu wird der Fuß in drei Zonen eingeteilt und dementsprechend zwischen Fersenkontakt, Mittelfußkontakt und Vorfußkontakt unterschieden (Cavanagh and LaFortune, 1980).

Bei Laufanalysen kann anhand von Druckverteilung und Kraftangriffslinie bzw. anhand des Kraftverlaufes der Laufstil ermittelt werden (Marquardt, 2012). Je nach Laufstil werden verschiedene Muskelgruppen unterschiedlich beansprucht und die Belastung des Bewegungsapparates unterscheidet sich deutlich (Neumann, 2005).

Studien mit Langstreckenläufern haben ergeben, dass 75% bis 95% der Testpersonen mit der Ferse aufsetzen (de Almeida et al., 2015; Hasegawa et al., 2007; Lieberman et al., 2010; Milner and Paquette,

2015). Läufer mit Mittelfußkontakt liegen bei rund 4% und Läufer mit Vorfußkontakt liegen bei weniger als 1,5% (*de Almeida et al., 2015; Hasegawa et al., 2007*).

Generell gilt, dass sich bei einer Steigerung der Laufgeschwindigkeit der Laufstil immer mehr hin zu einem Vorfußkontakt verlagert. Beim Sprinten findet der Erstkontakt ausschließlich mit dem Vorfuß statt, für Langstreckenläufer ist dieser Stil eher ungeeignet, da die Fuß- und Wadenmuskulatur stark beansprucht werden und so leicht Krämpfe und Muskelverhärtungen auftreten können (*Neumann, 2005; Novacheck, 1998*).

In der Literatur wird das Thema Laufstil und insbesondere das durch den Laufstil bedingte Verletzungsrisiko der unteren Extremitäten, sowie die Effizienz und Leistungsbilanz beim Laufen kontrovers diskutiert (*Bencsik L., 2016; Mercer and Horsch, 2015; Rooney and Derrick, 2013*). Da das Laufen zu den zyklischen Bewegungen gezählt wird, werden immer wieder die gleichen anatomischen Strukturen belastet, was Ermüdungsverletzungen begünstigt (*Milner et al., 2006; Zadpoor and Nikooyan, 2011*). Untersuchungen zeigen, dass 50% bis 75% der Verletzungen beim Laufen als Überlastungs- bzw. Ermüdungsverletzungen einzustufen sind (*Giandolini et al., 2016; van Mechelen, 1992*). Neben dem Laufstil werden auch andere Einflussfaktoren für das Verletzungsrisiko, wie Alter, Geschlecht, genetische Prädispositionen, Laufschuhe und Trainingsumfang (Kilometerleistung) diskutiert (*Rooney and Derrick, 2013*).

Das Verletzungsrisiko für die untere Extremität liegt bei Läufern bei bis zu 79% und erklärt daher die Notwendigkeit zur Untersuchung der Ursachen die den Verletzungen zu Grunde liegen (*Rooney and Derrick, 2013; van Gent et al., 2007*). Mehrere Experten, Mediziner und Leistungstrainer propagieren, dass ein Fersenkontakt in Hinsicht auf das Verletzungsrisiko nachteilig ist (*Anderson et al., 2017*). Geht man vom großen Prozentsatz bei Langstreckenläufern mit Fersenaufsatz aus, so müsste dementsprechend ein Großteil der Läufer ihren Laufstil umstellen, was wiederum mit anderen Risiken verbunden ist. Durch die Umstellung ändern sich die Belastungen für die anatomischen Strukturen, was zu einer Adaptierung dieser führt. In der Umstellungsphase steigt aber die Wahrscheinlichkeit für eine Verletzung da die Strukturen noch nicht voll adaptiert sind (*Anderson et al., 2017; Rooney and Derrick, 2013*). Auch ist nicht klar, ob ein Vorfuß- oder Mittelfußkontakt Vorteile in Hinsicht Verletzungsprävention und Leistungseffizienz aufweist. Derzeit braucht es noch weitere Untersuchungen um zu ermitteln, ob es empfehlenswert ist, den Laufstil zu ändern (*Anderson et al., 2017*).

2.5.2 Ermittlung von Events beim Laufen in der Literatur

Die Ermittlung von Events während des Laufens wird zum Teil noch immer ausschließlich visuell durchgeführt, vor allem wenn die Untersuchungen im Feld stattfinden und nicht unter Laborbedingungen (*de Almeida et al., 2015; Hasegawa et al., 2007*). Giandolini verwendet in ihrer Studie für Trailrunning Beschleunigungssensoren, um den Laufstil zu bestimmen (*Giandolini et al., 2016*). Unter Laborbedingungen wird der Laufstil über Kraft- oder Druckmessplatten bestimmt, oft in Kombination mit Markern, die für weitere Analysen herangezogen werden (*Cavanagh and LaFortune, 1980; Fellin et al., 2010; Mercer and Horsch, 2015; Nurse and Nigg, 2001; Peters et al., 2017; Smith et al., 2015*).

2.6 Der pathologische Gang

Krankheiten, falsche oder gestörte Reizleitungen sowie Schäden am Bewegungsapparat können zu einer negativen Beeinflussung des Gangbildes führen. Die Ursachen für eine derartige Beeinflussung des Gangbildes sind sehr vielfältig.

Mögliche Abweichungen vom physiologischen Gang sind der Vorfußkontakt, der flache Fersenkontakt und der Fußsohlenkontakt. Die Auswirkungen dieser beschriebenen Abweichungen betreffen hauptsächlich den IC, da dieser nicht mehr mit der Ferse erfolgt. In weiterer Folge kann die physiologische Abrollbewegung des Fußes nur teilweise oder gar nicht ausgeführt werden. Diese Beeinträchtigungen können zum Teil mit einer Hyperextension im Knie- oder Hüftgelenk kompensiert werden, was längerfristig in diesen Gelenken zu Schäden führen kann. Ein weiteres Merkmal ist, dass Betroffene in ihrer Gehfähigkeit deutlich eingeschränkt sind, was sich in den Gangparametern, vor allem

in der Geschwindigkeit und in der Kadenz, widerspiegelt (Götz-Neumann, 2011; Hennerici and Bätzner, 2001; Perry, 2003).

2.7 Schuhe und ihr Einfluss auf das Gangbild

Schuhe schützen unsere Füße vor äußeren Einflüssen und schützen den Bewegungsapparat vor zu großen Kräften, die durch den unnatürlich harten Untergrund entstehen, auf dem wir uns jeden Tag bewegen (Cronin, 2014; Franklin et al., 2015).

Schon der unterschiedliche Aufbau von Schuhen, der ihre Anwendung bedingt, kann vermuten lassen, dass dieser möglicherweise einen Einfluss auf das Gangbild hat. Deshalb wird in dieser Arbeit untersucht, ob es einen Einfluss verschiedener Schuhmodelle auf die Markertrajektorie, die daraus berechneten Gangevents und die Berechnung der Gangparameter gibt.

3 METHODEN

3.1 Messumgebung Ganganalyse

Die Messungen fanden in einem Bewegungsanalyselabor *des orthopädischen Spitals Speising* mit fix installiertem Videoanalyzesystem statt. Abbildung 9 links zeigt einen Blick in das Bewegungsanalyselabor. Abbildung 9 rechts ergänzt die Koordinatenrichtungen und die Lage des Analyzesystems im Raum. Die übliche Gangrichtung liegt in x-Richtung, 90° dazu in der gleichen Ebene liegt die y-Richtung (vom Tisch zum Fenster) und die z-Richtung gibt die Höhe des Raumes (Boden-Decke) an. Der Messbereich in x-Richtung liegt zwischen -3300 mm und +2900 mm. In diesem Bereich können zu jedem Zeitpunkt der Messung mindestens zwei Kameras einen Marker erfassen, und ermöglichen so eine korrekte Aufzeichnung der Koordinaten der Marker. Wird ein Marker nur von einer Kamera erfasst, können zu diesem Zeitpunkt keine dreidimensionalen Koordinatendaten berechnet werden.

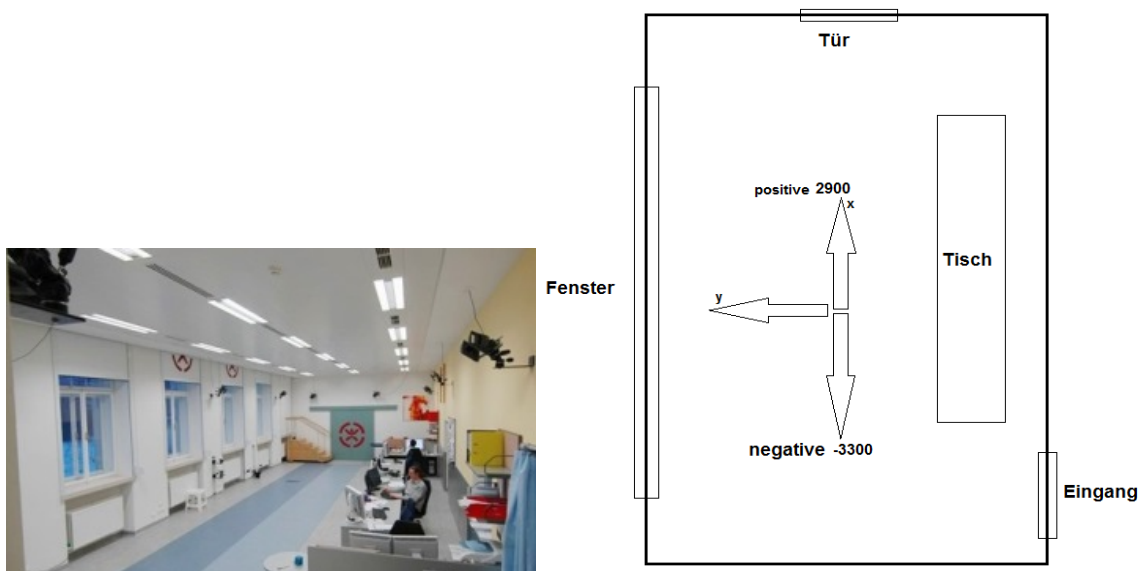


Abbildung 9: Labor für Gang- und Bewegungsanalyse am orthopädischen Spital Speising (Orthopädisches-Spital-Speising-GmbH, 2016), (links) und Orientierung des Koordinatensystems des Videoanalyzesystem (rechts)

3.1.1 Messsysteme

Zur Aufnahme der Daten wird ein fix installiertes optoelektronisches Videoanalyzesystem mit 10 Kameras der Firma Vicon (*Vicon Motion Systems Ltd., UK*) verwendet. Das optoelektronische Videoanalyzesystem ist auf die Maße des Raumes kalibriert und kann die Positionen der Marker im Raum erfassen und aufzeichnen.

Die Ergebnisdaten der Vollanalyse enthalten neben den Daten der Videometrie zusätzlich Daten von Kraftmessplatten, um die Bestimmung von *IC* und *TO* zu ermöglichen. Für die vom *Spital Speising* zur Verfügung gestellten Daten wurden KMP der Firma AMTI (*Advanced Mechanical Technology, Inc., USA*) verwendet.

3.2 Vollanalyse

Bei einer Vollanalyse wird jedes einzelne Körpersegment mit mehreren Markern gekennzeichnet. Dadurch können diese während der Analyse genauer definiert werden. Ein Segment muss für eine 3D-Bewegungsanalyse zumindest durch 3 Marker gekennzeichnet werden. Abbildung 10 zeigt eine

Aufnahme während einer Vollanalyse, in der die Testperson von der linken Seite des Bildes nach rechts geht. Um bei einer Vollanalyse TO und IC bestimmen zu können, werden gleichzeitig zur Videometrie Messungen mit Kraftmessplatten (KMP) durchgeführt. Die daraus ermittelten Werte für TO und IC werden von jenem Zeitpunkt, an dem sie aufgenommen werden, auf die Verläufe der entsprechenden Markertrajektorien projiziert.

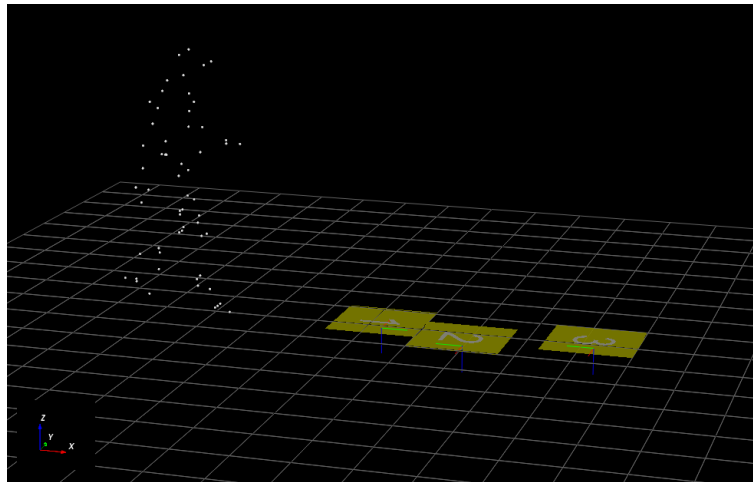


Abbildung 10: Testperson A 06 während einer Vollanalyse mit KMP, Screenshot Mokka 3D Motion & Kinematic Analyzer

Bei einer Vollanalyse trägt die Testperson leichte Unterbekleidung, um die Marker korrekt am Körper platzieren zu können. Des Weiteren wird die Messung ausschließlich barfuß durchgeführt. Für die Messungen, welche im Rahmen dieser Arbeit Verwendung finden, wurde das *Cleveland Clinic Markerset* mit dem *Plug in Gait Oberkörpermodell* (Svoboda, 2011) mit insgesamt 50 Markern für eine statische Messung verwendet, wobei die Daten für die Auswertung der Vollanalyse nicht im Rahmen dieser Arbeit erhoben wurden. Es wurde stattdessen auf Datensätze aus der Datenbank des Bewegungsanalyselabors des *orthopädischen Spitals Speising* zurückgegriffen. Diese stammen von Personen, die leichte Achsfehlstellungen der Beine aufweisen. Sie können auch mit der 4-Marker-Analyse ausgewertet werden, was eine Gegenüberstellung der beiden Auswertungsmethoden ermöglicht. Dies gilt ebenfalls für die Datensätze der Insultpatienten. Diese Daten wurden bei Testpersonen erhoben, die einen Schlaganfall erlitten haben und als Folge dessen unter einer deutlichen Einschränkung ihrer Gangfähigkeit leiden.

3.3 4-Marker-Analyse

Im Gegensatz zur Vollanalyse, werden bei der 4-Marker-Analyse nur 4 Marker verwendet. Dabei wird an jedem Fuß jeweils ein Marker am Vorfuß und einer an der Ferse angebracht. Die Fersen- und Zehenmarker werden sowohl bei der Vollanalyse als auch bei der 4-Marker-Analyse an der gleichen Stelle appliziert. Dies ermöglicht einen direkten Vergleich der beiden Analysemethoden. Abbildung 11 zeigt eine Aufnahme aus einer 4-Marker-Analyse, wobei die Gangrichtung in diesem Fall von rechts nach links ist und somit die grün markierten Marker den linken und die pink markierten Marker den rechten Fuß widerspiegeln. Ergänzend dazu zeigt Abbildung 12 die Position der Marker am Fuß. Der Vorfußmarker, wird in der Mitte des Vorfußes, zwischen den Metatarsalköpfchen II und III gesetzt. Der Fersenmarker wird in der Mitte der Ferse auf gleicher Höhe wie der Vorfußmarker appliziert. Die Höhe wird mit Hilfe einer Schublehre bestimmt.

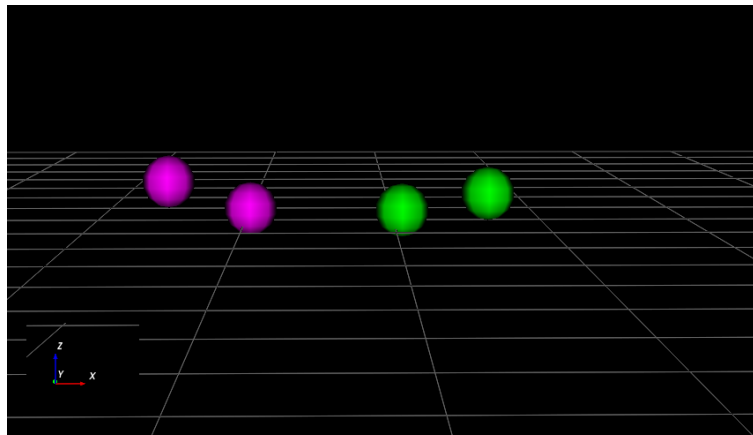


Abbildung 11: 4 Marker-Analyse mit einer Gangrichtung von rechts nach links (pink – rechts, grün – links), Testperson C 03, Screenshot Mokka 3D Motion & Kinematic Analyzer



Abbildung 12: Positionen der Marker am Fuß

Die 4-Marker-Analyse kann sowohl mit Schuhen als auch barfuß durchgeführt werden. Im Gegensatz zur Vollanalyse werden bei der 4-Marker-Analyse keine Daten von Kraftmessplatten aufgezeichnet, da die Detektion von *IC* und *TO* über einen Berechnungsalgorithmus erfolgt, bei dem die Gangevents aus der Markertrajektorie bestimmt werden.

3.3.1 Erhebung und Verarbeitung der Daten der 4-Marker-Analyse

Nach Anbringung der Marker werden die Testpersonen dazu aufgefordert, in der Mitte der Messbahn auf und ab zu gehen und die optoelektronisch erfassten Markerkoordinaten werden mittels eines Computers aufgezeichnet und ohne weitere Bearbeitung im Aufnahmeprogramm als *.c3d-Daten abgespeichert. Über einen Matlab-Befehl können die Daten aufgerufen und in das Matlab-kompatible *.mat-Format konvertiert werden.

Die konvertierten Files werden im Anschluss mit der in MATLAB (*TheMathWorks, Inc., MA, USA*) neu entwickelten Applikation zur Berechnung der Gangparameter geöffnet (*Lawall, 2014*). Die Files enthalten alle wichtigen Daten, die während der Messung aufgezeichnet werden, wie zum Beispiel die Koordinatendaten der Marker und die Aufnahmefrequenz.

Da es dieses Programm, ermöglicht, aus Daten verschiedener Aufnahmemethoden (Vollanalyse oder 4-Marker-Analyse) die Zeit-Weg-Parameter zu berechnen, gibt es mehrere Möglichkeiten, die Daten in das Programm einzulesen. Die Berechnung der Zeit-Weg-Parameter erfolgt für alle Varianten gleich. Abbildung 13 zeigt die verschiedenen Möglichkeiten des Programmablaufs.

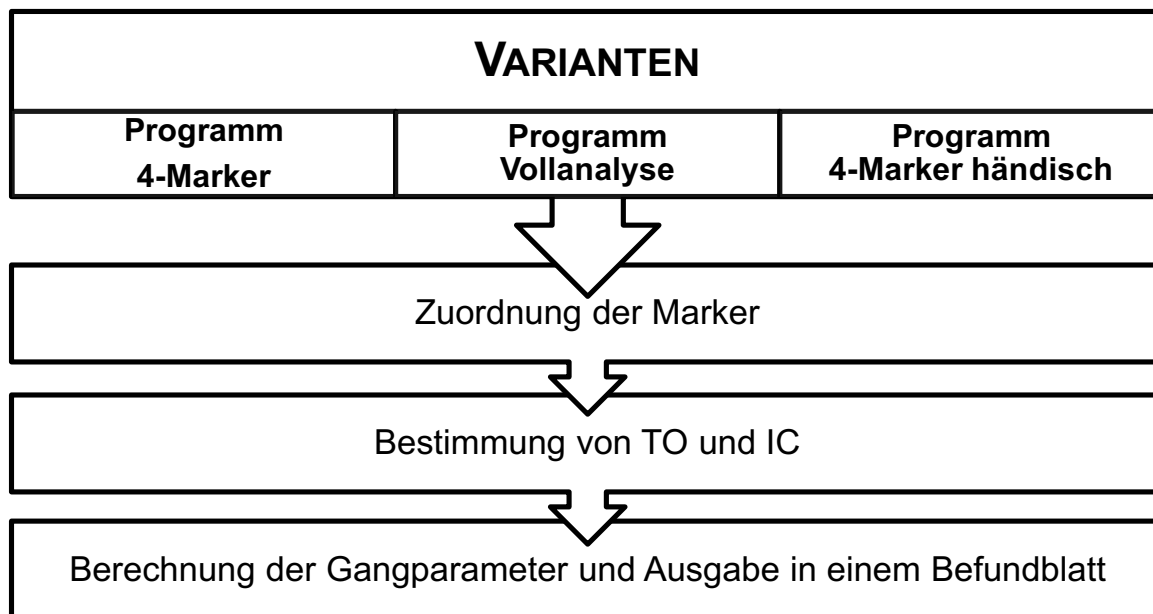


Abbildung 13: Möglichkeiten des Programmablaufs

Bei der Variante **Programm 4-Marker** werden die Daten von der 4-Marker-Analyse eingelesen, die Daten sind komplett unbearbeitet. Bei der Variante **Programm Vollanalyse** werden die Daten einer ganzen Vollanalyse eingelesen, da dieser Datensatz eine große Menge an Daten enthält, die für die folgenden Berechnungen der Gangparameter nicht relevant sind, werden lediglich die Daten der Fußmarker, die sich an der gleichen Stelle wie bei der 4-Marker-Analyse befinden, ausgelesen. Dazu ist es notwendig, die Marker vorher zuzuweisen und die zugeordneten Marker als solche zu exportieren. Bei der Variante **Programm 4-Marker händisch** können die Rohdaten der 4-Marker-Analyse vorher händisch nachbearbeitet werden. Dies ist zum Beispiel notwendig, wenn die Koordinaten eines Markers während einer Messung nicht durchgehend korrekt aufgezeichnet werden. Dies erlaubt die Berechnung der Gangparameter von Datensätzen, die mit der Variante **Programm 4-Marker** nicht ausgewertet werden können. Dadurch müssen weniger Daten verworfen werden. Da die Daten durch die händische Zuweisung der Marker Lücken, sogenannte „Gaps“, enthalten, werden diese bis zu einer Größe von 20 Gaps interpoliert (Lawall, 2014).

Zum Vergleich, zur Analyse und zur Sichtung der Daten außerhalb des Labors wurde der c3d-Viewer *Mokka 3D Motion & Kinematic Analyzer (Mokka Version 0.6.2 © 2009-2013 Arnaud Barré)* verwendet. Mit dieser Freeware können Daten aus *.c3d Files, wie Daten der Kraftmessplatten und Markertrajektorien, dargestellt werden.

AUSWERTUNG DER DATEN DER VOLLANALYSE MITTELS 4-MARKER-ANALYSE

Die Daten der Vollanalyse wurden mittels der im BewegungsanalySELabor *Speising* verwendeten Auswertepplifikation ausgewertet und der gleiche Datensatz wurde zusätzlich auch mit der neu entwickelten 4-Marker-Applikation ausgewertet. Dafür wurde die Variante „Programm Vollanalyse“ verwendet.

MANUELLE BEARBEITUNG DER DATEN DER 4-MARKER-ANALYSE

Jene Datensätze, die nicht sofort mit dem Befehl für die 4-Marker-Analyse ausgewertet werden konnten, mussten händisch nachbearbeitet werden, da die Marker-Zuordnung nicht über die gesamte Messung korrekt war.

Durch Reflexionen, Verschmutzung oder Verdeckung der Marker kann es während der Aufnahme dazu kommen, dass das Vicon-Aufnahmeprogramm den Marker kurzzeitig nicht mehr erkennt und so die Daten für wenige Aufnahmepunkte nicht aufzeichnet. Wird der Marker vom Programm wieder erkannt,

wird ihm nicht der ursprüngliche Markername zugeordnet. In der händischen Nachbearbeitung muss nun dem Marker der richtige Name zugeordnet werden. Die Lücken in den Daten bleiben jedoch bestehen. Da aber die Zuordnung nun korrekt ist, können die Daten aus Vicon exportiert werden und mit dem Programm 4-Marker-Analyse ausgewertet werden. Datenlücken bis zu 20 fehlenden Werten können in der Auswertemethode 4-Marker-Analyse interpoliert werden. Die korrekte Benennung der Marker ist wichtig, um die Daten mit der 4-Marker-Analyse auswerten zu können (Lawall, 2014).

3.3.2 Schwellenwerte für die Detektion der Gangevents *IC* und *TO*

Die Berechnung der Gangevents *IC* und *TO* wird durch Schwellenwerte unterstützt. Sowohl für den Fersenmarker als auch den Zehenmarker wird der Schwellenwert dazu verwendet die Maxima der Peaks des Markerverlaufs zu bestimmen. Dabei werden jeweils jene Werte verworfen, die unter dem berechneten Schwellenwert liegen. Die individuelle Berechnung des Schwellenwerts ist notwendig, da die z-Werte der Marker von Testperson zu Testperson unterschiedliche Maxima aufweisen. Somit kann kein fixer Schwellenwert festgelegt werden, da in diesem Fall die Ermittlung der Gangevents in vielen Fällen nicht möglich wäre (Lawall, 2014).

Für die Entwicklung des Programms wurden die Schwellenwerte wie folgt festgelegt:

$$\text{Prozent}_{\text{Heel}} \text{ links bzw rechts} = 60\%$$

$$\text{Prozent}_{\text{Toe}} \text{ links bzw rechts} = 50\%$$

$$\text{Prozent}_{\text{az}} \text{ links bzw rechts} = 20\%$$

Für Berechnung der Schwellenwerte wird das Maximum verwendet und mit dem jeweiligen angegebenen Prozentwert multipliziert.

Die Schwellenwerte können jedoch individuell verändert werden, wenn dies für die Detektion der Gangevents notwendig ist. Die jeweiligen Schwellenwerte werden bei der Berechnung der Zeit-Weg-Parameter angegeben.

3.3.3 Berechnungsmethoden der Gangparameter

Die folgenden Beschreibungen der Berechnungsmethoden der Gangparameter sind eine Ergänzung zu den Definitionen der Gangparameter aus Abschnitt 2.4. Bei der Berechnung der Gangparameter wurde als erstes Event der IC_R bestimmt. Dadurch ergibt sich eine Abfolge der Events wie folgt: IC_{R1} , TO_{L1} , IC_{L1} , TO_{R1} , IC_{R2} , TO_{L2} , IC_{L2} , TO_{R2} , usw. Der Index R bezieht sich auf den rechten Fuß, der Index L auf den linken Fuß. Die Laufvariable i wird zu Beginn der Berechnung auf 1 gesetzt und erhöht sich mit jedem Berechnungsdurchgang im Code um 1.

Zur Beschreibung der Gangparameter werden folgende Abkürzungen verwendet:

i ... Zähler von *IC* und *TO* pro Fuß (Laufvariable)

IC ... Initial Contact

TO ... Toe Off

$t(IC)$... Zeitpunkt des *IC*

$t(TO)$... Zeitpunkt des *TO*

BERECHNUNG DER GANGGESCHWINDIGKEIT

Die Berechnung der Ganggeschwindigkeit v erfolgt über den zurückgelegten Weg s und der verstrichenen Zeit t (Formel 1). Üblicherweise wird die Ganggeschwindigkeit in der Einheit [m/min] oder [m/s] angegeben. In dieser Berechnungsmethode werden der Weg und die Zeit zwischen dem ersten *IC* und dem letzten detektierten *IC* verwendet.

$$v = \frac{s}{t} \left[\frac{m}{s} \right] \quad (2)$$

BERECHNUNG DER KADENZ

Ein wesentlicher Teil der Berechnung der Kadenz ist die Ermittlung der Anzahl der Schritte. Da es sich bei der Kadenz um eine Frequenz handelt, werden die Schritte mit 60 multipliziert und im Anschluss durch die benötigte Zeit dividiert (Formel 1, Kapitel 2.4.2).

$$Kadenz = \text{Schritte} \cdot \frac{60}{t} \left[\frac{\text{Schritte}}{\text{min}} \right] \quad (1)$$

BERECHNUNG DER SCHRITTBREITE

Die Schrittbreite wird als jene Distanz definiert, die zum Zeitpunkt des IC zwischen den beiden Fersenmarkern liegt. Und wird in mm angegeben.

BERECHNUNG DER DOPPELSCHRITTLÄNGE

Ein Doppelschritt ist definiert vom initialen Bodenkontakt des lateralen Beines bis zum nächsten Bodenkontakt desselben lateralen Beines. Daraus ergibt sich folgende Berechnungsformel für die Doppelschrittlänge (Formel 3 und 4):

$$\text{Doppelschrittlänge rechts} = IC_{R_{i+1}} - IC_{R_i} [mm] \quad (3)$$

$$\text{Doppelschrittlänge links} = IC_{L_{i+1}} - IC_{L_i} [mm] \quad (4)$$

Die Doppelschrittlänge für Links und Rechts ist immer gleich groß, da sie einem Gangzyklus entspricht. In der Auswertung wird die Doppelschrittlänge nicht getrennt für Links und Rechts aufgeschlüsselt.

BERECHNUNG DER DOPPELSCHRITTDAUER

Für die Berechnung der Doppelschrittdauer wird jene Zeit herangezogen, die für einen Doppelschritt benötigt wird. Daraus ergeben sich folgende Formeln (Formel 5 und 6):

$$\text{Doppelschrittdauer rechts} = t(IC_{R_{i+1}}) - t(IC_{R_i}) [s] \quad (5)$$

$$\text{Doppelschrittdauer links} = t(IC_{L_{i+1}}) - t(IC_{L_i}) [s] \quad (6)$$

BERECHNUNG DER SCHRITTLÄNGE

Die Schrittlänge ist als jene Distanz definiert, die zwischen IC des lateralen Beines und dem IC des kontralateralen Beines liegt. Sie kann sowohl für das rechte als auch für das linke Bein berechnet werden (Formeln 7 und 8). Die Schrittlänge wird in [mm] angegeben. Es ergibt sich folgende Berechnung:

$$\text{Schrittlänge rechts} = IC_{R_{i+1}} - IC_{L_i} [mm] \quad (7)$$

$$\text{Schrittlänge links} = IC_{L_i} - IC_{R_i} [mm] \quad (8)$$

Da die Schrittlänge zwischen Rechts und Links variieren kann, wird diese auch getrennt analysiert.

BERECHNUNG DER SCHRITTDAUER

Die Zeit der Schrittlänge wird als Schrittdauer bezeichnet. Daraus ergibt sich die folgende Berechnung für die Schrittdauer Links und Rechts (Formel 9 und 10):

$$\text{Schrittdauer rechts} = t(IC_{R_{i+1}}) - t(IC_{L_i}) [s] \quad (9)$$

$$\text{Schrittdauer links} = t(IC_{L_i}) - t(IC_{R_i}) [s] \quad (10)$$

Die Schrittdauer wird in Sekunden [s] angegeben.

BERECHNUNG DER EINZELUNTERSTÜTZUNGSPHASE

Die Dauer der Einzelunterstützungsphase wird in [s] angegeben. Für die Berechnung des rechten und des linken Beines ergibt sich (Formel 11 und 12):

$$\text{Einzel USPH rechts} = t(IC_{L_i}) - t(TO_{L_i}) [s] \quad (11)$$

$$\text{Einzel USPH links} = t(IC_{R_{i+1}}) - t(TO_{R_i}) [s] \quad (12)$$

BERECHNUNG DER STANDPHASE

Die Standphase wird in Prozent [%] vom gesamten Gangzyklus angegeben. Sie kann wie folgt für Links und Rechts berechnet werden (Formel 13 und 14):

$$\text{Standphase rechts} = \frac{t(TO_{R_i}) - t(IC_{R_i})}{t(IC_{R_{i+1}}) - t(IC_{R_i})} \cdot 100 [\%] \quad (13)$$

$$\text{Standphase links} = \frac{t(TO_{L_{i+1}}) - t(IC_{L_i})}{t(IC_{L_{i+1}}) - t(IC_{L_i})} \cdot 100 [\%] \quad (14)$$

BERECHNUNG DES ENDES DER 1. DOPPELUNTERSTÜTZUNGSPHASE

Das Ende der Doppelunterstützungsphase kann entweder das *TO* des linken oder des rechten Beins sein. Der Zeitpunkt wird in Prozent [%] eines kompletten Gangzyklus angegeben (Formel 15 und 16).

$$\text{Ende Doppel USPH rechts} = \frac{t(TO_{L_i}) - t(IC_{R_i})}{t(IC_{R_{i+1}}) - t(IC_{R_i})} \cdot 100 [\%] \quad (15)$$

$$\text{Ende Doppel USPH links} = \frac{t(TO_{R_i}) - t(IC_{L_i})}{t(IC_{L_{i+1}}) - t(IC_{L_i})} \cdot 100 [\%] \quad (16)$$

BERECHNUNG DES AUFSATZWINKELS

Für die Berechnung des Aufsatzwinkels wird der Vektor zwischen dem Vorfuß- und Fersen-Marker eines Fußes berechnet. Der Winkel zwischen diesem Vektor und dem Boden entspricht dem Aufsatzwinkel und wird zum Zeitpunkt des *IC* berechnet. Der Aufsatzwinkel wird sowohl für den linken als auch den rechten Fuß berechnet.

BERECHNUNG DES ABDRUCKWINKELS

Der Abdruckwinkel wird zum Zeitpunkt des *TO* berechnet, und entspricht dem Winkel zwischen dem berechneten Vektor zwischen Fersen- und Vorfuß-Marker sowie dem Boden. Er wird für Links und Rechts getrennt berechnet.

BERECHNUNG DES FUSSÖFFNUNGSWINKELS

Der Fußöffnungswinkel wird am Ende der Standphase beim *TO* des jeweiligen Beines berechnet, indem ein Vektor durch den Zehn- und Fersenmarker erstellt und der Winkel zwischen diesem Vektor und der x-Achse berechnet wird.

3.3.4 Vergleich der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse

Bei der Vollanalyse und bei der 4-Marker-Analyse wird eine Vielzahl an Parametern berechnet, jedoch werden nicht alle Parameter in der Ausgabe der Zeit-Weg-Parameter berücksichtigt. Tabelle 2 zeigt, welche Gangparameter in welcher Analyse in den Zeit-Weg-Parametern ausgegeben werden. Als *Limp Index* wird die Abweichung zum Norm-Gangbild bezeichnet (*BMJ_Publishing_Group_Limited, 2013*).

Die Berechnung von Aufsatzwinkel, Abdruckwinkel und Fußöffnungswinkel erfolgt bei der Vollanalyse ebenfalls über kinematischen Daten der Marker, sie werden aber nicht bei den Zeit-Weg-Parametern ausgegeben, sondern bei den kinetischen Daten, die aber nicht zur Verfügung gestanden sind. Daher wird der Vergleich der Winkel von Vollanalyse und 4-Marker-Analyse hier nicht berücksichtigt.

		Vollanalyse	4-Marker-Analyse
Geschwindigkeit	[m/s]	X	X
Kadenz	[Schritte/min]	X	X
Schrittbreite	[m]	X	X
Doppelschrittlänge	[m]	X	X
Schrittlänge L/R	[m]	X	X
Einzel USPH L/R	[s]	X	X
Doppel USPH L/R	[s]	X	
Schrittdauer L/R	[s]	X	X
Doppelschrittdauer L/R	[s]	X	X
Standphase L/R	[%]	X	X
Ende 1. Doppel USPH L/R	[%]	X	X
Ende 2. Doppel USPH L/R	[%]		X
Ende 1. Einzel USPH L/R	[%]	X	
Limp Index L/R	[]	X	
Aufsatzwinkel	[°]		X
Abdruckwinkel	[°]		X
Fußöffnungswinkel	[°]		X

Tabelle 2: Gangparameter der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse
(L – Links, R – Rechts)

3.4 Durchführung der Laufanalyse

Die Messungen für die Untersuchung des Laufstils wurden auf einem Laufband des Modells *h/p/cosmos quasar® med* (*h/p/cosmos holding gmbh, Deutschland*) mit integrierter Druckmessplatte *Zebris FDM-T* (*zebris Medical GmbH, Deutschland*) durchgeführt. Die Koordinaten der Marker wurden mittels eines zehn Kamera umfassenden opto-elektronischen Bewegungsanalysesystems (*Vicon Motion Systems Ltd., UK*) aufgezeichnet. Die Aufnahmefrequenz beträgt beim Vicon-System 150 Hz und beim Zebris-System 100 Hz.

Der Ablauf der Messungen war für jede Testperson ident und setzte sich aus einer Eingewöhnungsphase zur Wahl der individuellen Laufgeschwindigkeit und den jeweiligen Messungen mit Fersen-, Mittel- und Vorfußaufsatz zusammen. Die Messungen erfolgten barfuß mit der individuell gewählten Geschwindigkeit und einer Laufbandneigung von 0°. Die Applikation der Marker erfolgte wie bei der Ganganalyse.

Die Gangevents werden aus den Daten der Druckmessplatte ermittelt und im Programm Nexus mit den Daten der Marker zusammengeführt. Die dazu notwendige Messkette wird in Abbildung 14 dargestellt. Die Synchronisierung der Daten erfolgt mittels TTL-Signal (Transistor-Transistor Logik), welches bei überschreiten eines Schwellenwertes Daten beider Systeme aufzeichnet.

Zur Einspielung der Daten aus Zebris in das Nexus Program werden diese als xml-Datei exportiert und mit einer bestehenden Routine verarbeitet. In Nexus werden die Gangevents in die Markertrajektorien integriert. Anschließend werde die Daten als mat-Datei gespeichert.

In diesen exportieren mat-Dateien sind die Zeitpunkte der Gangevents aus den Daten der Druckmessplatten enthalten. Diese werden zum Vergleich herangezogen, um die ermittelten Events aus der Markertrajektorie vergleichen zu können. Die Zeitpunkte der Events werden in Frames angegeben.

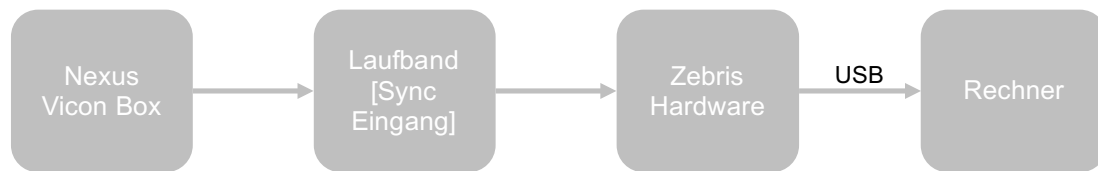


Abbildung 14: Messkette Laufanalyse

3.4.1 Entwicklung des Algorithmus für die Laufanalyse

Im Folgenden wird auf die Datenverarbeitung der Laufanalyse und die Bestimmung von Laufstil und Gangevents eingegangen. Die Routine wird im Command Window von Matlab mit `run_running.m` aufgerufen. Abbildung 15 gibt einen Überblick über den Aufbau des Algorithmus, wobei die Bestimmung des IC standardmäßig abhängig von der Bestimmung des Laufstils durchgeführt wird. Eine alternative Methode (unterbrochene Linie) bietet die Möglichkeit, den IC unabhängig vom Laufstil zu bestimmen. Die Vor- und Nachteile der verschiedenen Lösungswege werden in den Ergebnissen gegenübergestellt und in der Interpretation diskutiert. Die Bestimmung des TO ist unabhängig vom Laufstil.

Relevante Teile des Codes sind im Anhang II ab Seite 130 zu finden. Der Code ist immer für die linke Seite angegeben, die Berechnung für die rechte Seite erfolgt ident.

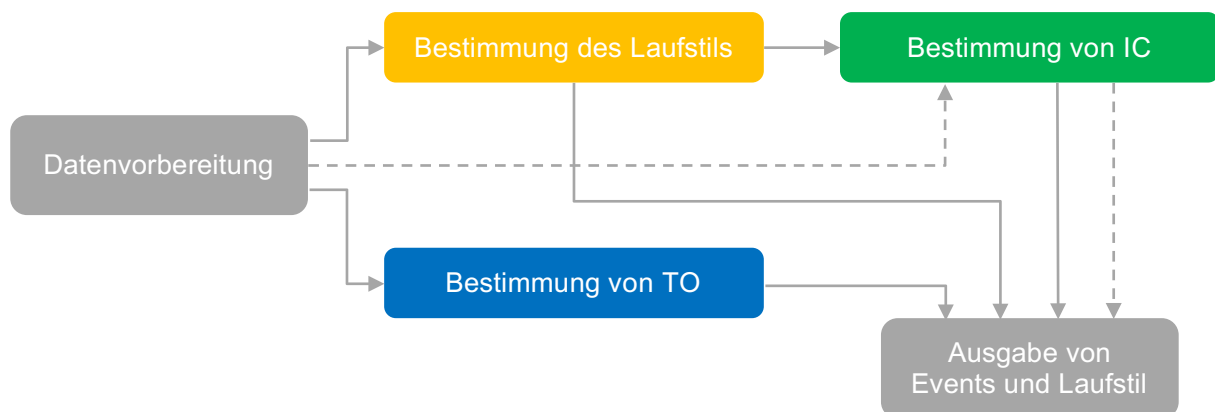


Abbildung 15: Ablaufdiagramm des Programms
 durchgezogene Linie entspricht dem Standardprogramm,
 unterbrochene Linie entspricht einem alternativen Lösungsweg zur Bestimmung des IC

DATENVORBEREITUNG

Die Rohdaten der Videoanalyse liegen als mat-Files vor, die in der Routine aufgerufen werden. In der Datenvorbereitung werden die Daten (Code: `Reply.Traj.Value`) als dreidimensionale Matrix $A(n,m,q)$ gespeichert, wobei n für die Anzahl der Messwerte, m für die Anzahl der Marker (4) und q für die Koordinatenrichtungen (x,y,z) stehen. Die in Nexus erstellten Markerbezeichnungen LHEE, RHEE, LTOE oder RTOE werden aufgerufen (Code: `Reply.Traj.Label`) und die Matrix A sortiert. Anschließend werden die Daten gefiltert, die Berechnung des Sohlenwinkels durchgeführt und die Differenzialquotienten A gebildet.

Die Rohdaten der Laufanalyse werden mit einem Butterworthfilter 4. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 12 Hz gefiltert (Fellin et al., 2010). In Abbildung 16 ist ein Vergleich der Rohdaten ungefiltert, der Daten gefiltert mit einem Butterworthfilter 2. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 6 Hz (wie bei der Ganganalyse verwendet) und der Daten gefiltert mit einem Butterworthfilter 4. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 12 Hz zu sehen. Beim Butterworthfilter 2. Ordnung wird nur vorwärts gefiltert (Code: `filter`), beim Butterworthfilter 4. Ordnung wird vorwärts und rückwärts gefiltert (Code: `filtfilt`). Durch Vorwärts- und Rückwärtsfiltern wird der Versatz in den Daten verringert, was zu einer höheren Genauigkeit in den Daten führt. Die gefilterte Matrix A wird als dreidimensionale Matrix `Daten_gefiltert` mit den gleichen Dimensionen wie A ausgegeben.

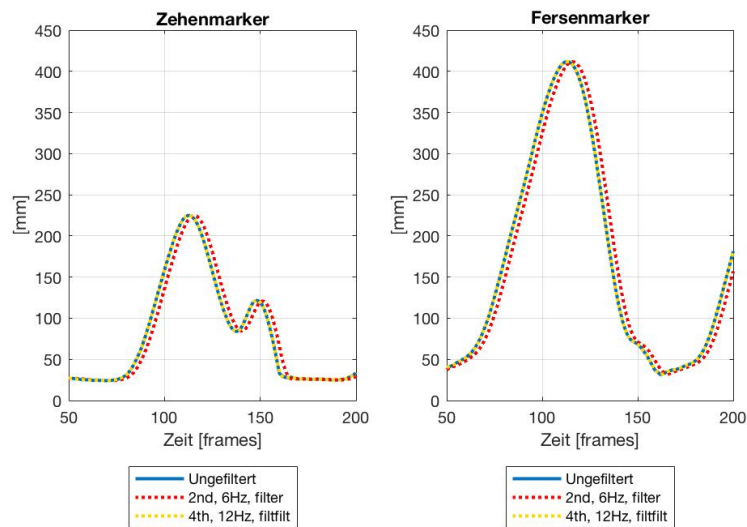


Abbildung 16: Trajektorie von Zehenmarker und Fersenmarker ungefiltert und mit Butterworthfilter 2. bzw. 4. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 6 Hz bzw. 12 Hz

Aus den gefilterten Daten werden die Differenzialquotienten aller z-Werte der Marker gebildet (Code: gradient). Diese Daten werden als zweidimensionale Matrix $M_{t_v_a}(n,12)$ mit den Werten für die Anzahl der Messwerte (n) und den Trajektorienparametern für ersten (v =Geschwindigkeit) und zweiten (a =Beschleunigung) Gradienten ausgegeben.

Als Sohlenwinkel wird jener Winkel bezeichnet, der zwischen einer gedachten Geraden zwischen dem Zehen- und Fersenmarker und dem Boden gebildet wird. Dieser Winkel wird als Winkel α bezeichnet und für jeden Zeitpunkt der Messung berechnet. In Abbildung 17 ist schematisch dargestellt, wie der Winkel berechnet wird. Für die Berechnung wird die Funktion Winkelverlauf aufgerufen. Für jeden Messpunkt wird der Winkel berechnet. Daraus ergibt sich eine zweidimensionale Matrix, die als Winkel_alpha($n,2$) bezeichnet wird, und die Daten für den Sohlenwinkel links und rechts enthält (2).

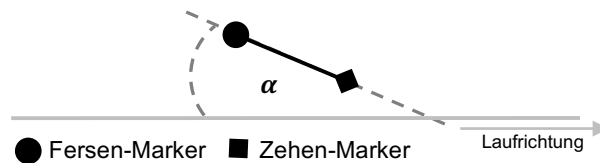


Abbildung 17: Schematische Darstellung der Berechnung des Sohlenwinkels

BESTIMMUNG DES LAUFSTILS

Die Bestimmung des Laufstils erfolgt über den Verlauf des Sohlenwinkels, der für den Vorfuß-, Mittelfuß- und Fersenaufsatz charakteristisch ist. Um den Laufstil zu bestimmen, wird die Funktion Bestimmung_Laufstil aufgerufen und die Matrix Winkel_alpha übergeben. Die Einteilung der Laufstile erfolgt anhand von Grenzwerten des Sohlenwinkels (Abbildung 18). Eine Messung kann als Vorfuß-Aufsatz deklariert werden, wenn $\alpha > +5^\circ$, als Mittelfuß-Aufsatz, wenn $+5^\circ > \alpha > -5^\circ$ und als Fersenaufsatz, wenn $\alpha < -5^\circ$ im Bereich des Zeitpunkts des IC zutrifft.



Abbildung 18: Stellung von Fersen- und Zehen-Marker beim IC bei unterschiedlichen Laufstilen

In Abbildung 19 sind die Verläufe des Sohlenwinkels der verschiedenen Laufstile einer Testperson exemplarisch dargestellt. Anhand dieser charakteristischen Verläufe kann nun der Laufstil bestimmt werden.

Dazu werden die lokalen Minima (Code: `pks = -findpeaks`), jeweils in der Farbe der Trajektorie eingekreist, bestimmt. Es wird ein Vektor mit allen lokalen Minima (`pks`) erstellt. Matlab kann mit der Funktion `findpeaks` lokale Maxima bestimmen, sollen die lokalen Minima bestimmt werden, dann muss der Befehl `-findpeaks` verwendet werden, wobei Matlab zur Bestimmung die Werte invertiert, und somit ebenfalls die Maxima bestimmt. Die lokalen Minima werden über die gesamte Messung gemittelt (Code: `mean`) und

mit einer `if/else if` Prüfung wird der Laufstil bestimmt, indem das Mittel mit den vorgegebenen Grenzen verglichen wird. Das Ergebnis der Bestimmung wird der Variable `Laufstil` zugewiesen.

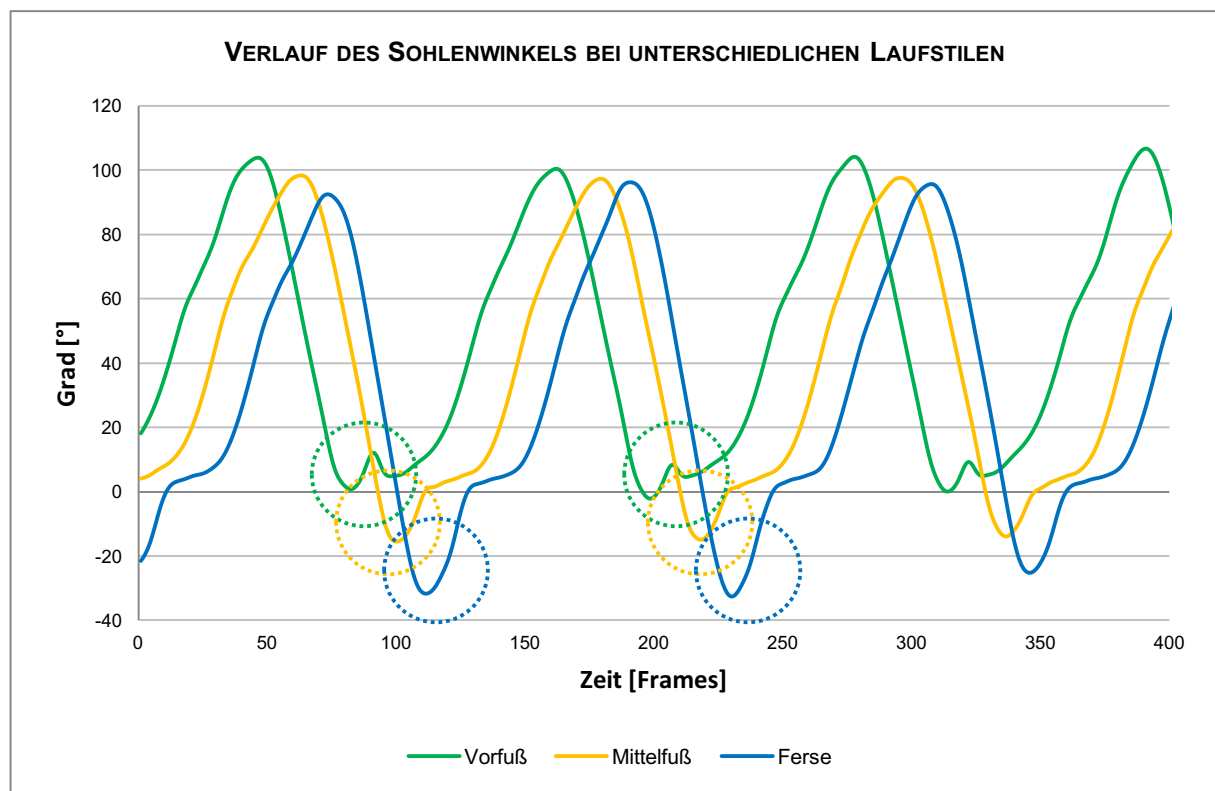


Abbildung 19: Verlauf des Sohlenwinkels bei unterschiedlichen Laufstilen

BESTIMMUNG DES TO

Die Bestimmung von TO erfolgt bei allen Laufstilen gleich, da sich die Verläufe der Zehen-Trajektorien nur geringfügig unterscheiden und erfolgt durch den von Alton et al. entwickelten Algorithmus. Dieser Algorithmus bedient sich der Änderung des z-Wertes über die Zeit des Zehen-Markers. Wird eine

Änderung bei zwei aufeinanderfolgenden Datenpunkten von mehr als 2 mm festgestellt, dann wird zum Zeitpunkt dieses Datenpunktes der TO festgelegt (*Alton et al., 1998*).

Für die Bestimmung des TO wird die Funktion Berechnung_Events aufgerufen. In Abbildung 20 A ist exemplarisch ein Verlauf eines Zehenmarkers abgebildet. Zur Bestimmung des Zeitpunkts des TO werden als erster Schritt die lokalen Minima (Code: [pks,locs]= -findpeaks) bestimmt, diese werden durch einen roten Punkt in der Abbildung gekennzeichnet. Dabei werden zwei Vektoren erstellt, einer der die lokalen Minima (pks) enthält und ein zweiter mit den Indices der lokalen Minima (locs), der den Zeitpunkten der lokalen Minima entspricht. Von diesem lokalen Minimum, das in etwa 10 bis 20 Frames vor dem eigentlichen TO liegt wird eine Überprüfung gestartet, bis die Differenz von zwei aufeinanderfolgenden Datenpunkten größer als 2 mm ist. Der zu erwartende Zeitpunkt des TO liegt im Anstieg der Trajektorie nach dem lokalen Minimum (roter Kreis Abbildung 20 A).

BESTIMMUNG DES IC

Anders als beim TO wird der IC je nach Laufstil unterschiedlich berechnet (Abbildung 20 B). Diese Methode lehnt sich an eine Studie an, wo die Daten in Mittelfuß- und Fersenaufsatz eingeteilt werden und folglich der IC bestimmt wird (*Leitch et al., 2011*). Für die Bestimmung des IC nach Laufstil wird eine if/else-Prüfung durchgeführt, welcher Laufstil bei dieser Messung vorliegt und anschließend die entsprechende Funktion aufgerufen

- Vorfußaufsatz:
Zur Berechnung des IC bei einem Vorfußaufsatz wird der Winkelverlauf herangezogen (Abbildung 20 B1). Wird ein Lauf als Vorfußaufsatz kategorisiert, wird die Funktion IC_Winkel aufgerufen, der die Variable Winkel_alpha übergeben wird. Es werden die lokalen Maxima (Code: [pks,locs]=findpeaks) bestimmt und daraus die Vektoren für die lokalen Maxima (pks) die Indices der lokalen Maxima (locs) ermittelt. Die Indices der lokalen Maxima entsprechen den Zeitpunkten des IC.
- Mittelfußaufsatz:
Bei einem Mittelfußaufsatz wird der erste Gradient des Zehenmarkers zur Bestimmung des IC herangezogen. Dazu wird die Funktion IC_vz_Toe aufgerufen und die Matrix M_t_v_a übergeben. Wie sich in Abbildung 20 B2 zeigt, gibt es einen Zusammenhang zwischen dem zweiten lokalen Minimum des 1. Gradienten des Zehenmarkers (vz) mit dem IC bei einem Mittelfußaufsatz. Der IC wird mit über die lokalen Minima ([pks,locs]= -findpeaks) bestimmt. Die beiden Vektoren pks und lcos enthalten die lokalen Minima bzw. die entsprechenden Indices. Diese entsprechen den Zeitpunkten des IC. Da hier immer zwei Minima in einem Zeitraum von 50 Frames gefunden werden, ist es notwendig zu prüfen, ob ein lokales Minimum im Zeitraum von 50 Frames vor dem zweiten lokalen Minimum auftritt. Ist dies der Fall, wird das zweite lokale Minimum als Zeitpunkt des IC ausgegeben.
Soll der IC unabhängig vom Laufstil bestimmt werden, wird diese Methode verwendet.
- Fersenaufsatz:
Um den IC beim Fersenlauf bestimmen zu können, wird der Verlauf der Trajektorie des Fersenmarkers herangezogen (Abbildung 20 B3). Die Funktion IC_Traj wird aufgerufen und die Matrix Daten_gefiltert übergeben. Das lokale Minimum ([pks,locs]= -findpeaks) in vertikaler Richtung (z-Richtung) wird aus der Matrix Daten_gefiltert bestimmt (pks) und zu dessen Zeitpunkt (locs) der IC beim Fersenlauf festgelegt (*Fellin et al., 2010*).

Nachdem die Bestimmung der IC nach Laufstil erfolgt ist, werden die Zeitpunkte in eine zweidimensionale Matrix IC(n,2) geschrieben.

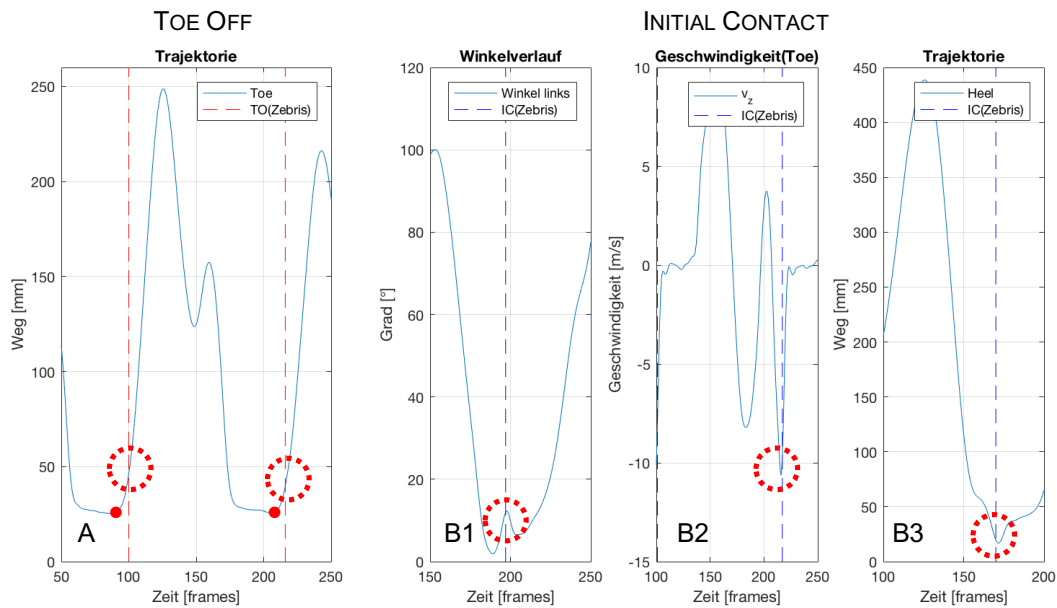


Abbildung 20: Bestimmung des TO über die Trajektorie und des IC über Geschwindigkeit, Trajektorie und Winkelverlauf (Referenzlinie von TO und IC aus Druckmessdaten)

AUSGABE DER DATEN

Die Ausgabe der Ergebnisse von Laufstil und Events der Laufanalyse wird in ein mat-File geschrieben und gespeichert (Code: solve). Das File enthält die Variablen Laufstil, Testperson (Code: Reply.FileName), TO_left, TO_right, IC_left und IC_right. Die Variablen TO_left, TO_right, IC_left und IC_right enthalten die jeweiligen Zeitpunkte der Events (in Frames). Der Laufstil wird als Variablentyp *Character* ausgegeben und kann entweder Vorfuß, Mittelfuß oder Ferse sein. Testperson wird ebenfalls als Variablentyp *Character* ausgegeben und enthält den Dateinamen der Messung (z. B. lauf03).

3.5 Daten der Testpersonen

Wie bereits erwähnt, kamen in dieser Studie drei verschiedene Arten von Daten zur Anwendung, die in drei Testgruppen eingeteilt werden können und im Folgenden beschrieben werden:

TESTGRUPPE A

Die Daten dieser Gruppe wurden mittels Vollanalyse aufgenommen, wozu das *Cleveland Clinical Markerset* inklusive des *Plug-in Gait Oberkörpermodells* verwendet wurde (Svoboda, 2011). Da hier ein Vergleich der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse vorgenommen werden soll, wurden die Zeit-Weg-Parameter sowohl klassisch (Vollanalyse) als auch mit der 4-Marker-Methode berechnet. Für die 4-Marker-Analyse Methode wurden jene 4 Marker aus der Vollanalyse ausgewählt, die ident mit jenen der späteren 4-Marker-Analyse sind. Diese Messungen wurden ausschließlich barfuß durchgeführt. Die Testpersonen der Testgruppe A werden von A 01 bis A 12 bezeichnet. Die Datensätze wurden aus der Datenbank des *orthopädischen Spitals Speising* zur Verfügung gestellt und nicht im Rahmen dieser Arbeit erhoben.

Bei den 12 Testpersonen der Testgruppe A waren 6 Personen weiblich und 6 Personen männlich, das mittlere Alter der Testgruppe liegt bei $24,33 \pm 6,85$ Jahren, einer mittleren Größe von $169,98 \pm 7,74$ cm und einem mittleren Gewicht von $63,60 \pm 17,91$ kg (Tabelle 3).

	ALTER	GRÖSSE	GEWICHT	GESCHLECHT	
	Jahre	[cm]	[kg]	weiblich	männlich
MW	24,33	169,98	63,60	6	6
SD	6,85	7,74	17,91		
Median	26,5	170,5	59,54		
Min	12,00	157,00	46,70		
Max	35,00	181,00	106,70		

Tabelle 3: Demographische Daten der Testgruppe A

TESTGRUPPE B

Da die 4-Marker-Analyse auch für eine Ganganalyse von Personen, die an einer erheblichen Beeinträchtigung des Gangbildes durch einen Schlaganfall leiden, angewendet werden soll, wurden zum Test vier Datensätze solcher Personen ausgewählt. Die Berechnung der Gangparameter erfolgte, analog zu Testgruppe A, mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse. Die Teilnehmer der Gruppe B werden von B 01 bis B 04 bezeichnet. Wie auch bei Testgruppe A wurde auf bestehende Datensätze des *orthopädischen Spitals Speising* zurückgegriffen.

Das durchschnittliche Alter der Testgruppe B liegt bei $62,00 \pm 12,68$ Jahren, die Größe liegt bei $170,63 \pm 19,06$ cm und das Gewicht bei $70,98 \pm 12,95$ kg. Drei der vier Testpersonen sind männlich, eine Testperson ist weiblich (Tabelle 4).

	ALTER	GRÖSSE	GEWICHT	GESCHLECHT	
	Jahre	[cm]	[kg]	weiblich	männlich
MW	62,00	170,63	70,98	1	3
SD	12,68	19,06	12,95		
Median	61,50	172,50	74,30		
Min	48,00	146,00	53,10		
Max	77,00	191,50	82,20		

Tabelle 4: Demographische Daten der Testgruppe B

TESTGRUPPE C

In dieser Gruppe finden sich Daten, die ausschließlich mit 4 Markern aufgenommen wurden und diese können daher nur mit der 4-Marker-Analyse ausgewertet werden. Die Daten stammen von 12 Testpersonen, wobei die Messungen mit vier bis fünf Konditionen, je nach Geschlecht, aufgezeichnet wurden. Daraus ergibt sich eine Gesamtanzahl von 55 Messungen, die eigens für diese Auswertung aufgenommen wurden. Die Reihenfolge, in denen die Aufnahme der Daten stattgefunden hat, war bei allen Testpersonen gleich. Diese Daten sollen zeigen, ob eine reine 4-Marker-Analyse auswertbare Daten und in der Folge brauchbare Ergebnisse liefern kann.

Die unterschiedlichen Konditionen spiegeln die Messungen mit verschiedenen Schuhmodellen wieder, um den Einfluss des Schuhwerks auf die Zeit-Weg-Parameter untersuchen zu können. Die Personen der dritten Testgruppe werden von C 01 bis C 12 bezeichnet.

Die 12 Testpersonen weisen ein mittleres Alter von $28,58 \pm 5,99$ Jahren auf, eine mittlere Größe von $174,67 \pm 9,09$ cm und ein mittleres Gewicht von $69,17 \pm 12,00$ kg auf. Sieben der 12 Testpersonen sind weibliche und 5 sind männlich (Tabelle 5).

	ALTER	GRÖSSE	GEWICHT	GESCHLECHT	
	Jahre	[cm]	[kg]	weiblich	männlich
MW	28,58	174,67	69,17	7	5
SD	5,99	9,09	12		
Median	27,5	177	70		
Min	24	160	50		
Max	46	186	90		

Tabelle 5: Demographische Daten der Testgruppe C

TESTGRUPPE D

Zur Testgruppe D zählen fünf weibliche und fünf männliche Testpersonen, D 01 bis D 10 (Tabelle 6). Die Messungen wurden ausschließlich für die Bestimmung des Laufstils für diese Arbeit aufgezeichnet. Mit jeder Testperson wurde je eine Messung mit Vorfuß-, Mittelfuß- und Fersenaufsatz durchgeführt, die Reihenfolge der Laufstile war bei jeder Testperson beliebig. Diese drei Konditionen ergeben insgesamt 30 Messungen. Die von den Testpersonen selbstgewählte Laufgeschwindigkeit am Laufband liegt im Bereich von 9 bis 16 km/h. Das Alter der Testpersonen beträgt 22 bis 44 Jahre.

ALTER	LAUFGESCHWINDIGKEIT	GESCHLECHT	
		weiblich	männlich
22 bis 44 Jahre	9 bis 16 km/h	5	5

Tabelle 6: Demographische Daten der Testgruppe D

3.6 Ablauf der Messungen zur Analyse Schuh-spezifischer Effekte auf die Gangparameter

Die im zweiten Teil dieser Studie verwendeten Datensätze, die sich mit dem Einfluss verschiedener Schuhe auf die Markertrajektorie bzw. die Zeit-Weg-Parameter beschäftigen, wurden eigens für die Analyse erhoben. Dafür wurden Messungen mit 12 Testpersonen durchgeführt. Die ausgewählten Personen wurden gebeten, verschiedene Schuhe aus ihrem Privatbesitz zur Messung mitzubringen. Das hierfür angefertigte Informationsblatt mit den wichtigsten Eckdaten die Messungen und Schuhe betreffend ist im Anhang (Anhang Abbildung 1) zu finden. Zur internen Dokumentation und späteren Rekonstruktion der Messungen wurde für jede Person ein Messprotokoll angefertigt. Die Vorlage dazu zeigt Abbildung 21.

Messprotokoll

Alter _____ Jahre

Geschlecht weiblich männlich

Größe _____ m

Gewicht _____ kg

Schuhgröße _____

Abbildung 21: Messprotokoll zur Erhebung der Daten der 12 Testpersonen

Bei jeder Testperson wurden jeweils Messungen mit den folgenden Schuhen durchgeführt:

- Barfuß
- Laufschuhe
- Schuhe mit niedrigem Absatz (Schuhe flach)
- Schuhe mit hohem Absatz (nur für weibliche Testteilnehmerinnen), (Schuhe hoch)
- Sneakers

Um ausreichend Daten für eine erfolgreiche Analyse aufnehmen zu können, wurden die Testpersonen gebeten, dreimal in jede Richtung zu gehen. Daraus ergeben sich insgesamt 6 Längen, welche alle in einer Messung zusammengefasst wurden.

Die Aufnahmefrequenz für alle durchgeführten Messungen und den aus der Datenbank erhobenen Messungen liegt bei 200 Hz.

Die Marker wurden für jede Messung neu am Fuß oder am Schuh appliziert. Abbildung 22 zeigt die Platzierung der Marker am Fuß und auf einem Schuh. Die Marker für die 4-Marker-Analyse werden analog zu den korrespondierenden Markern der Vollanalyse appliziert. Für die Messungen wurden passive Marker mit einer reflektierenden Oberfläche verwendet. Die Reflexionen werden von den optoelektronischen Kameras erfasst, wodurch die Koordinaten der Marker berechnet werden können.



Abbildung 22: Positionen der Marker am Fuß und am Schuh

3.7 Methoden der Auswertung

Zur Analyse und Visualisierung der Daten wurde die Microsoft Office Excel Software verwendet. Zur Berechnung des Mittelwerts, welcher in diesem Zusammenhang mit dem *arithmetischen Mittel* \bar{x} (Erich-Söllner, 2006) gleichzustellen ist, wurde die folgende Formel 17 verwendet:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (17)$$

wobei die Zahl x_i (Messwerte) genau n -mal (Stichprobenumfang, Anzahl der Messungen) vorkommt.

Die entsprechende *Standardabweichung* s (Erich-Söllner, 2006) wurde wie folgt berechnet (Formel 18):

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (18)$$

wobei \bar{x} das arithmetische Mittel, x_i die Messwerte und n der Stichprobenumfang ist.

Beim Vergleich der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse wurde der *Mittelwert der Differenzen D* berechnet, wobei zuerst die Differenz der einzelnen Gangparameter zwischen den beiden Analysemethoden, und anschließend das arithmetische Mittel berechnet wurde (Formel 19).

$$D = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Vollanalyse - 4MarkerAnalyse)_i \quad (19)$$

wobei n der Anzahl der Messungen (Stichprobenumfang) entspricht und mit *Vollanalyse – 4MarkerAnalyse* die Differenz zwischen den beiden Bestimmungsmethoden ermittelt wird.

3.7.1 Statistische Analyse

Für die statistischen Berechnungen der gewonnenen Daten wurde die Analysesoftware *GraphPad Prism* (*GraphPad Software Inc., La Jolla, USA*) verwendet. Die Daten der Vollanalyse und 4-Marker-Analyse der Testgruppen A und B wurden mit einem ungepaarten zweiseitigen *students t-Test*, unter der Annahme einer ähnlichen Standardabweichung und einer Gauss'schen Normalverteilung, verglichen. Die Daten der Testgruppe C wurden mit einer gepaarten *one-way ANOVA*, unter Berücksichtigung der Gauss'schen Verteilung analysiert. Für die multiplen Vergleiche zu den Werten der Kontrollgruppe barfuß, wurde der *Tukey Test* verwendet. Werte wurden als signifikant unterschiedlich erachtet, wenn $p < 0,05$ und $p < 0,01$ ist, wobei p die Wahrscheinlichkeit in % bezeichnet mit der die Nullhypothese eines zufälligen Unterschiedes der Werte zutrifft.

In den Abbildungen sind Werte/Gruppen mit der Wahrscheinlichkeit eines nicht zufälligen Unterschiedes (auch als signifikanter Unterschied bezeichnet) von $p < 0,05$ mit *, mit einer Wahrscheinlichkeit von $p < 0,01$ mit ** gekennzeichnet.

4 ERGEBNISSE

Die Entwicklung der 4-Marker-Analyse und erste Überprüfungen wurden ausschließlich mit Normdaten durchgeführt und nicht mit Daten von Testpersonen (Lawall, 2014). Daher ist es notwendig, den Detektions- und Berechnungsalgorithmus mit einer größeren Anzahl von im klinischen Alltag erhobenen Datensätzen zu überprüfen und mit der Literatur zu vergleichen.

Im ersten Teil des Ergebniskapitels wird die Berechnungsmethode untersucht, im zweiten Teil werden die Ergebnisse der Zeit-Weg-Parameter der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse verglichen. Im abschließenden dritten Teil wird der Einfluss verschiedener Schuhmodelle auf die 4-Marker-Analyse untersucht.

4.1 Überprüfung des Berechnungsalgorithmus

Bevor mit der eigentlichen Analyse der Vergleichbarkeit zwischen 4-Marker-Analyse und Vollanalyse begonnen werden konnte, musste die neu entwickelte Applikation zuerst hinsichtlich des Berechnungsalgorithmus, der Schwellenwerte für die Detektion der Gangevents und der Wahl der Filterfrequenzen überprüft werden.

Hierfür wurden in einem ersten Schritt mehrere Gangparameter, wie Ganggeschwindigkeit, Kadenz, Schrittbreite und Standphase von Testpersonen der Gruppe C mithilfe der 4-Marker-Analyse ausgewertet. Beim Vergleich der Ergebnisse mit Datensätzen von Vollanalysen an vergleichbaren Testpersonen hat sich gezeigt, dass fast alle Werte in einem Bereich liegen, welcher als plausibel angenommen werden kann (Gomez Bernal et al., 2016). Bei der Einzel USPH hingegen hat sich ein deutlicher Unterschied zu den üblichen Ergebnissen gezeigt. Da sich dieser Fehler bei allen 12 Testpersonen der Testgruppe C zeigte, musste eher von einem Fehler in der Berechnung als von einem Fehler in der Datenakquisition ausgegangen werden. Zusätzlich fiel auf, dass die Werte der Einzel USPH eine starke Ähnlichkeit zu denen der Standphase aufwiesen.

Aufgrund dieser Erkenntnisse wurde der Berechnungsalgorithmus einer eingehenden Kontrolle unterzogen und festgestellt, dass bei der Berechnung der Einzel USPH in der Formel der IC und TO vertauscht wurden. Dies führte zu einer falschen Berechnung.

Für eine korrekte Berechnung der Einzel USPH muss die Formel (Formel 11 und 12, Kapitel 3.3.3) wie folgt lauten:

$$\text{Einzel USPH rechts} = t(IC_{L_i}) - t(TO_{L_i}) [s] \quad (11)$$

$$\text{Einzel USPH links} = t(IC_{R_{i+1}}) - t(TO_{R_i}) [s] \quad (12)$$

Daher wurde der Quellcode (Lawall, 2014) wie folgt abgeändert, sodass nun die Berechnung der Einzel USPH korrekt durchgeführt werden kann.

```
%% Einzelunterstützungsphase [s]
% links
if IC_right{a}(1,4)<TO_right{a}(1,4)
    for k=2:I_R
        single_support_L{a,:}(k-1,:)=IC_right{a}(k,4)-TO_right{a}(k-1,4);
    end
    clear k
else
    for k=1:I_R
        single_support_L{a,:}(k,:)=IC_right{a}(k,4)-TO_right{a}(k,4);
    end
end
clear k

% rechts
if IC_left{a}(1,4)<TO_left{a}(1,4)
    for k=2:I_L
        single_support_R{a,:}(k-1,:)=IC_left{a}(k,4)-TO_left{a}(k-1,4);
    end
    clear k
```

```

else
  for k=1:I_L
    single_support_R{a,:}(k,:)= IC_left{a}(k,4)-TO_left{a}(k,4);
  end
end
clear k

```

Um die Unterschiede der fehlerhaften und der korrekten Berechnungsvariante zu verdeutlichen werden beide Ergebnisse in Abbildung 23 gegenüber gestellt. Berechnung #1 zeigt die Ergebnisse der fehlerhaften Berechnung, wobei die Ergebnisse im Bereich von 0,57 bis 0,72 s liegen. Berechnung #2 zeigt die Resultate der korrigierten Berechnung. Die Ergebnisse liegen hier im Bereich von 0,27 s bis 0,44 s. Bei der Vollanalyse der Testgruppe A liegen die Ergebnisse der Einzel USPH bei 0,35 s bis 0,47 s.

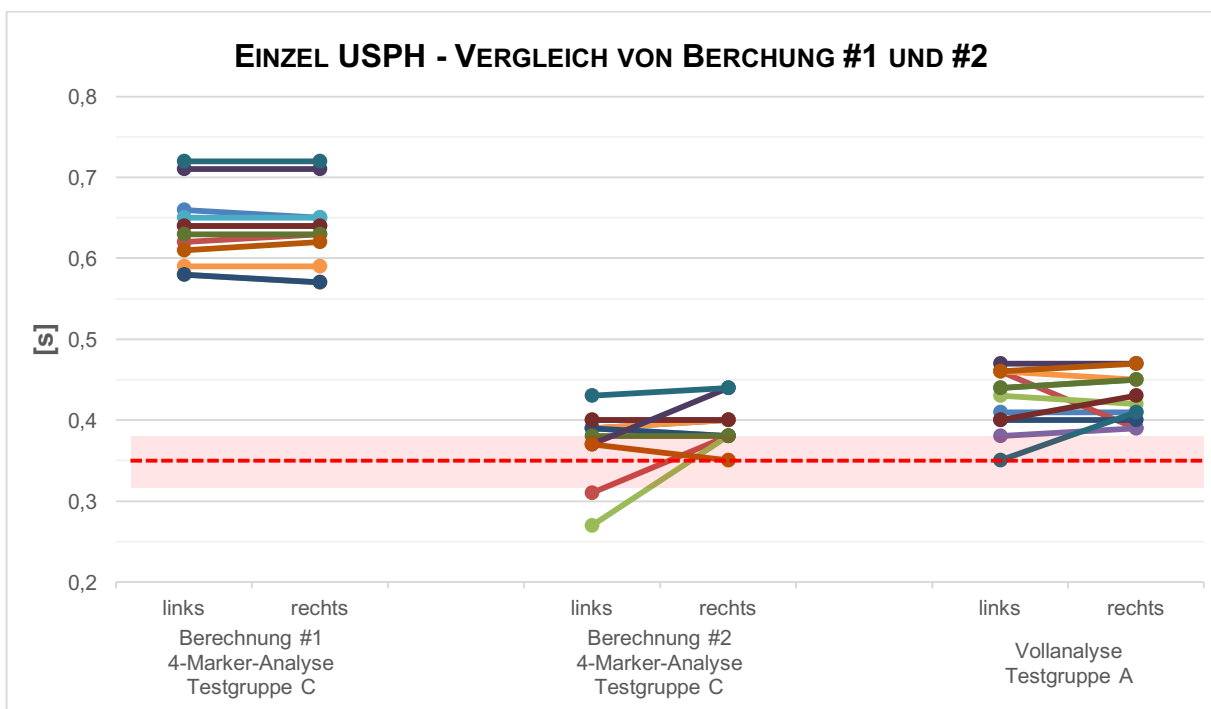


Abbildung 23: Gegenüberstellung der Ergebnisse der fehlerhaften und korrekten Berechnung der Einzel USPH von Testgruppe C sowie den Ergebnissen der Vollanalyse von Testgruppe A Literaturreferenz (rote strichlierte Linie inkl. SD) von $0,35 \pm 0,02$ s für die Einzel USPH (Gomez Bernal et al., 2016)

Auch beim Fußöffnungswinkel wurden bei den ersten Berechnungen große Unterschiede im Vergleich zur Literatur festgestellt. Die Kontrolle des Berechnungsalgorithmus hat ergeben, dass der Fußöffnungswinkel nicht wie üblich zur x-Richtung oder Gangrichtung, sondern zwischen den beiden Füßen berechnet wurde (Lawall, 2014).

Daher wurde der Algorithmus korrigiert, sodass dieser nun den Winkel zwischen der x-Richtung und dem jeweiligen Fuß berechnet. Abbildung 24 zeigt anhand von zwei Testpersonen der Testgruppe C (C 03 und C 08), dass die Ergebnisse für den Fußöffnungswinkel merklich der Literatur angenähert werden konnten (Menz et al., 2004). Berechnung #1 zeigt die Ergebnisse der fehlerhaften Berechnung, Berechnung #2 zeigt die Ergebnisse der korrigierten Berechnung.

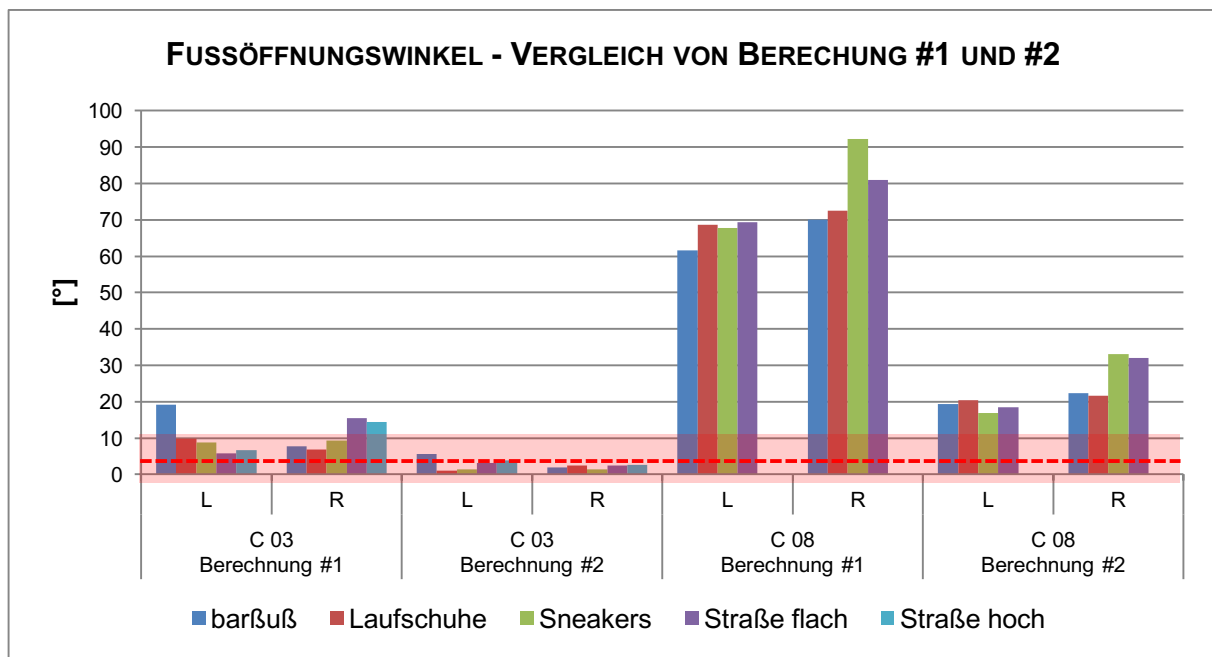


Abbildung 24: Gegenüberstellung der Ergebnisse der fehlerhaften und verbesserten Berechnung des Fußöffnungswinkels von Testperson C 03 und C 08, mit Literaturreferenz (rote unterbrochene Linie inkl. SD) von $7,32 \pm 5,92$ s für den Fußöffnungswinkel (Menz et al., 2004)

Der Quellencode (Lawall, 2014) wurde an grau markierten Stellen angepasst, damit die Berechnung des Fußöffnungswinkels verbessert werden konnte:

```

%% FUSSÖFFNUNGSWINKEL ZUM ZEITPUNKT ENDE DER 1. DOPPELUNTERSTÜTZUNGSPHASE
% zum Zeitpunkt des TO im Gangzyklus
% xy Steigungsdreieck zwischen Heel und Toe Marker - Winkel berechnen
% jeweils für bei beide Füße bei jedem Toe off, das heißt bei TOL und bei
% TOR jeweils den Öffnungswinkel beider Füße berechnen und dann Winkel von beiden
Füßen addieren
% somit erhält man die Schiefstellung beim aufsetzen

%links
for i=1:T_L
x_left_L{a}(i,:)=abs(abs(TO_left_A{a}(i,1,1))-abs(TO_left_A{a}(i,1,3)));
y_left_L{a}(i,:)=abs(abs(TO_left_A{a}(i,2,1))-abs(TO_left_A{a}(i,2,3)));

x_left_R{a}(i,:)=abs(abs(TO_left_A{a}(i,1,2))-abs(TO_left_A{a}(i,1,4)));
y_left_R{a}(i,:)=abs(abs(TO_left_A{a}(i,2,2))-abs(TO_left_A{a}(i,2,4)));

tan_left_L{a}(i,:)=y_left_L{a}(i,:)/x_left_L{a}(i,:);
tan_left_R{a}(i,:)=y_left_R{a}(i,:)/x_left_R{a}(i,:);
beta_left_L{a}(i,:)= atand(tan_left_L{a}(i,:));
beta_left_R{a}(i,:)= atand(tan_left_R{a}(i,:));
Oeffnungswinkel_TO_left{a,:}(i,:)=beta_left_R{a}(i,:); %beta_left_L{a}(i,:);
end
clear i

%rechts
for i=1:T_R
x_right_R{a}(i,:)=abs(abs(TO_right_A{a}(i,1,2))-abs(TO_right_A{a}(i,1,4)));
y_right_R{a}(i,:)=abs(abs(TO_right_A{a}(i,2,2))-abs(TO_right_A{a}(i,2,4)));

x_right_L{a}(i,:)=abs(abs(TO_right_A{a}(i,1,1))-abs(TO_right_A{a}(i,1,3)));
y_right_L{a}(i,:)=abs(abs(TO_right_A{a}(i,2,1))-abs(TO_right_A{a}(i,2,3)));

tan_right_R{a}(i,:)=y_right_R{a}(i,:)/x_right_R{a}(i,:);
tan_right_L{a}(i,:)=y_right_L{a}(i,:)/x_right_L{a}(i,:);
beta_right_R{a}(i,:)= atand(tan_right_R{a}(i,:));
beta_right_L{a}(i,:)= atand(tan_right_L{a}(i,:));
Oeffnungswinkel_TO_right{a,:}(i,:)=beta_right_L{a}(i,:); %beta_right_R{a}(i,:);
end
clear i

```

4.2 Überprüfung der Schwellenwerte

Wie bereits im Methodenteil erwähnt, werden zur Berechnung der Gangevents Schwellenwerte verwendet. Die definierten Schwellenwerte dienen nicht zur Berechnung der Gangparameter, sondern werden für die Detektion der Gangevents *IC* und *TO* benötigt. Die Wahl der Schwellenwerte ist entscheidend für die Detektion der Gangevents, da ein zu niedrig oder zu hoch gewählter Schwellenwert zu einem Verlust eines Teils des Markerverlaufs bewirkt.

ÄNDERUNG DER SCHWELLENWERTE

In der ersten Testphase des 4-Marker-Programms wurden die Schwellenwerte ohne Überprüfung festgelegt. Es besteht jedoch die Möglichkeit die Schwellenwerte zu verändern.

Um die Richtigkeit bzw. den Einfluss dieser frei gewählten Schwellenwerte auf die Zeit-Weg-Parameter zu untersuchen, wurden zwei Testpersonen der Gruppe C exemplarisch ausgewählt und der Einfluss verschiedener Schwellenwerte auf die Zeit-Weg-Parameter analysiert.

EINFLUSS DER SCHWELLENWERTE AUF DIE GANGPARAMETER

Um den Einfluss der Schwellenwerte auf die Zeit-Weg-Parameter untersuchen zu können wurden alle Datensätze der Testgruppe C untersucht, wobei sich bei allen Testpersonen ein ähnliches Bild gezeichnet hat. Daher wurden für die Veranschaulichung zwei Datensätze exemplarisch herangezogen. Die Ergebnisse von Testperson C 03 sind im Folgenden zu sehen, Vergleichsdaten von Testperson C 11 sind im Anhang (Anhang Abbildung 2 bis Anhang Abbildung 8) zu finden.

Unter der Berechnung *Standard* wurden die Schwellenwerte nicht verändert, bei den weiteren Berechnungen wurde der jeweils genannte Schwellenwert geändert. Als geringster Schwellenwert wurde zur Berechnung jener herangezogen, bei dem die Berechnung der Gangparameter noch durchgeführt werden konnte, bei höchsten Werte wurde ebenso verfahren. Daraus ergibt sich für den Zehenmarker ein Bereich von 22% bis 95%, beim Fersenmarker ein Bereich von 10% bis 95% und bei der Beschleunigung vom Zehenmarker ein Bereich von 5% bis 95% des Maximums der Markertrajektorie.

In Abbildung 25 bis Abbildung 31 sind die Zeit-Weg-Parameter von Testperson C 03 dargestellt. Bei allen Gangparametern ist zu erkennen, dass sie den meisten der Berechnungen ein konstantes Ergebnis liefern. Beim Zehenmarker ändert sich bei einem Schwellenwert von 80% bzw. 95% das Ergebnis der Berechnung vor allem bei der Einzel USPH (wird geringer) sowie bei der Standphase, Ende der 1. Doppel USPH und beim Abdruckwinkel (wird größer).

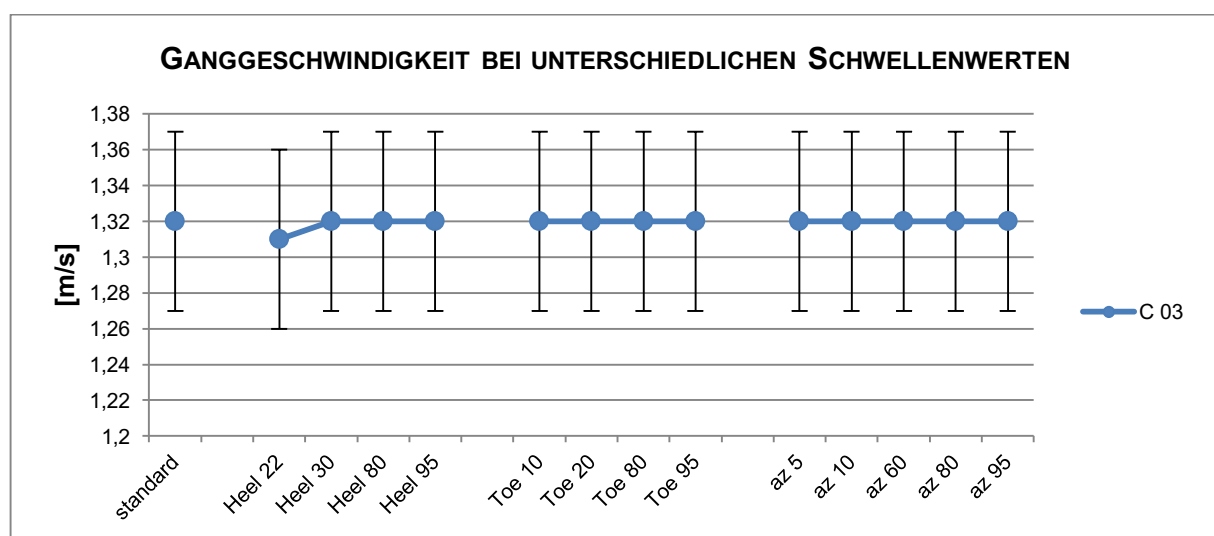


Abbildung 25: Ganggeschwindigkeit von Testperson C 03 bei unterschiedlichen Schwellenwerten

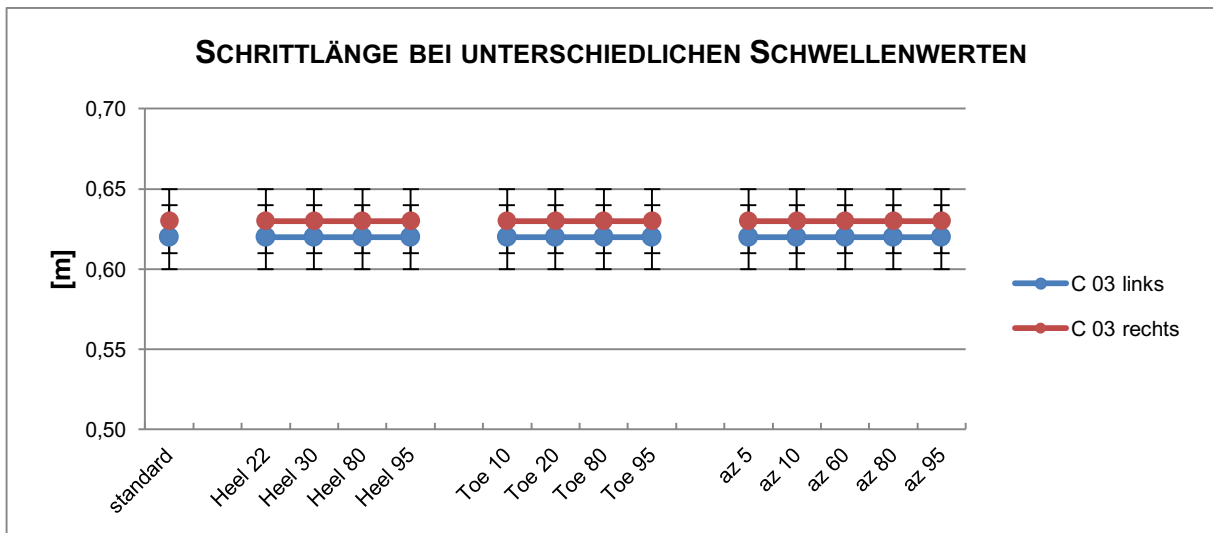


Abbildung 26: Schrittlänge von Testperson C 03 bei unterschiedlichen Schwellenwerten

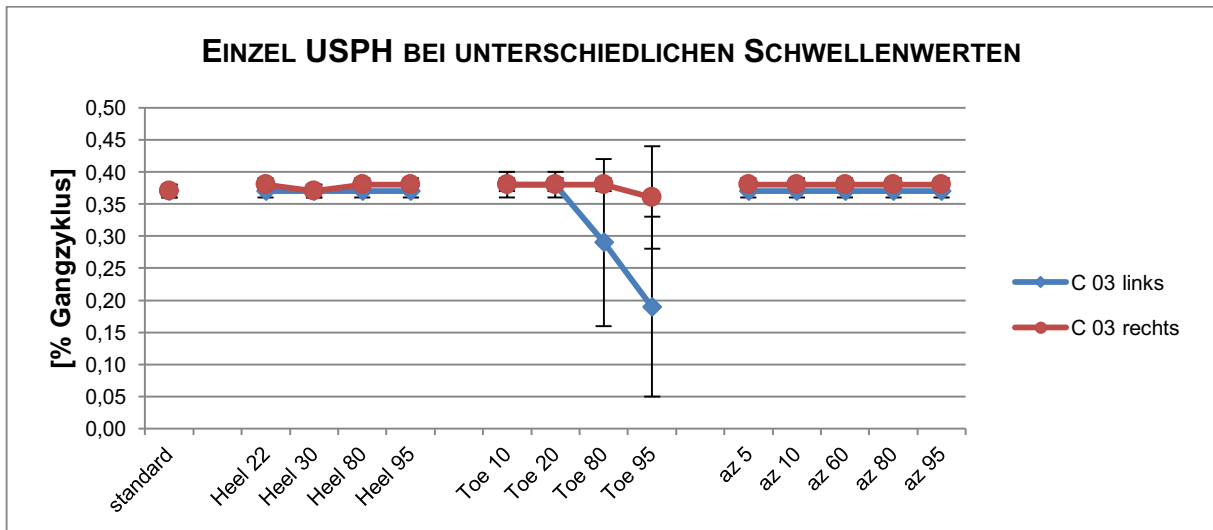


Abbildung 27: Einzel USPH von Testperson C 03 bei unterschiedlichen Schwellenwerten

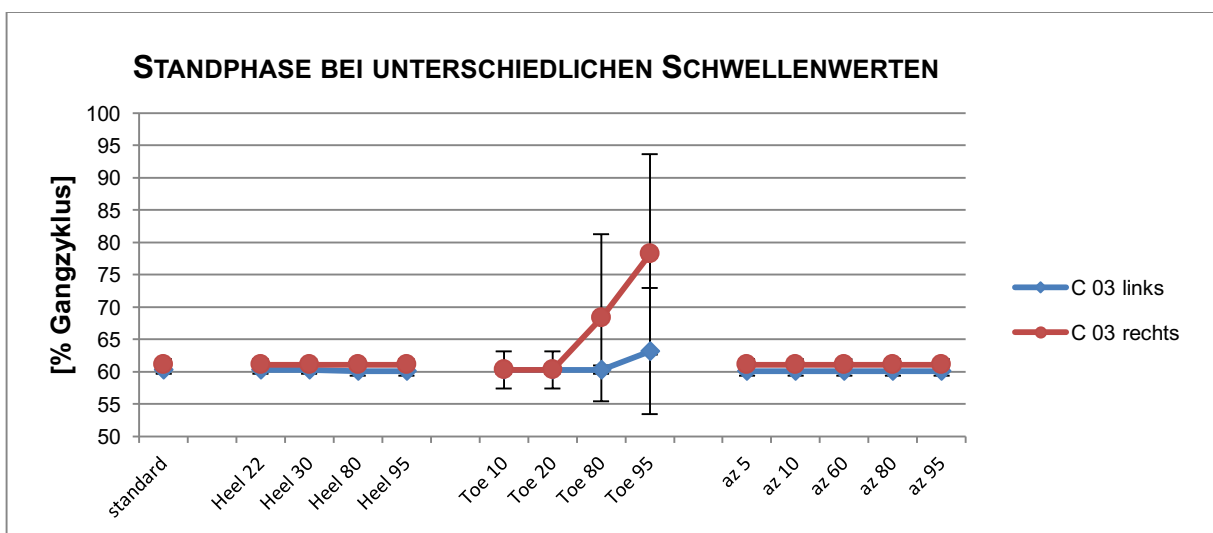


Abbildung 28: Standphase von Testperson C 03 bei unterschiedlichen Schwellenwerten

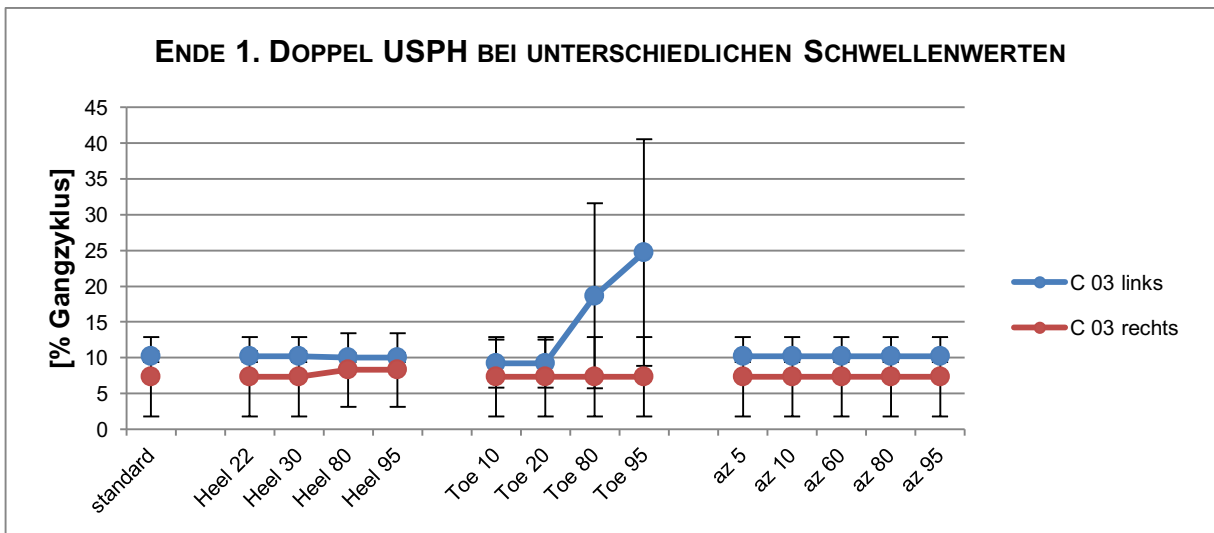


Abbildung 29: Ende der 1. Doope USPH von Testperson C 03 bei unterschiedlichen Schwellenwerten

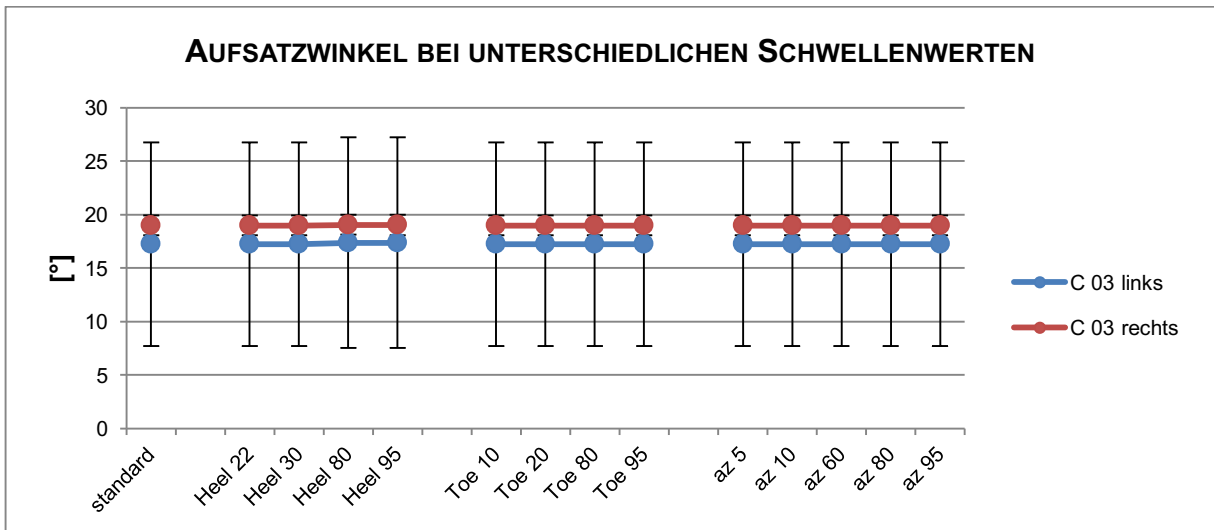


Abbildung 30: Aufsatzwinkel von Testperson C 03 bei unterschiedlichen Schwellenwerten

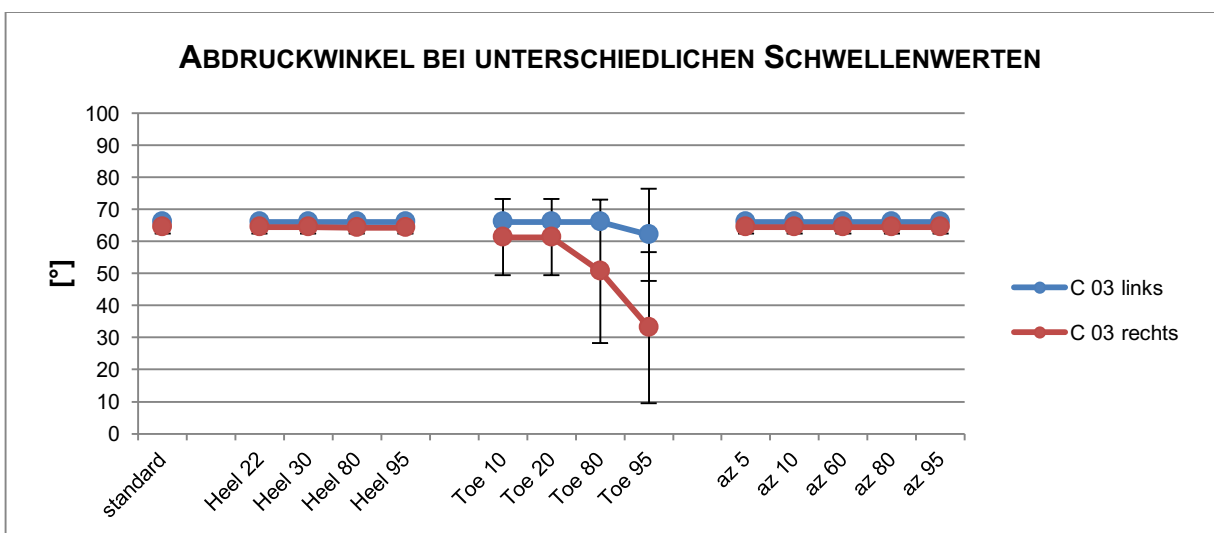


Abbildung 31: Abdruckwinkel von Testperson C 03 bei unterschiedlichen Schwellenwerten

Da die im Programm als *Standard* festgelegten Schwellenwerte im Vergleich zu den veränderten Schwellenwerten sehr akkurate Ergebnisse liefern, werden die folgenden Berechnungen mit den *Standard* Werten durchgeführt.

4.3 Überprüfung des Filterns auf den Verlauf der Markertrajektorie

Um die Daten, die ungefiltert aus dem Aufnahmeprogramm ausgelesen werden, sinnvoll weiter verarbeiten zu können, müssen sie gefiltert werden. Die Detektion der Gangevents selbst erfolgt dann anhand der Markertrajektorien, welche auf Grundlage der gefilterten Daten erstellt werden (*Lawall, 2014*).

Um herauszufinden, ob auch bei dieser Anwendung eine Grenzfrequenz von 6 Hz zu einem idealen Filterergebnis führt, wurden zwei Datensätze einer „barfuß“-Messung von den Testpersonen der Testgruppe C mit 2 Hz, 6 Hz und 10 Hz gefiltert. Die Ergebnisse von Testperson C 03 sind in Abbildung 32, Abbildung 33 und Abbildung 34 zu sehen, die Ergebnisse von Testperson C 11 sind zum Vergleich im Anhang dargestellt (Anhang Abbildung 9/Anhang Abbildung 11). Dabei wurden die Trajektorie der Marker sowie der Verlauf der Geschwindigkeit und der Beschleunigung der Marker betrachtet. Diese Untersuchung kann nur bei der Testgruppe C durchgeführt werden, da die Daten der Testgruppen A und B bereits gefiltert vorliegen und bei einer erneuten Filterung der Daten zu viele Informationen verloren gehen würden.

Beim Markerverlauf werden alle vier Marker dargestellt, bei der Geschwindigkeit und der Beschleunigung nur die Zehen-Marker, da die Fersenmarker nicht zur Detektion des *TO* herangezogen werden. Der Unterschied zwischen den Verläufen der Marker bei einer Grenzfrequenz von 6 Hz und 10 Hz fällt sehr gering aus (Abbildung 32 Mitte bzw. Unten). Bei einer Grenzfrequenz von 2 Hz zeigt sich, dass die lokalen Maxima der Markertrajektorie deutlich schwächer ausgeprägt sind (Abbildung 32 Oben).

Bei der Geschwindigkeit (Abbildung 33) und der Beschleunigung (Abbildung 34) zeigt sich ein ähnliches Bild wie auch schon bei der Markertrajektorie. Bei einer Grenzfrequenz von 2 Hz gehen durch den Filtervorgang einige Daten verloren, die vor allem die Peaks des Signales betreffen. Bei der Beschleunigung sind aber ausschließlich die Null-Durchgänge interessant, da über diese der *TO* bestimmt wird. Die Zeitpunkte werden durch die Filterung nur geringfügig beeinflusst (Änderung um 0,01 s). Die unterschiedlichen Filterfrequenzen haben kaum einen Einfluss auf die Zeit-Weg-Parameter, bei der Grenzfrequenz von 2 Hz ist die Standardabweichung geringfügig größer als bei den anderen beiden Grenzfrequenzen mit 6 Hz und 10 Hz (Anhang Tabelle 1). Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Unterschiede zwischen den drei getesteten Filterfrequenzen gering sind. In Anlehnung an bisherige Publikationen wurde daher im weiteren Verlauf dieser Studie auf den Butterworth Filter 2. Ordnung mit einer Filterfrequenz von 6 Hz zurückgegriffen (*Winter et al., 1974*).

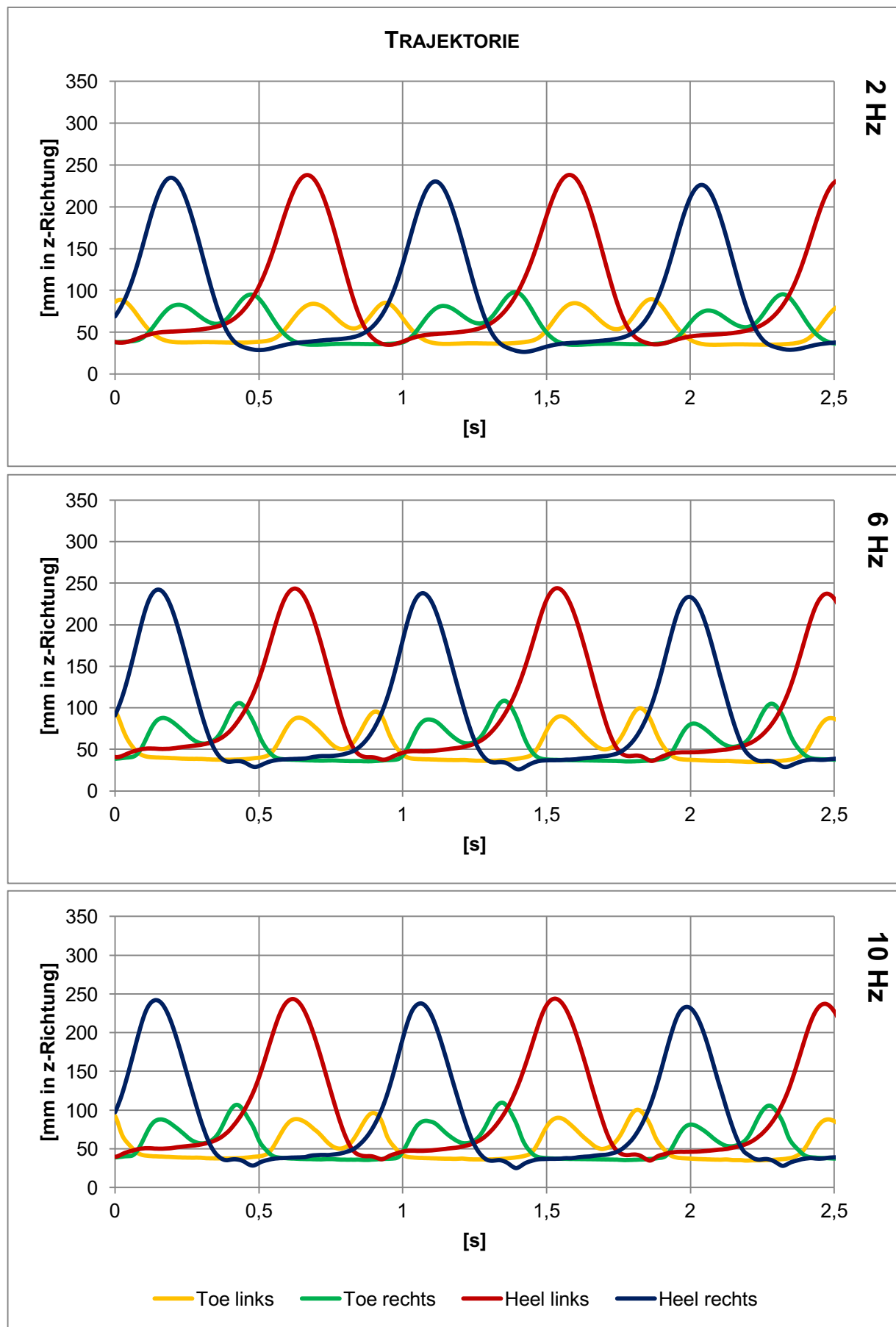


Abbildung 32: Verlauf der Markertrajektorie bei unterschiedlichen Filterfrequenzen (2 Hz – Oben, 6 Hz – Mitte und 10 Hz – Unten), Testperson C 03

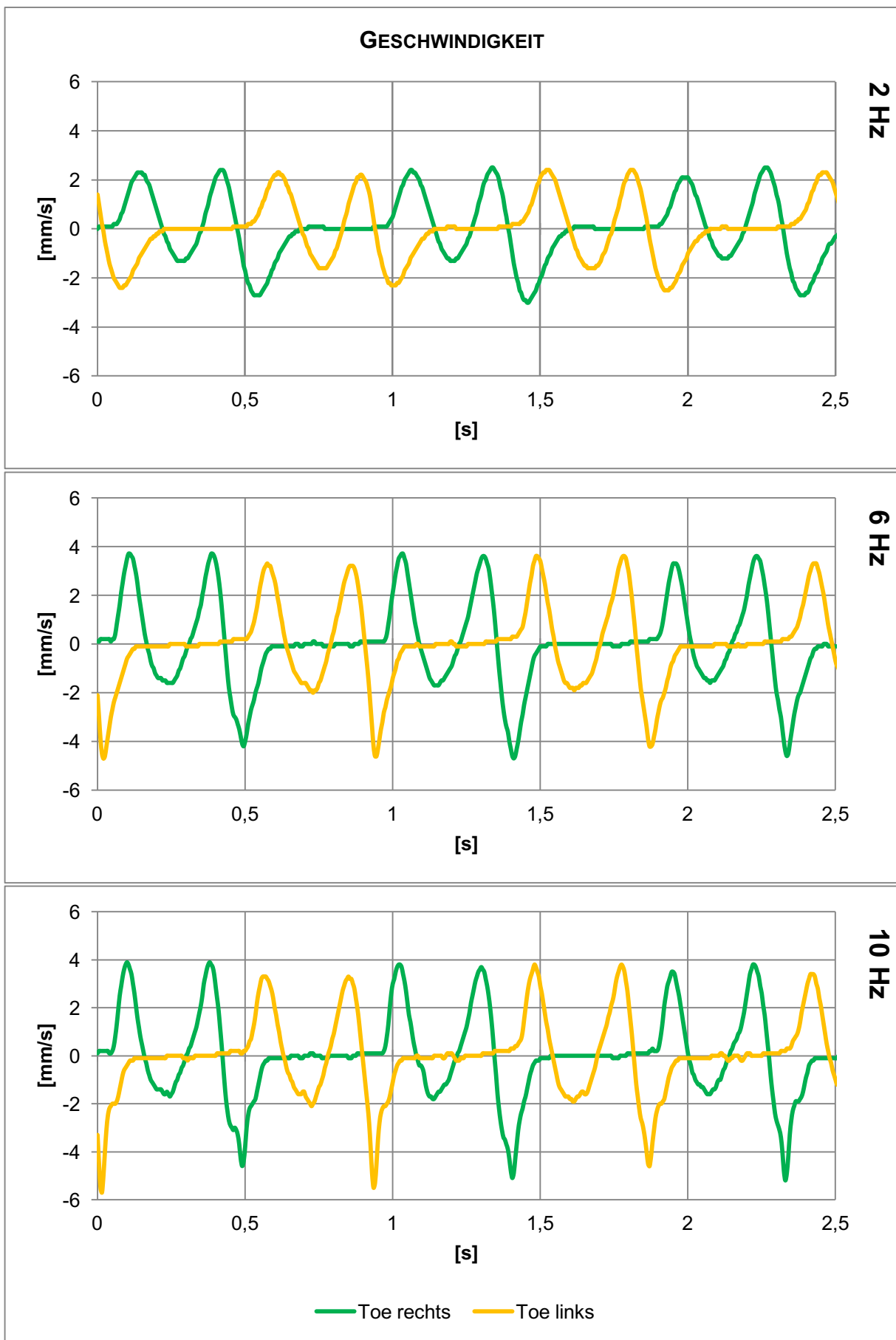


Abbildung 33: Verlauf der Geschwindigkeit bei unterschiedlichen Filterfrequenzen (2 Hz – Oben, 6 Hz – Mitte und 10 Hz – Unten), Testperson C 03

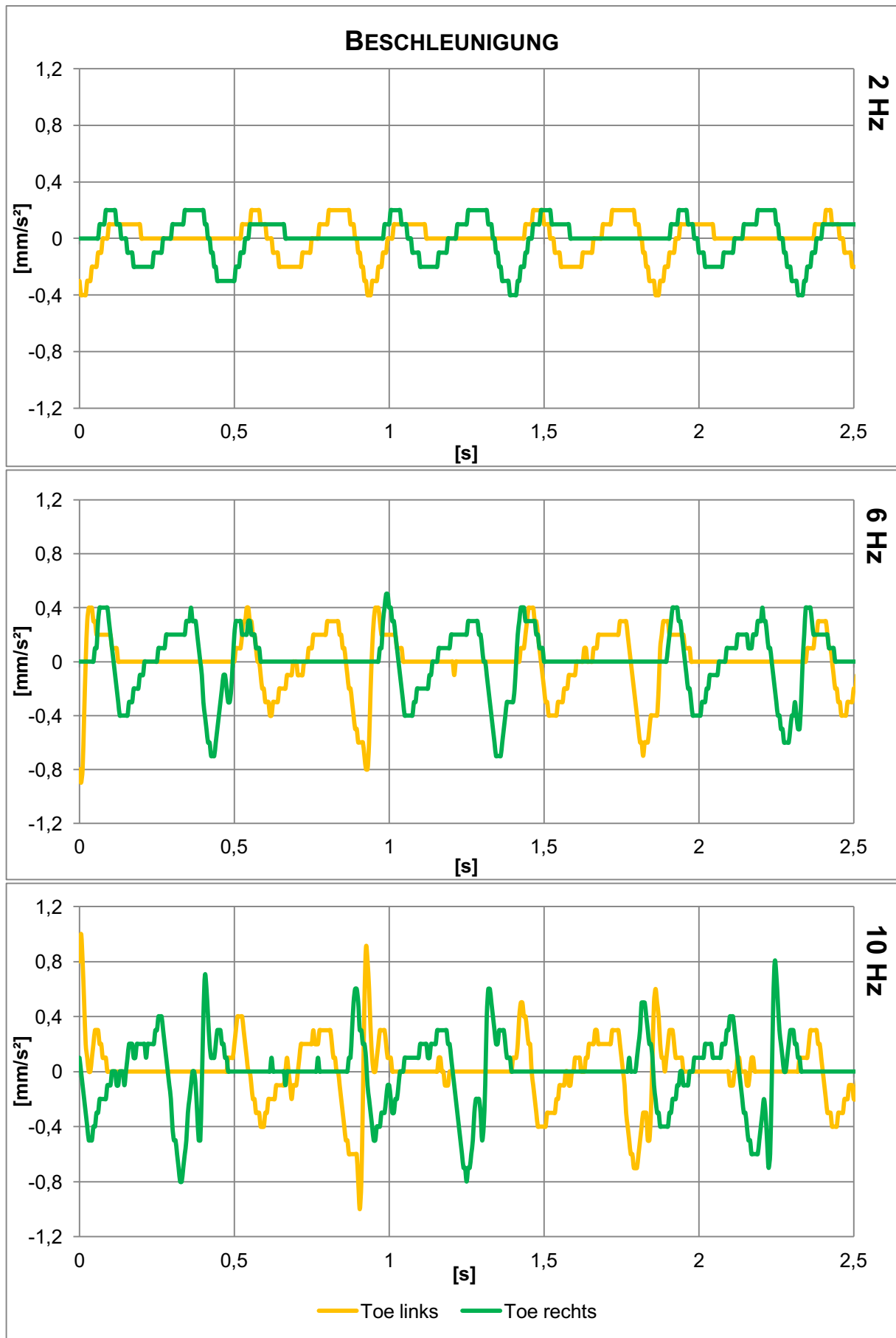


Abbildung 34: Verlauf der Beschleunigung bei unterschiedlichen Filterfrequenzen (2 Hz – Oben, 6 Hz – Mitte und 10 Hz – Unten), Testperson C 03

4.4 Überprüfung der Zeitpunkte der Gangevents

Die Detektion der Gangevents bei der 4-Marker-Analyse und der Vollanalyse erfolgt auf unterschiedliche Art und Weise. Folglich ergeben sich beim Zeitpunkt der Detektion der Gangevents geringfügige Unterschiede zwischen den beiden Analysemethoden. Wie groß der Unterschied der Zeitpunkte ist, ist Gegenstand der folgenden Analyse, wo die Zeitpunkte von *IC* und *TO* bei Testgruppe A verglichen werden.

Von 68 korrelierenden *ICs* wurden 5 (7,35%) der Events zum gleichen Zeitpunkt detektiert, bei 43 (63,24%) wurde der *IC* bei der Vollanalyse früher detektiert und bei 20 (29,41%) wurde er später detektiert. Bei den *TOs* wurden insgesamt 56 Events verglichen. Dabei wurde kein gleicher Zeitpunkt gefunden, 48 (85,71%) *TOs* wurden bei der Vollanalyse früher detektiert und 8 (14,29%) wurden bei der Vollanalyse später detektiert (Tabelle 7).

Im Mittel beträgt der Unterschied beim *IC* zwischen Vollanalyse und 4-Marker-Analyse $0,096 \pm 0,218$ s und beim *TO* $0,067 \pm 0,132$ s. Die hohe SD begründet sich in den stark abweichenden Werten einer einzelnen Testperson (A 10), bei der der Unterschied zwischen den beiden Methoden am größten ist und bei 0,795 s (*IC*) bzw. bei 0,840 s (*TO*) liegt. Der Unterschied bei den anderen 11 Testpersonen liegt bei maximal 0,165 s (*IC*) bzw. 0,180 s (*TO*).

	<i>IC</i>	<i>TO</i>
gleicher Zeitpunkt	5 (7,35%)	0
Vollanalyse früher	43 (63,24%)	48 (85,71%)
Vollanalyse später	20 (29,41%)	8 (14,29%)
MW	0,096	0,067
SD	0,218	0,132
Median	0,015	0,025
Min	0	0,005
Max	0,795	0,840

Tabelle 7: Vergleich der detektierten Zeitpunkte von *IC* und *TO* bei Testgruppe A (MW, SD, Median, Min und Max werden in [s] angegeben)

4.5 Korrekturfaktoren

Um die Unterschiede zwischen den beiden Berechnungsmethoden soweit wie möglich zu verringern, wurde die Einführung von Korrekturwerten für die Berechnung der Gangevents bei der 4-Marker-Analyse angedacht. Dabei sollte der Unterschied zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse mit Korrekturwerten für den Zeitpunkt des *IC* und des *TO* verkleinert werden. Bei der Analyse, zu welchem Zeitpunkt die Gangevents auftreten, konnte im Vergleich zwischen der 4-Marker-Analyse und der Vollanalyse keine Tendenz gefunden werden, ob die Gangevents zum Beispiel immer bei der Vollanalyse früher detektiert werden können als bei der Vollanalyse. Da eine derartige Tendenz bei keiner der Testpersonen und bei keinem Gangevent festgestellt werden konnte, wurde daher auf eine Einführung von Korrekturfaktoren für die Gangevents verzichtet, da diese bei einer unregelmäßigen Abweichung zu einer Verfälschung der Ergebnisse der 4-Marker-Analyse führen würden.

Anstatt der Einführung von Korrekturwerten ist es für die Analyse der Daten besser, die Unterschiede der Berechnung der Gangevents der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse zu kennen und bei der Arbeit mit diesen Werten diese Unterschiede zu berücksichtigen.

4.6 Vergleich der berechneten Gangparameter von Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

Die wichtigsten Zeit-Weg-Parameter, die bei der Ganganalyse betrachtet werden, sind Ganggeschwindigkeit, Kadenz, Schrittlänge, Doppelschrittlänge, Einzel USPH und Standphase. Der Vergleich dieser Gangparameter aus der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse wird im folgenden Abschnitt dargestellt und besprochen. Dabei werden vor allem die individuellen Unterschiede der beiden Berechnungsmethoden berücksichtigt. Die Ergebnisse der Testgruppe A sind durch rechteckige Markierungen und durchgehende Linien dargestellt. Die Ergebnisse der Testgruppe B hingegen werden mit Punkten und unterbrochenen Linien dargestellt. Auf der linken Seite sind jeweils die Ergebnisse der Vollanalyse, auf der rechten Seite die Ergebnisse der 4-Marker-Analyse aufgetragen. Falls nicht anders angegeben setzen statistische Prozentangaben immer die Vollanalyse mit 100% voraus. Ausgenommen hiervon sind Werte die in Prozent des Gangzyklus angegeben werden. Hier gilt der komplette Gangzyklus als Ausgangswert mit 100%.

GANGGESCHWINDIGKEIT

Die Ganggeschwindigkeit ist einer der wichtigsten Gangparameter. Weicht die Geschwindigkeit beim „normalen“ Gehen deutlich von der Norm von etwa 1,4 m/s ab (Perry, 2003), so spricht man von einer beeinträchtigten Gehfähigkeit. Eine solche weisen beispielsweise alle Testpersonen der Gruppe B auf (Abbildung 35), da die Ergebnisse für die Ganggeschwindigkeit bei allen Testpersonen kleiner gleich 0,8 m/s beträgt. Beim Vergleich der Ganggeschwindigkeit zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse liegen, innerhalb der Testgruppe A, die Unterschiede bei maximal $\pm 0,03$ m/s, was einer statistischen Signifikanz von $p=0,97$ entspricht (Tabelle 8). Es zeigt sich, dass die Werte der 4-Marker-Analyse bei 7 von 12 Personen größer sind als jene der Vollanalyse. Bei einer Testperson (A 04) weisen beide Berechnungen denselben Wert auf. Innerhalb der Testgruppe B liegen die Unterschiede zwischen den beiden Analysemethoden bei maximal $\pm 0,07$ m/s ($p=0,90$) (Tabelle 8). Im Vergleich zur Testgruppe A stellt dies mehr als eine Verdopplung des Unterschiedes dar.

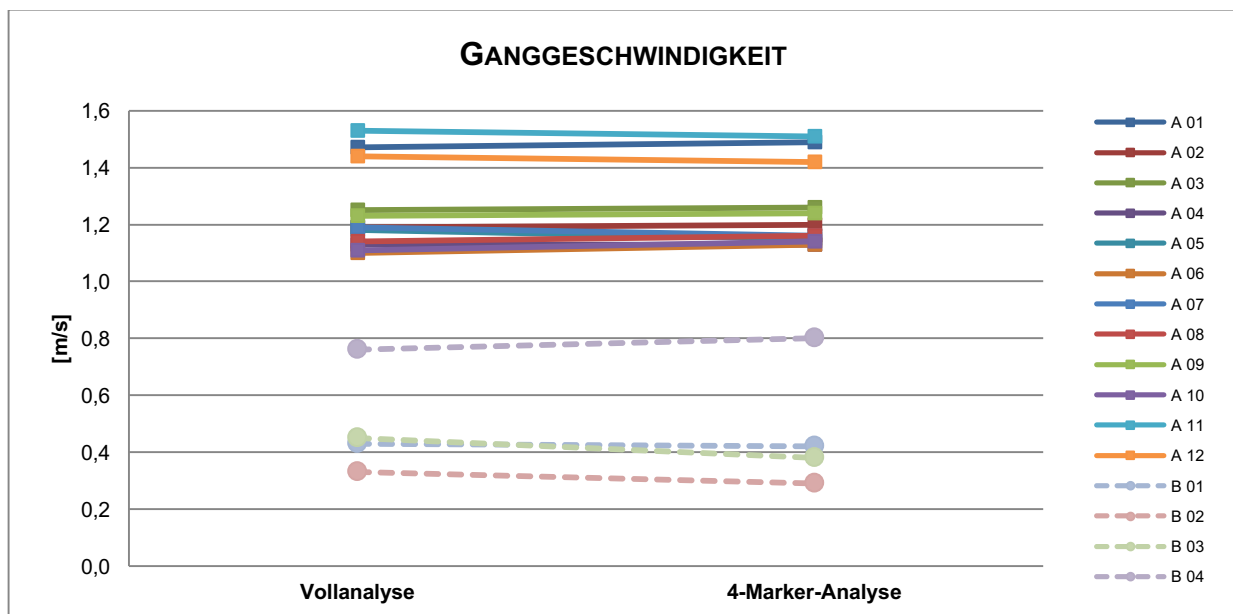


Abbildung 35: Vergleich der Ganggeschwindigkeit, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

Um die Unterschiede zwischen den beiden Analysemethoden zu veranschaulichen wurde die mittlere Differenz der einzelnen Testgruppen gebildet (Abbildung 36). Im Mittel liegt die Differenz zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse bei 0,019 m/s. Bei Testgruppe B liegt die mittlere Differenz bei 0,04 m/s. Dieser Wert ist erwartungsgemäß größer als bei Testgruppe A, da Testgruppe B eine höhere Streuung der Werte bei geringerer Probandenzahl zeigt.

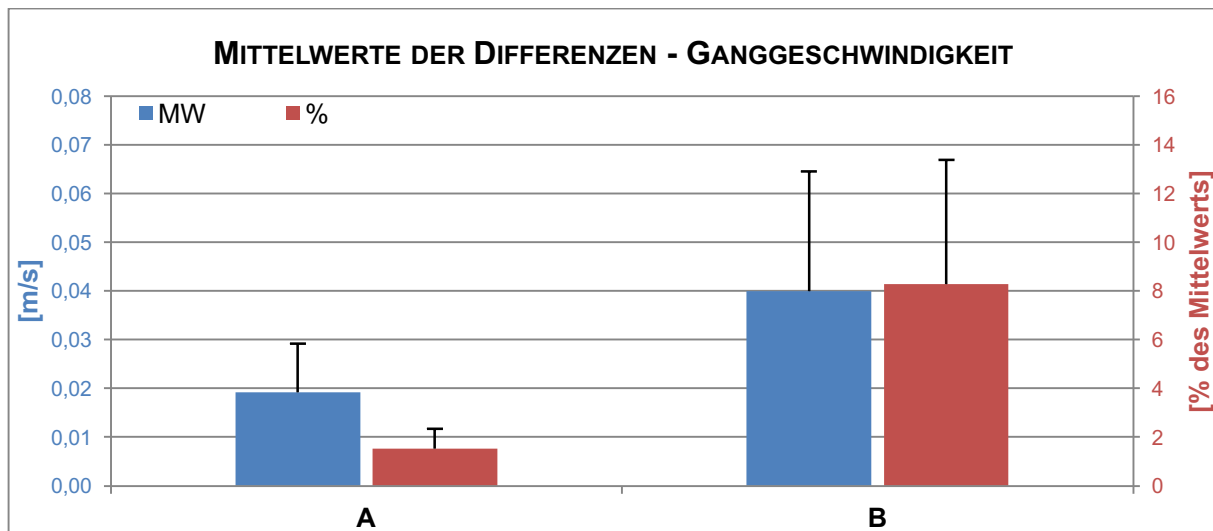


Abbildung 36: Mittelwerte der Differenzen der Ganggeschwindigkeit der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

KADENZ

Die unterschiedliche Berechnung der Kadenz (Abbildung 37) zeigt für die Testgruppe A sehr einheitliche Werte ($p=0,96$) (Tabelle 8), mit einer durchgehenden Anzahl von mehr als 100 Schritten/min. Bei den Testpersonen A 03, A 07 und A 10 zeigen sich keine Unterschiede zwischen der Berechnung der Kadenz mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse. Der größte Unterschied ist bei Testperson A 06 zu finden und beläuft sich auf 6 Schritte/min, wobei das Ergebnis der 4-Marker-Analyse über jenem der Vollanalyse liegt. Untersucht man die Ergebnisse der Kadenz von Testgruppe B, so fällt auf, dass die Ergebnisse deutlich unter jenen der Testgruppe A liegen. Granat geht davon aus, dass die Kadenz stark von der Gehfähigkeit einer Person abhängig ist (Granat et al., 2015). So bewirkt eine motorische Beeinträchtigung eine deutliche Senkung der Kadenz auf unter 100 Schritte/min. Bei Testperson B 04 muss festgehalten werden, dass die Berechnung der Kadenz bei der Vollanalyse zu einem Wert von 1143 Schritten/min geführt hat und somit als nicht realistisch betrachtet werden kann. Die Kadenz konnte jedoch mithilfe der 4-Marker-Analyse berechnet werden und liegt bei 73 Schritten/min. Der größte Unterschied zwischen den Berechnungsmethoden ist bei Testperson B 03 mit 4 Schritten/min zu finden. Bei den Testpersonen B 01 und B 04 liegt der Unterschied bei jeweils einem Schritt/min. Bei zwei der drei Testpersonen (B 01 und B 03) kann festgestellt werden, dass das Ergebnis der Vollanalyse geringfügig größer ist als jenes der 4-Marker-Analyse sich jedoch nicht deutlich von diesem unterscheidet ($p=0,84$).

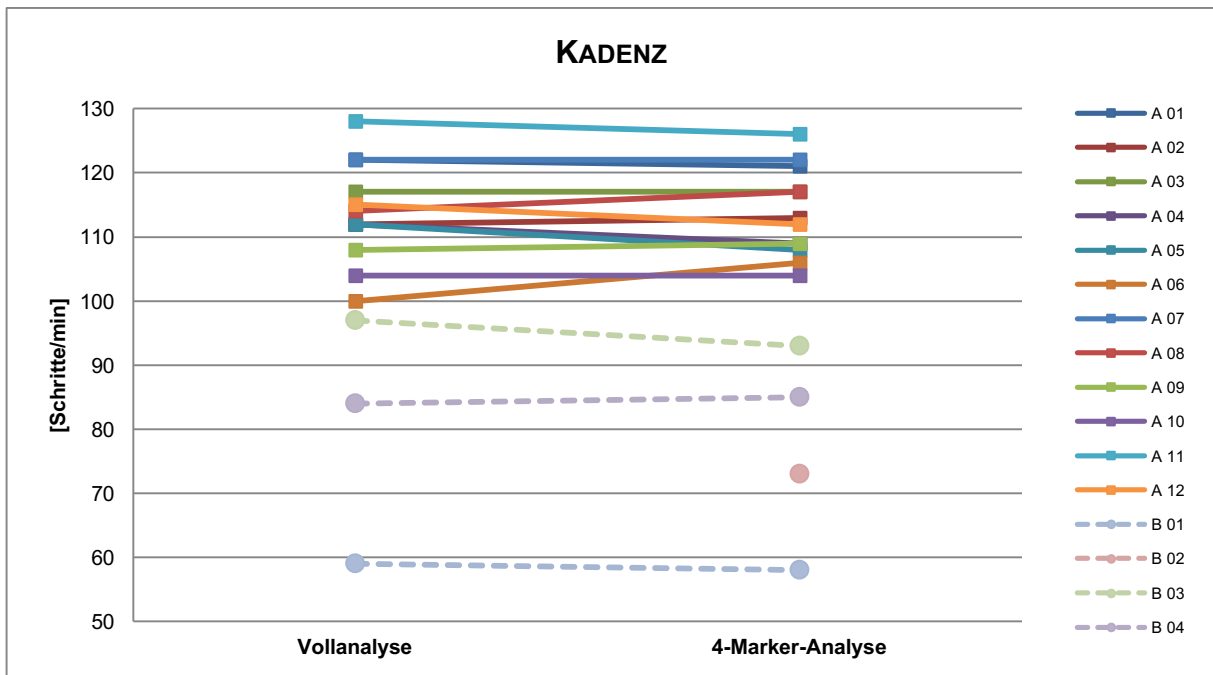


Abbildung 37: Vergleich der Kadenz, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

Untersucht man nun die Mittelwerte der Differenzen (Abbildung 38), so kann für Testgruppe A festgehalten werden, dass eine mittlere Differenz von 2 Schritten/min zwischen Vollanalyse und 4-Marker-Analyse vorliegt. In Testgruppe B kann ebenfalls eine mittlere Differenz von 2 Schritten/min gefunden werden, wobei hier nur drei Werte für die Analyse zur Verfügung standen.

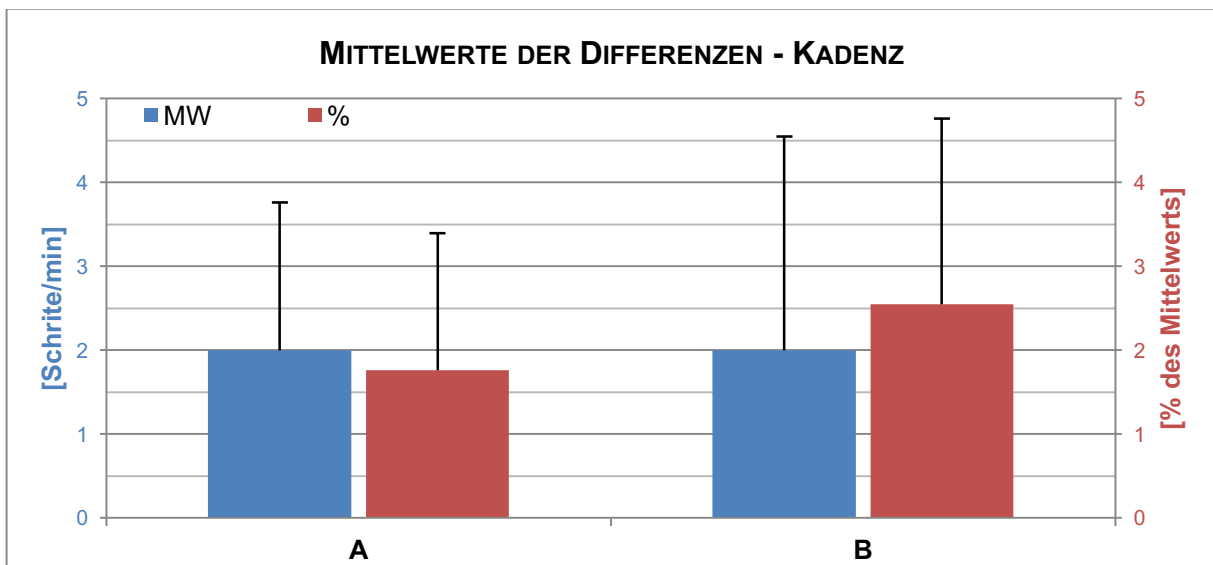


Abbildung 38: Mittelwerte der Differenzen der Kadenz der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

DOPPELSCHRITTLÄNGE

Die Werte der Doppelschrittlänge (Abbildung 39) nach Berechnung mit Vollanalyse und 4-Marker-Analyse weisen bei Testgruppe A sehr geringe Unterschiede auf ($p=0,85$) (Tabelle 8). Die maximale Differenz liegt bei 0,05 m (A 04) und bei einem Viertel der Testpersonen haben beide Berechnungsmethoden das gleiche Ergebnis geliefert. Innerhalb der Testgruppe B weisen die beiden Berechnungsmethoden etwas größere Unterschiede auf. Bei einer der vier Testpersonen (B 03) liegt eine Differenz von 0,09 m vor. Die anderen drei Testpersonen weisen hingegen Unterschiede von unter 0,05 m auf, was sich auch in der statistischen Signifikanz widerspiegelt ($p=0,88$).

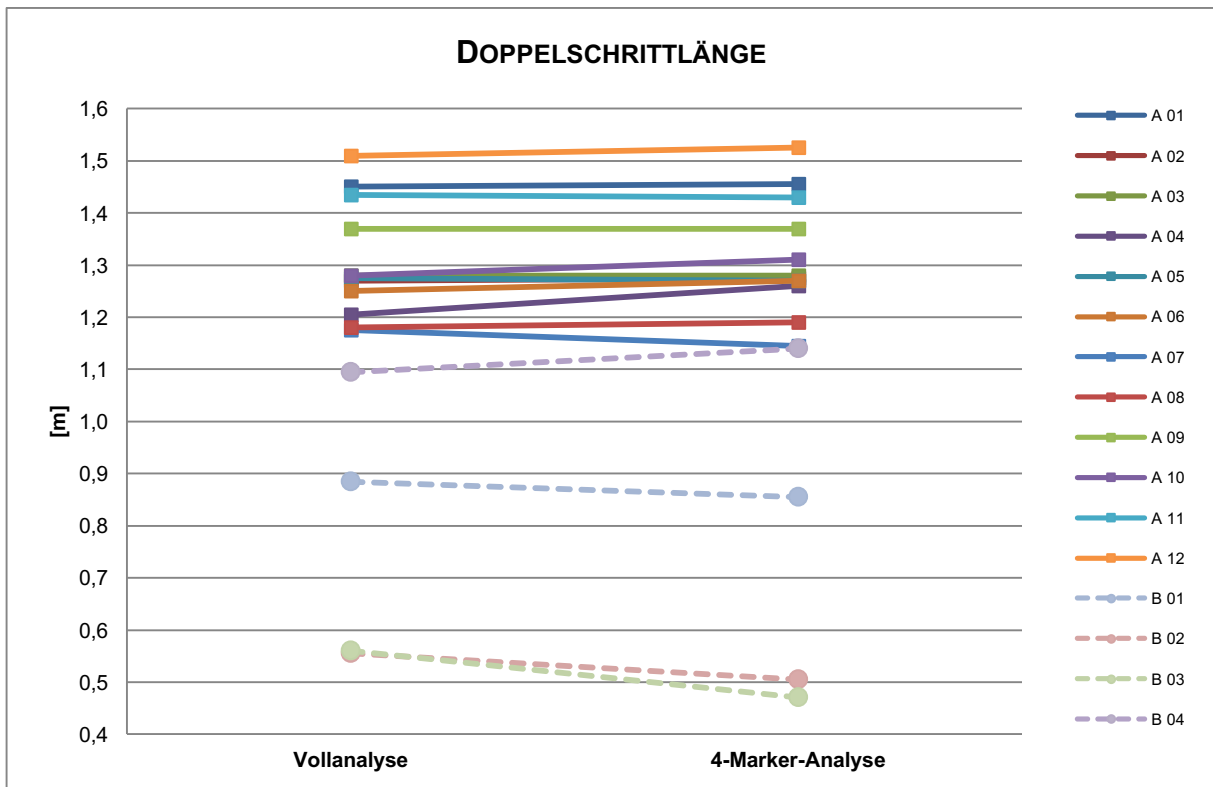


Abbildung 39: Vergleich der Doppelschrittlänge, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

Im Vergleich der gemittelten Differenzen (Abbildung 40) zeigt die Testgruppe A eine Abweichung von 0,014 m (1,09%) und Testgruppe B 0,05 m (6,95%).

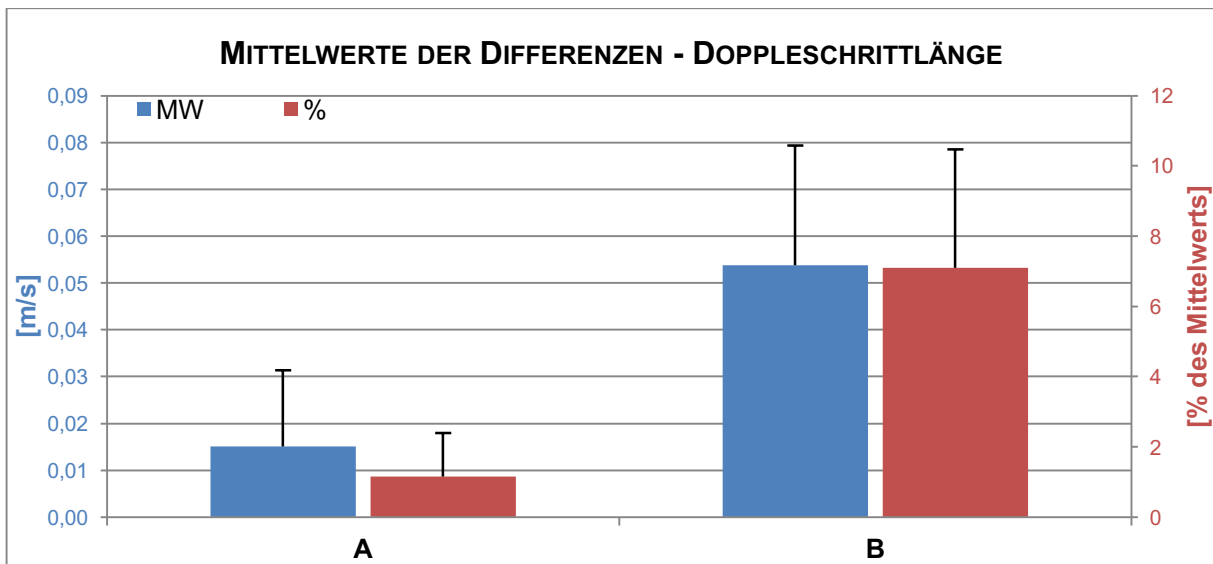


Abbildung 40: Mittelwerte der Differenzen der Doppelschrittlänge der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

SCHRITTLÄNGE

In Testgruppe A liegen die Ergebnisse beider Analysemethoden für die Berechnung der Schrittlänge im Bereich von 0,56 m bis 0,77 m (Abbildung 41). Die größte Abweichung in Testgruppe A konnte bei Person A 04 auf der linken Körperseite festgestellt werden. Hier beträgt der Unterschied 0,1 m, wobei das Ergebnis der Vollanalyse kleiner ist als das der 4-Marker-Analyse. Die übrigen Ergebnisse beider Körperseiten zeigen eine starke Korrelation ($p_{links}=0,59$, $p_{rechts}=0,97$) (Tabelle 8).

In der Testgruppe B unterscheiden sich die beiden Berechnungsmethoden sehr stark voneinander ($p_{links}=0,92$, $p_{rechts}=0,76$) (Tabelle 8). Eine Ausnahme bildet Testperson B 04, bei der die Schrittlänge sowohl links als auch rechts eine relativ geringe Differenz von maximal 0,01 m aufweist.

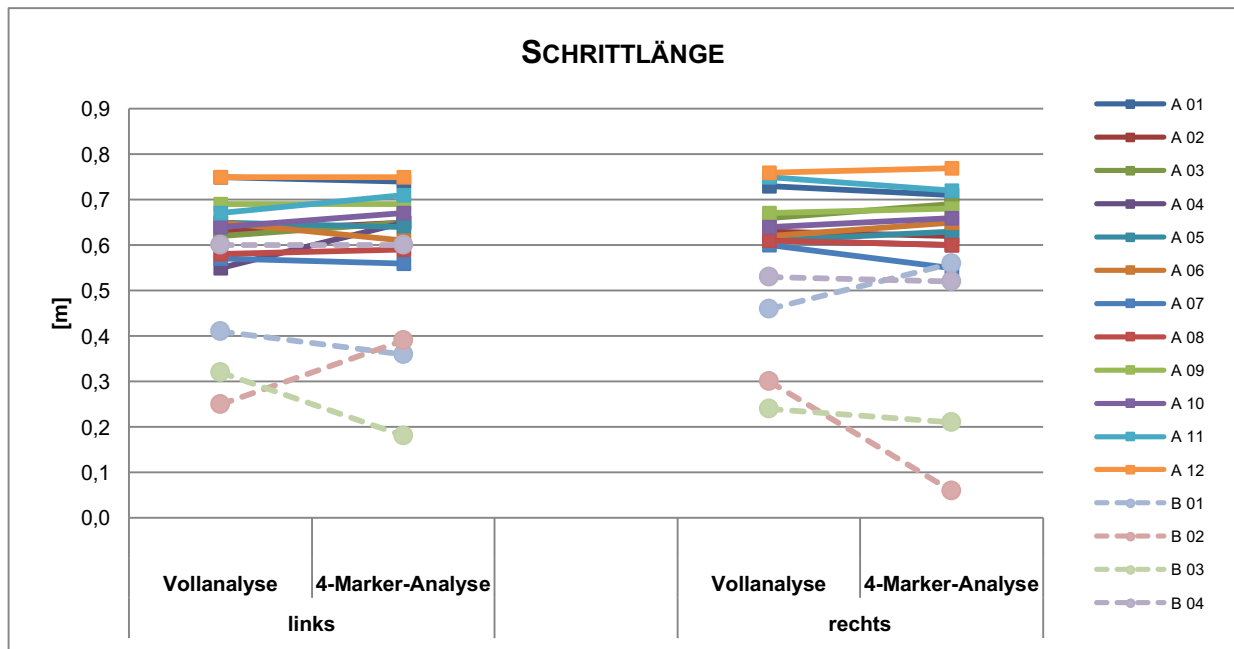


Abbildung 41: Vergleich der Schrittlänge, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

Vergleicht man die gemittelten Differenzen zwischen Vollanalyse und 4-Marker-Analyse, so liegen diese bei Testgruppe A unter 4%, bei Testgruppe B hingegen liegt ein Unterschied von bis zu 26,4% vor. Damit ist der Unterschied bei Testgruppe B 6,5-mal größer als bei Testgruppe A. Der reelle mittlere Unterschied liegt bei Testgruppe A bei maximal $\pm 0,03$ m und bei Testgruppe B bei $\pm 0,10$ m (Abbildung 42).

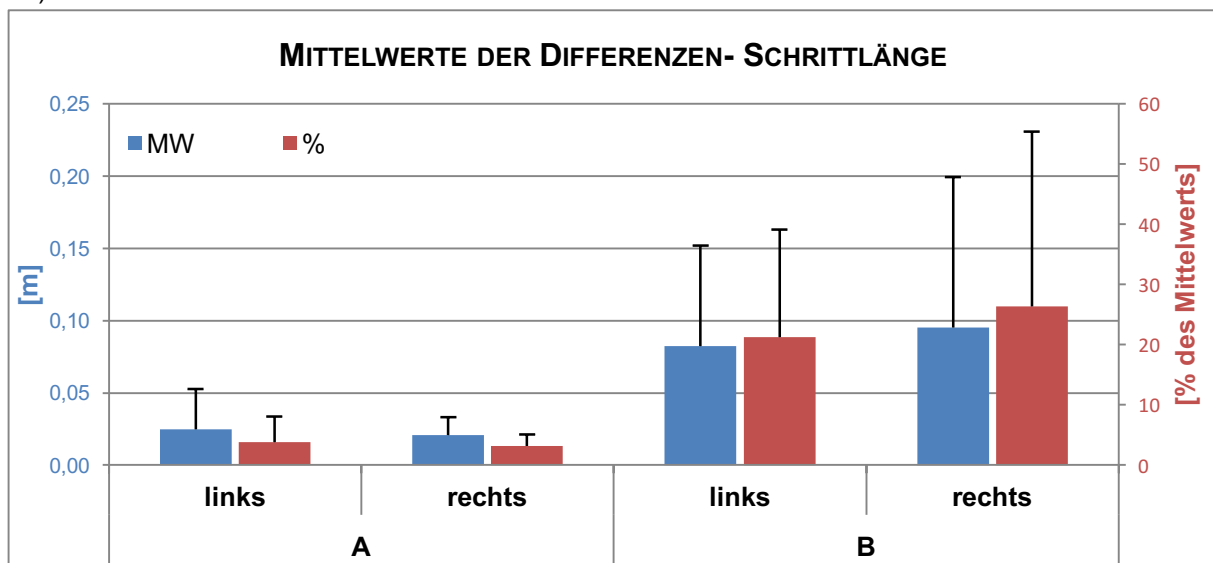


Abbildung 42: Mittelwerte der Differenzen der Schrittlänge der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

EINZEL USPH

Die Ergebnisse der Einzel USPH sind in Abbildung 43 dargestellt. Sie zeigen für die Testgruppe A sehr valide Ergebnisse. Es ist jedoch festzuhalten, dass die Werte der Vollanalyse fast ausschließlich über jenen der 4-Marker-Analyse liegen. Bei zwei Ergebnissen, A 11 links und A 04 rechts, zeigt sich jedoch ein entgegengesetzter Trend. In diesen Fällen ist der Wert der 4-Marker-Analyse größer als jener der Vollanalyse. Der größte Unterschied zwischen den beiden Analysemethoden zeigt sich bei Testperson A 10 mit 0,06 s. Er tritt sowohl auf der linken Seite als auch auf der rechten Seite auf. Zusammenfassend zeigen die berechneten Ergebnisse der Einzel USPH der Testgruppe A jedoch ein valides Ergebnis, da das Mittel bei $0,43 \pm 0,03$ s liegt, was einer Abweichung von 6,4% zwischen den beiden Analysemethoden entspricht (Abbildung 44) Jedoch bedingen die zwei sehr unterschiedlichen Ergebnisse der Testpersonen A 04 und A 11 eine Verzerrung der Statistik ($p_{links}=0,08$, $p_{rechts}=0,05$) (Tabelle 8).

Im Gegensatz dazu stehen die Ergebnisse der Testgruppe B. Hier zeigen sich sowohl Körperseiten spezifisch als auch zwischen den beiden Analysemethoden deutliche Unterschiede. So sind bei Testperson B 01 auf der linken Seite sehr hohe Werte im Vergleich zu den anderen Testpersonen zu finden und auf der rechten Seite kann eine Differenz zwischen der Vollanalyse und 4-Marker-Analyse von 0,2 Sekunden oder 37%, bezogen auf die Vollanalyse, festgestellt werden. Des Weiteren zeigt auch Testperson B 03 auf der linken Seite eine deutliche Abweichung von knapp 30% zwischen den beiden Berechnungen. In beiden Fällen kann davon ausgegangen werden, dass dieses Ergebnis eingehender überprüft werden muss. Im Gegensatz dazu zeigen die anderen Körperseiten jeweils plausible Werte, mit 0,06 s (10%) Differenz (B 01) bzw. 0,01 s (4%) Differenz (B 03). Bei Testperson B 02 liegt der Unterschied im Ergebnis der linken Seite mit 13,9% ebenfalls relativ hoch. Bei den weiteren Ergebnissen übersteigt die Differenz nicht die 5%-Marke. In Folge dessen liegt auch die mittlere Differenz in Testgruppe B mit 0,06 Sekunden in einem plausiblen Rahmen, da die Extremwerte von B 01 und B 03 von den anderen Werten kompensiert werden. Sie spiegeln sich jedoch in der Größe der Standardabweichung wider (Abbildung 44). Statistisch gesehen ist die Berechnung der Einzel USPH mit Vollanalyse und 4-Marker-Analyse durchaus vergleichbar ($p_{links}=0,85$, $p_{rechts}=0,41$) (Tabelle 8). Dieses Ergebnis ist aufgrund der starken Streuung der Werte und der geringen Probandenzahl jedoch kritisch zu betrachten.

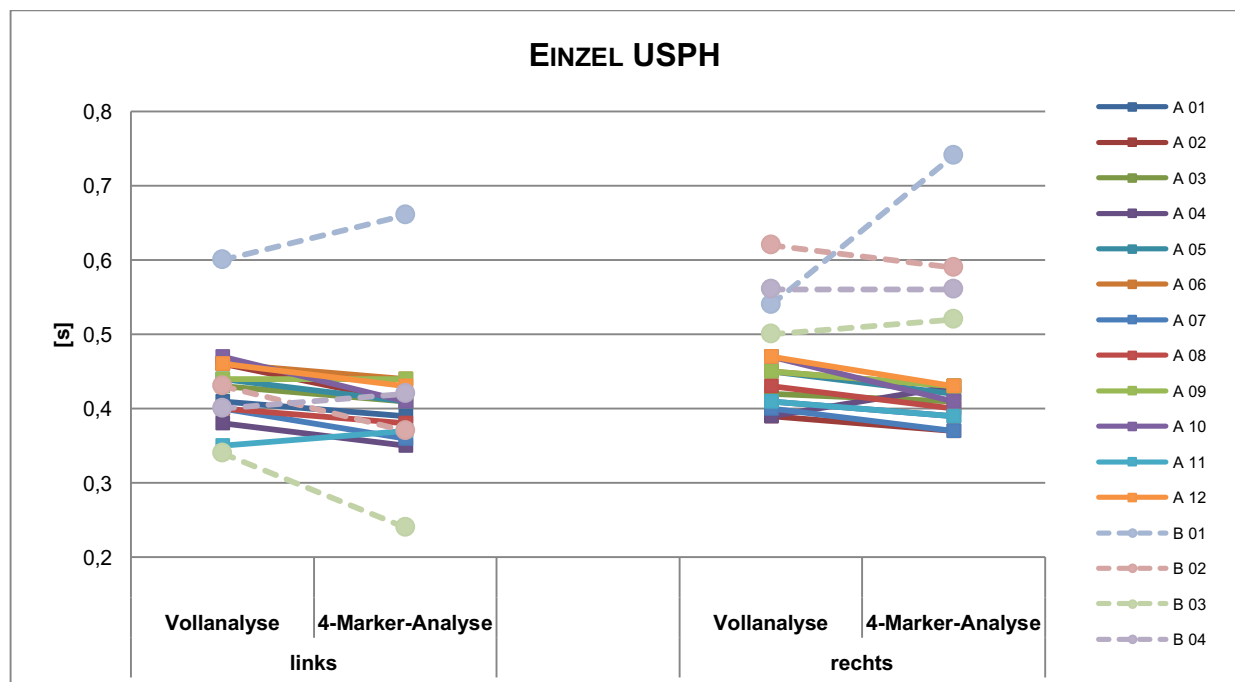


Abbildung 43: Vergleich der Einzel USPH, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

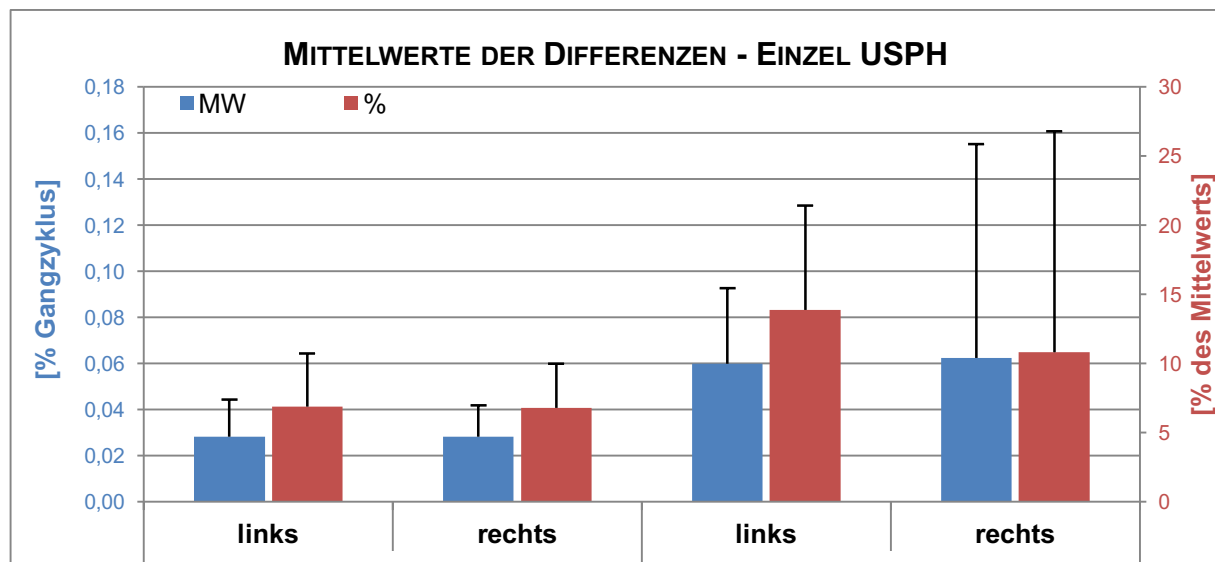


Abbildung 44: Mittelwerte der Differenzen der Einzel USPH der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

STANDPHASE

Ein weiterer wichtiger Gangparameter ist die Standphase, die in Anteilsprozent am Gangzyklus (ein Gangzyklus hat 100%) angegeben wird. Die Werte für die Standphase von Gruppe A und Gruppe B sind in Abbildung 45 dargestellt. Auffällig ist, dass in Testgruppe A von 24 berechneten Werten (zwei pro Testperson) nur 3 Werte der Vollanalyse ein höheres Ergebnis im Vergleich zur 4-Marker-Analyse zeigen, wobei die maximale Abweichung bei 5,79% (A 04 links) liegt. Bei allen anderen Resultaten liegen die Ergebnisse der 4-Marke-Analyse über jenen der Vollanalyse und zeigen eine Abweichung von maximal 5,03% des Gangzyklus. Diese starken Abweichungen zwischen den Analysemethoden spiegeln sich auch statistisch in einer schwachen Signifikanz wieder ($p_{links}=0,05$, $p_{rechts}=0,05$) (Tabelle 8).

In Testgruppe B liegt die größte Differenz zwischen Vollanalyse und 4-Marke-Analyse bei Testperson B 01 links mit 10,91% des Gangzyklus (Abbildung 46). Auch bei Testperson B 03 auf der rechten Seite mit 8,89% Differenz und B 02 auf der linken Seite mit 6,33% können ähnlich hohe Abweichungen zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse festgestellt werden. Obwohl die übrigen Werte eine maximale Abweichung von 3,96% des Gangzyklus aufweisen, kann aufgrund der drei extremen Abweichungen nicht mehr von einem geringen Unterschied zwischen den beiden Analysemethoden gesprochen werden ($p_{links}=0,88$, $p_{rechts}=0,58$) (Tabelle 8).

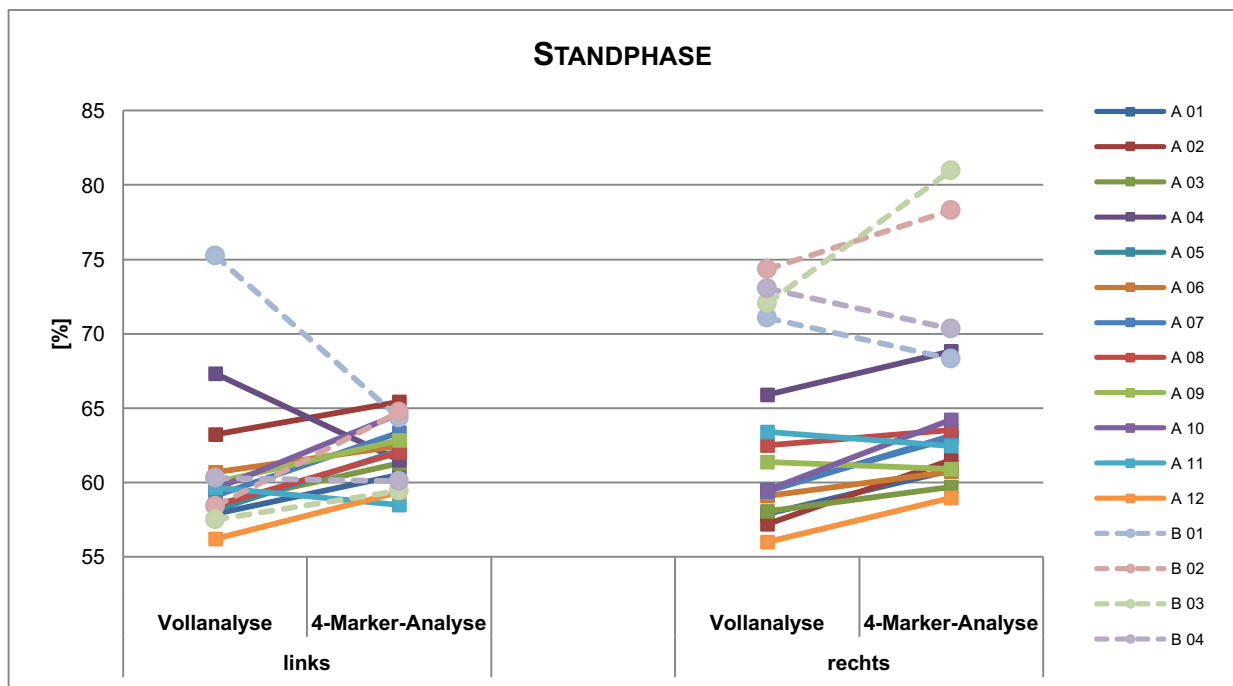


Abbildung 45: Vergleich der Standphase, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

Die einheitliche Tendenz hin zu erhöhten Werten mit der 4-Marker-Analyse in Testgruppe A spiegelt sich auch in den gemittelten Differenzen von deutlich unter 5% wider. Bei Testgruppe B findet sich eine Differenz von maximal 8% (Abbildung 46). Die Differenz innerhalb der Testgruppe B ist somit nur um 3% höher als jene der Testgruppe A. Außerdem zeigt sich, dass die Differenz der Testgruppe B bei der Standphase deutlich geringer ist als die Differenzen, welche bei den obigen Gangparametern berechnet wurden.

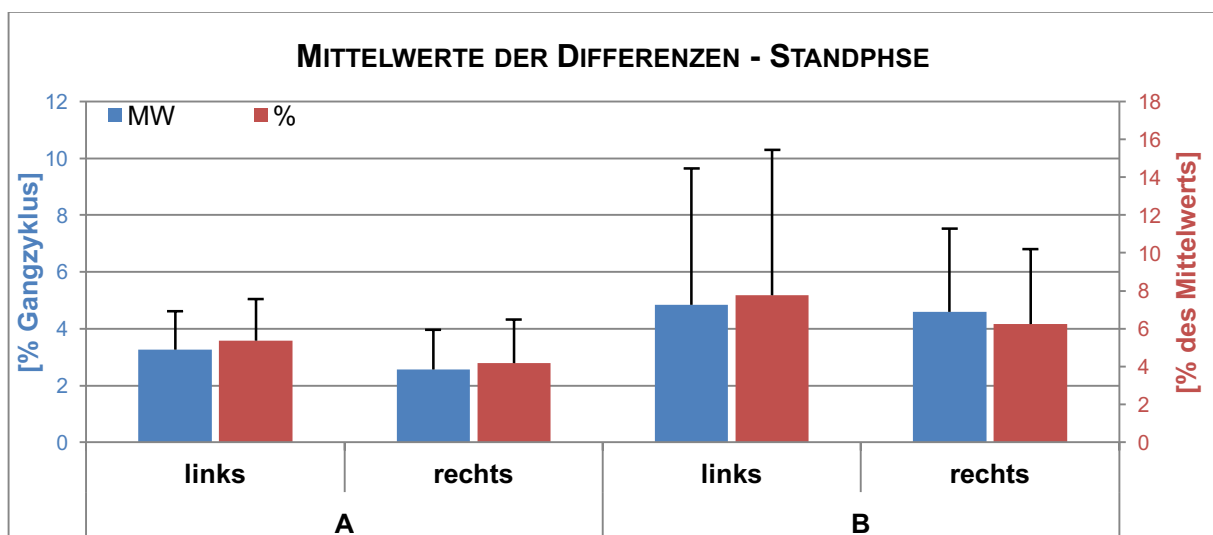


Abbildung 46: Mittelwerte der Differenzen der Standphase der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

ENDE DER 1. DOPPEL USPH

Für den Vergleich von Vollanalyse und 4-Marker-Analyse der Doppel USPH kann nur der Zeitpunkt des Endes der 1. Doppel USPH herangezogen werden, da bei der Vollanalyse das Ende der 2. Doppel USPH in der Berechnung der Zeit-Weg-Parameter nicht berücksichtigt wird. In Abbildung 47 sind die Ergebnisse von Testgruppe A und B dargestellt. Die Resultate der Berechnungen der Testgruppe A zeigen deutliche Abweichungen zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse. Bei 10 der 12 Testpersonen von Gruppe A weist die 4-Marker-Analyse höhere Werte als die Vollanalyse auf.

Zusätzlich zeigt sich in vielen Fällen ein teils deutlicher Unterschied zwischen den beiden Analysemethoden von bis zu 6% des Gangzyklus (A 10 links). Nur bei zwei Testpersonen (A 09 und A 11) zeigen die Ergebnisse der beiden Berechnungsmethoden geringe Unterschiede. Diese starke Abweichung zeigt sich auch in einem signifikanten Unterschied zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse auf der linken Körperseite ($p_{links}=0,03$, $p_{rechts}=0,11$) (Tabelle 8).

Auffällig ist, dass sich die Ergebnisse der linken Seite der 4-Marker-Analyse der Gruppe B eklatant von jenen der Vollanalyse unterscheiden. Alle Ergebnisse der 4-Marker-Analyse liegen deutlich unter jenen der Vollanalyse. Daher muss in diesem Fall die Berechnung bzw. Datenakquisition nochmals eingehend überprüft werden. Auf der linken Körperseite zeigt sich eine maximale Abweichung von 5,5% des Gangzyklus (B 03). Alle anderen Werte liegen in einem Bereich von maximal 3,26% Unterschied. Der p-Wert für die linke Körperseite beträgt 0,84 und kann als realistisch betrachtet werden. Aufgrund der starken Abweichungen der Analysemethoden auf der rechten Körperseite lieferte die statistische Analyse einen p-Wert von $<0,01$, der jedoch in diesem Zusammenhang als nicht aussagekräftig erachtet werden kann (Tabelle 8).

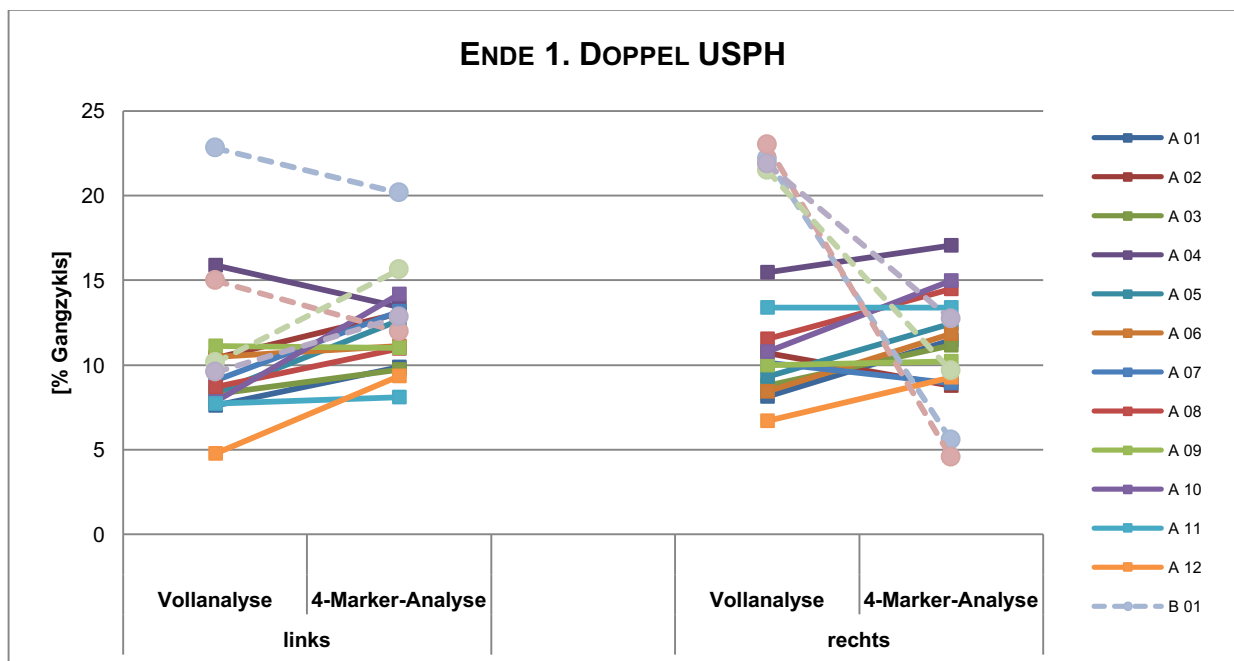


Abbildung 47: Vergleich des Endes der 1. Doppel USPH, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

Im Vergleich zu den vorigen Gangparametern zeigt das Ende der 1. Doppel-USPH sehr starke Unterschiede zwischen den beiden Berechnungsmethoden. Analysiert man den prozentuellen Unterschied der gemittelten Differenzen zwischen den beiden Berechnungsmethoden so beträgt dieser bei Testgruppe A etwa 25% und bei Testgruppe B im Mittel 92% (Abbildung 48). Der absolute Unterschied beträgt bei Testgruppe A links 2,62 % und links 2,25% des Gangzyklus, bei Testgruppe B 3,61% (links) und 13,99% (rechts).

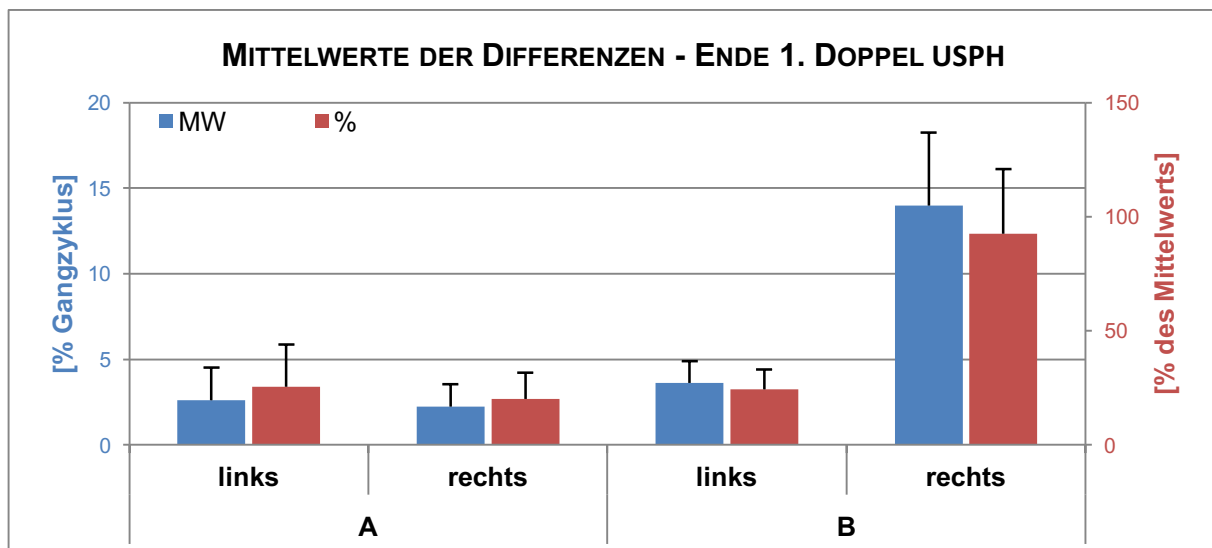


Abbildung 48: Mittelwerte der Differenzen des Endes der 1. Doppel USPH der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

4.6.1 Weitere Gangparameter von Testgruppe A und B

Den weiteren Gangparameter, wie Schrittbreite, Schrittdauer, und Doppelschrittdauer, die aus den vorliegenden Markerdaten berechnet werden können, fällt in der Literatur eine eher untergeordnete Rolle zu (Öberg *et al.*, 1993). Die Ergebnisse zu diesen Gangparametern werden im Folgenden aufgelistet, die Diagramme dazu werden im Anhang (Anhang Abbildung 12 bis 17, Seite 112 bis 114) dargestellt.

SCHRITTBREITE

Die Ergebnisse der Berechnung der Schrittbreite mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse weichen innerhalb der Testgruppe A deutlich voneinander ab, erreichen jedoch keine statistische Signifikanz ($p=0,13$) (Tabelle 8). Auffallend dabei ist, dass die Ergebnisse der Vollanalyse durchgehend größere Werte zeigen, als jene der 4-Marker-Analyse. Lediglich bei einer Testperson (A 08) ist ein entgegen gesetzter Trend festzustellen. Als Extremwert ist bei Testgruppe A ein Unterschied von bis zu 50% (Testperson A 06) zwischen den beiden Analysemethoden festzustellen. Auch bei den weiteren Testpersonen der Gruppe A liegt die Differenz der beiden Berechnungsmethoden weit über 10%. Eine Ausnahme bildet Testperson A 03, bei der beide Ergebnisse den gleichen Wert aufweisen. Auf Grund dessen muss davon ausgegangen werden, dass die Ergebnisse der 4-Marker-Analyse nur mit Vorbehalt betrachtet werden können. Ähnlich wie die Ergebnisse der Testgruppe A verhalten sich auch die Ergebnisse der Testgruppe B ($p=0,85$) (Tabelle 8). Eine Person (B 01) weist ebenfalls eine Differenz von 50% zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse auf. Die weiteren Testpersonen der Gruppe B (B 02 bis B 04) weisen einen Unterschied von maximal 4% auf.

SCHRITTDAUER UND DOPPELSCHRITTDAUER

Die Ergebnisse der Schrittdauer der linken Seite zeigen eine hohe Korrelation zwischen den beiden Analysemethoden ($p_{links}=0,55$, $p_{rechts}=0,71$) (Tabelle 8), mit Ausnahme von zwei Testpersonen (A 04 und A 11). Diese zeigen einen Unterschied von 0,12 s (22,64%) bzw. 0,06 s (11,32%) bei einer mittleren Schrittdauer der Vollanalyse von 0,53 s. Die Differenz der Ergebnisse der weiteren Testpersonen liegt bei maximal 0,04 s. Bei einem Viertel der Testgruppe A weisen die Ergebnisse keine Unterschiede zwischen den Berechnungsmethoden auf. Die Werte der rechten Seite zeigen im Vergleich mit jenen der linken Seite größere Unterschiede, die Differenz beträgt jedoch maximal 0,04 s. Obwohl bei keiner Testperson idente Ergebnisse ermittelt werden konnten, liegt die Differenz zwischen den beiden Methoden nur bei 4,58% (links) und 4,00% (rechts), bezogen auf die Vollanalyse.

Die Testpersonen der Gruppe B zeigen bei der Berechnung der Schrittdauer starke individuelle Unterschiede, wobei keine eindeutige Tendenz ersichtlich ist. Auffallend ist jedoch, dass, mit Ausnahme

von B 01, die Schrittdauer der linken Körperseite deutlich über jener der rechten Körperseite liegt. Die höchste Abweichung zwischen den Analysemethoden findet sich bei B 02 links mit 0,1 s bei einer mittleren Standphase von 1,01 s. Die geringste Abweichung zeigt B 03 mit 0,02 s. Statistisch gesehen unterscheiden sich die beiden Analysemethoden jedoch kaum voneinander ($p_{links}=0,96$, $p_{rechts}>0,99$). Die Differenz zwischen Vollanalyse und 4-Marker-Analyse liegt bei 6,15% (links) und 6,45% (rechts). Das Ergebnis der Doppelschrittdauer unterstreicht die Beeinträchtigung der Gehfähigkeit der Testgruppe B, da die Ergebnisse deutlich über jenen der Testgruppe A liegen. Innerhalb der Gruppen zeigen die Vollanalyse und die 4-Marker-Analyse jedoch durchgehend vergleichbare Ergebnisse, was sich auch in der Statistik widerspiegelt. Testgruppe A: $p_{links}=0,63$, $p_{rechts}=0,77$. Testgruppe B: $p_{links}=0,92$, $p_{rechts}=0,98$ (Tabelle 8).

ANALYSE UND VERGLEICH DER WINKEL IM GANGZYKLUS

Aufsatzwinkel, Abdruckwinkel und Fußöffnungswinkel werden bei der Vollanalyse nicht in den Zeit-Weg-Parametern ausgegeben und können daher nicht mit den Ergebnissen der 4-Marker-Analyse verglichen werden.

4.6.2 Statistische Analyse von Testgruppe A und B

	Testgruppe A				Testgruppe B		
	Vollanalyse		4-Marker-Analyse		Vollanalyse		4-Marker-Analyse
	MW (SD)	MW (SD)	p		MW (SD)	MW (SD)	p
Ganggeschwindigkeit [m/s]	1,24 (0,15)	1,25 (0,14)	0,97		0,49 (0,19)	0,47 (0,23)	0,9
Kadenz [Schritte/min]	113,8 (7,85)	113,7 (6,93)	0,96		80 (19,31)	77,25 (15,24)	0,84
Schrittbreite [m]	0,11 (0,04)	0,09 (0,03)	0,13		0,19 (0,1)	0,175 (0,11)	0,85
Doppelschrittlänge [m]	1,31 (0,11)	1,31 (0,11)	0,85		0,78 (0,27)	0,75 (0,32)	0,88
Schrittlänge [m]	L	0,64 (0,06)	0,66 (0,06)	0,59	0,4 (0,15)	0,38 (0,17)	0,92
	R	0,66 (0,06)	0,66 (0,06)	0,97	0,38 (0,14)	0,34 (0,24)	0,76
Einzel USPH [s]	L	0,43 (0,04)	0,4 (0,03)	0,08	0,44 (0,11)	0,42 (0,18)	0,85
	R	0,43 (0,03)	0,41 (0,02)	0,05	0,55 (0,05)	0,6 (0,1)	0,41
Schrittdauer [s]	L	0,53 (0,03)	0,54 (0,04)	0,55	0,9 (0,1)	0,9 (0,15)	0,96
	R	0,52 (0,04)	0,53 (0,03)	0,71	0,7 (0,26)	0,7 (0,29)	>0,99
Doppelschrittdauer [s]	L	1,05 (0,07)	1,06 (0,06)	0,63	1,58 (0,35)	1,61 (0,37)	0,92
	R	1,06 (0,06)	1,07 (0,06)	0,77	1,61 (0,35)	1,63 (0,35)	0,98
Standphase [%]	L	59,9 (2,9)	62,0 (2,0)	0,05 *	62,86 (8,34)	62,15 (2,78)	0,88
	R	59,98 (2,84)	62,31 (2,59)	0,05 *	72,62 (1,4)	74,46 (6,11)	0,58
Ende 1. Doppel USPH [%]	L	9,19 (2,68)	11,38 (1,9)	0,03 *	14,37 (6,12)	15,13 (3,7)	0,84
	R	10,28 (2,39)	12,00 (2,6)	0,11	22,11 (0,65)	8,12(3,71)	<0,01 **

Tabelle 8: Statistische Daten des Vergleichs der Vollanalyse und 4-Marker-Analyse bei Testgruppe A (n=12) und B (n=4). Zweiseitiger students t-Test, statistische Signifikanz wird mit $p<0,05$ (*) und $p<0,01$ (**) angegeben

4.7 4-Marker-Analyse und der Einfluss von Schuhen auf die Zeit-Weg-Parameter

4.7.1 Einfluss von Schuhen auf die Markertrajektorie

Der erste Abschnitt der Analyse der Datensätze von Testgruppe C befasst sich mit dem Verlauf der Markertrajektorien für die Messungen mit den verschiedenen Schuhmodellen. Dies wird exemplarisch anhand einer Testperson (C 03) dargestellt, da sich bei der Sichtung der Daten ähnliche Markerverläufe bei allen Testpersonen gezeigt haben.

Anhand der nun folgenden Analyse soll festgestellt werden, inwiefern sich die Verläufe der Marker zwischen den einzelnen Messungen mit unterschiedlichen Schuhen unterscheiden. Ein Verlauf aller vier Marker, die bei der 4-Marker-Analyse verwendet werden, ist in Abbildung 49 zu sehen. Für diese Darstellung wurden die Daten einer Barfuß-Messung ausgewählt. Die größte Amplitude im Verlauf der Marker zeigt sich bei den Heel-Markern und beträgt 230 mm bis 250 mm. Die Amplitude der Toe-Marker ist im Vergleich zu den Heel-Markern deutlich geringer und liegt im Bereich von ca. 100 mm. Die Trajektorie aller vier Marker erreicht nie die Null-Linie, da die Marker am Vorfuß und in gleicher Höhe an der Ferse angebracht werden. Bei Testperson C 03 beträgt diese Höhe etwa 40 mm. Diese Höhe kann von Testperson zu Testperson etwas variieren, beeinflusst die Marker-Trajektorie aber nicht.

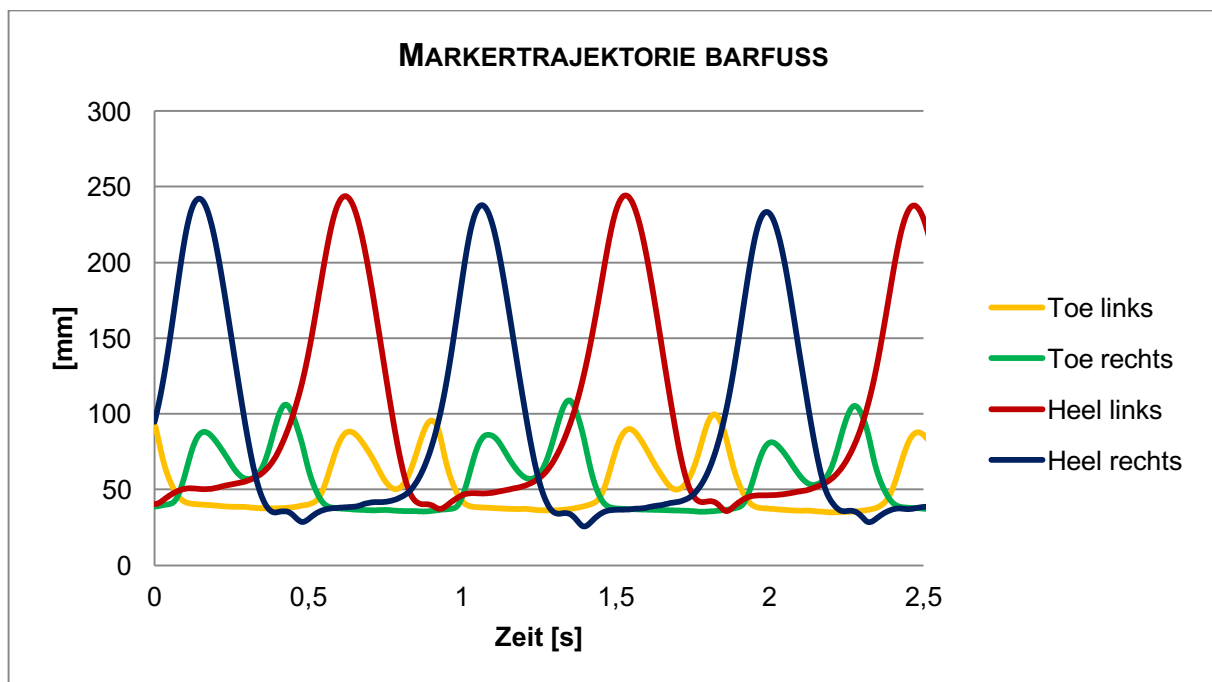


Abbildung 49: Trajektorie der Marker während einer Messung, barfuß, C 03

Die Referenzwerte aus Abbildung 49 werden nun in Abbildung 50 und Abbildung 51 durch die Trajektorien der verschiedenen Schuhe ergänzt. Es werden nur die Daten der linken Seite von Testperson C 03 dargestellt, da sie denen der rechten Seite sehr ähnlich sind und bei dieser Person keine Beeinträchtigung des Gangbildes vorliegt. Die Markerverläufe der Toe- und Heel-Marker sind von ihrer Grundform her sehr ähnlich, unterscheiden sich aber zum Beispiel in der Höhe der angebrachten Marker. Dieser Unterschied in der Höhe begründet sich durch die verschiedenen verwendeten Schuhtypen.

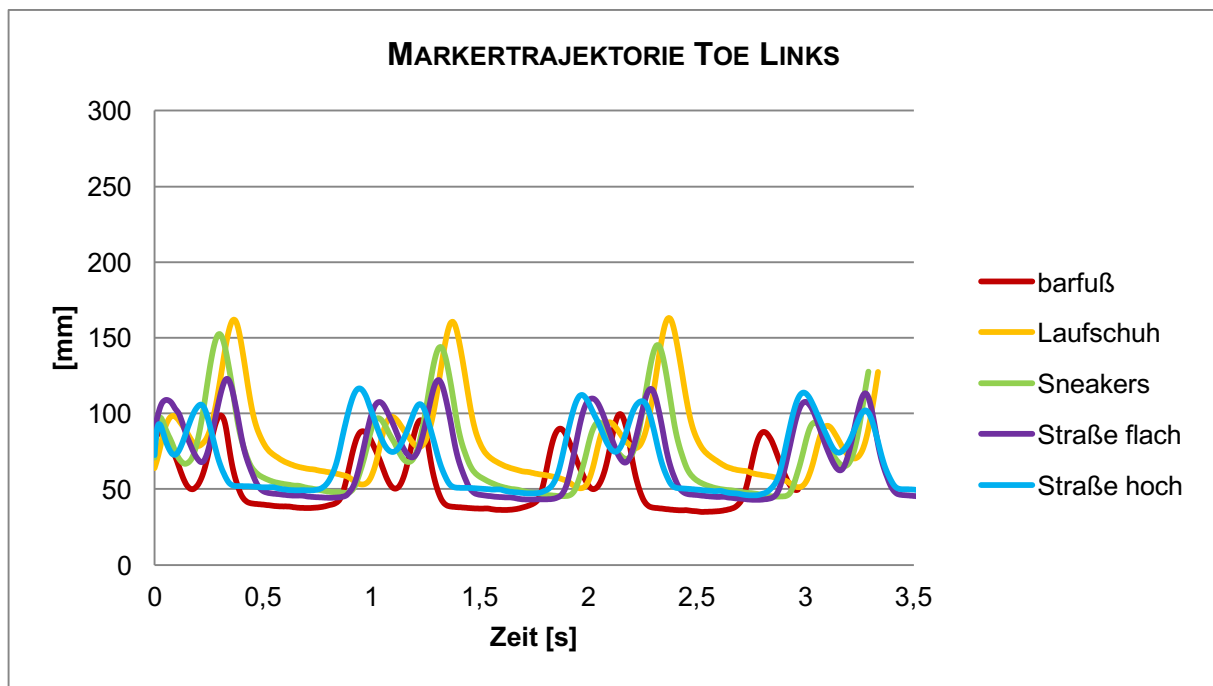


Abbildung 50: Trajektorie der Marker während einer Messung von Toe Links, C 03

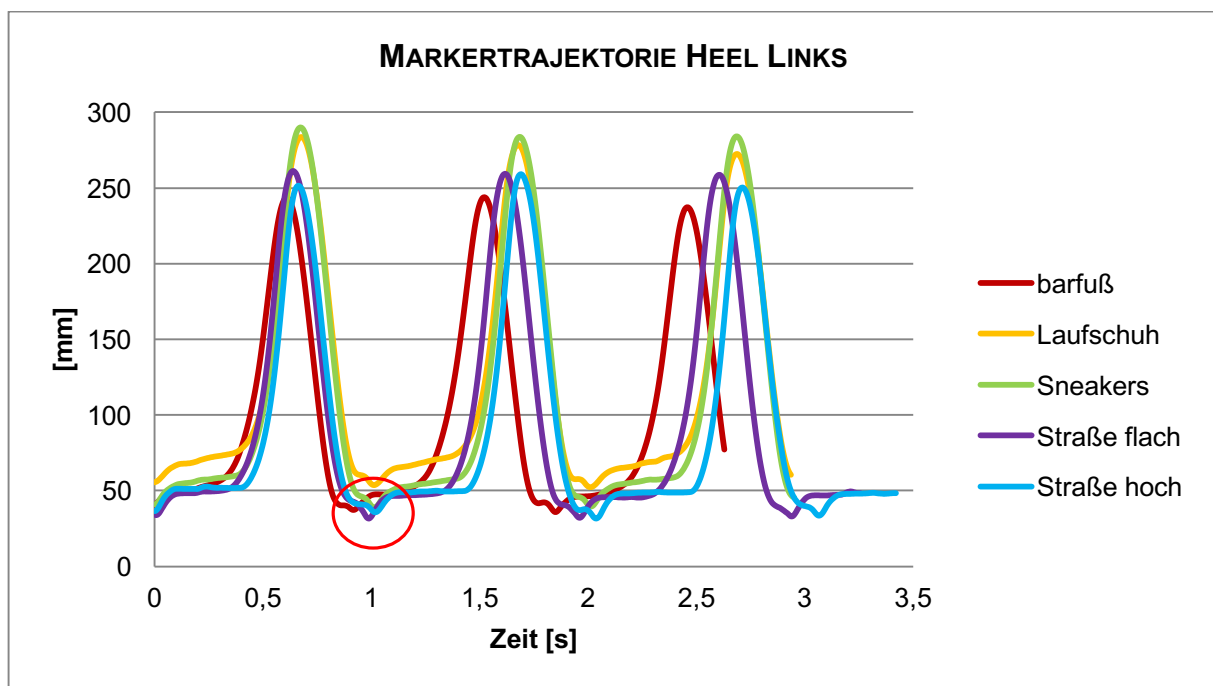


Abbildung 51: Trajektorie der Marker während einer Messung von Heel Links, C 03

4.7.2 Der Einfluss verschiedener Schuhmodelle auf die Zeit-Weg-Parameter

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der Testgruppe C besprochen. Diese Daten stammen ausschließlich von jener 4-Marker-Analyse, bei der die Daten auch nur durch 4 Marker aufgezeichnet wurden. Bei jeder Testperson wurden mehrere Messungen mit unterschiedlichen Schuhmodellen durchgeführt. Ziel dieser Studie war es, den Einfluss verschiedener Schuhtypen auf die 4-Marker-Analyse zu untersuchen.

In Tabelle 9 sind die durchgeführten Messungen aufgelistet. Die Messungen mit den Schuhen *Schuhe hoch* wurden nur bei weiblichen Testpersonen durchgeführt (schwarze Markierung). Die gelb markierten

Messungen konnten ausgewertet werden, mussten jedoch vorher händisch nachbearbeitet werden, sodass die Marker über den gesamten Zeitraum der Messung erkannt werden konnten (Kapitel 3.3.1). Um möglichst robuste Ergebnisse gewährleisten zu können, wurde für die Berechnung der Gangparameter eine Mindestanzahl von sechs Schritten festgelegt. Bei drei Messungen konnte trotz Nachbearbeitung der Daten nicht diese geforderte Mindestanzahl von sechs Schritten detektiert werden. Die Berechnung der Gangparameter wurde jedoch trotzdem durchgeführt und da die Datensätze keine auffälligen Abweichungen zu den übrigen Daten aufgewiesen haben, wurden sie in die Auswertung miteinbezogen. Sofern die Schrittzahl unter sechs Schritten lag, wird sie in Tabelle 9 mit roten Zahlen wiedergegeben. Schwarze Zahlen geben die Absatzhöhe der Kategorie „Schuhe hoch“ an. Grau markierte Messungen konnten überhaupt nicht ausgewertet werden, worauf später noch eingegangen wird.

Aus Tabelle 9 geht hervor, dass insgesamt 55 Messungen durchgeführt wurden. Davon konnten zwei Messungen nicht ausgewertet werden und bei 41,81% der Messungen mussten die Daten vor der Berechnung der Gangparameter händisch nachbearbeitet werden. Von den nachbearbeiteten Daten konnten die Berechnungen der 4-Marker-Analyse bei allen durchgeführt werden, jedoch wurden bei drei Messungen weniger als sechs Schritte detektiert.

	C 01	C 02	C 03	C 04	C 05	C 06	C 07	C 08	C 09	C 10	C 11	C 12
barfuß												3
Laufschuhe									4			
Sneakers									4			
Schuhe flach												
Schuhe hoch			4	5,5		9	7		6	5,5		9,5




	nachbearbeitet
	Schuhe hoch nicht aufgenommen
	Schuhe hoch nicht ausgewertet
3	Schritte, wenn weniger als 6 ausgewertet werden können
4	Absatzhöhe in cm

Tabelle 9: Übersicht der Messungen und Anmerkungen zu den Messungen

Die von Testgruppe C gelieferten Daten wurden anschließend dafür verwendet, Robustheit der 4-Marker-Analyse unter dem Einfluss verschiedener Schuhmodelle zu untersuchen. Hierfür wurden wie auch schon in Kapitel 4.6 die Zeit-Weg Parameter herangezogen. Im folgenden Abschnitt werden die gebündelten Daten (graue Punkte) der einzelnen Schuhmodelle dargestellt, welche mit einer gepaarten *one-way ANOVA* und dem *Tukey-Test* für Mehrfachvergleiche analysiert wurden. Es werden der Mittelwert und die Standardabweichung gezeigt. Ergebnisse werden als signifikant erachtet, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**). Die p-Werte in den folgenden Abbildungen beziehen allesamt auf die Barfuß-Werte als Ausgangspunkt. Die nach Testpersonen aufgeschlüsselten Daten sind im Anhang ab Seite 119 dargestellt. An dieser Stelle wird darauf hingewiesen, dass für die statistischen Berechnungen, welche die Gruppe *Schuhe hoch* betreffen, nur fünf Datensätze verwendet wurden. Daher weisen diese Ergebnisse meist keine signifikanten Unterschiede auf.

GANGGESCHWINDIGKEIT

Abbildung 52 zeigt die Ergebnisse der Berechnung der Ganggeschwindigkeit der Testgruppe C. Die Mittelwerte der einzelnen Testpersonen liegen zwischen 1,26 m/s und 1,61 m/s. Der Durchschnitt aller Messungen liegt, wie auch in der Literatur beschrieben, bei 1,44 m/s (*Perry, 2003*). Tendenziell zeigt sich, dass die Ganggeschwindigkeit bei Messungen, die barfuß durchgeführt wurden, geringer ist als bei jenen Messungen, die mit Schuhen durchgeführt wurden (Anhang Tabelle 2). Besonders bei *Laufschuhen* und *Sneakers* zeigt sich eine signifikante Steigerung der Ganggeschwindigkeit von

$p_{\text{Laufschuhe}} < 0,01$ und $p_{\text{Sneakers}} < 0,01$. *Schuhe flach* zeigen nur im Vergleich mit den barfuß Werten eine beachtliche Veränderung ($p=0,09$).

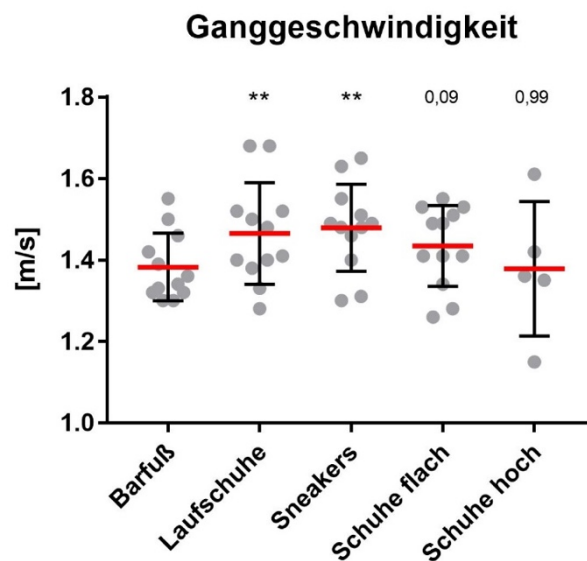


Abbildung 52: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Ganggeschwindigkeit, *one-way ANOVA* mit *Tukey Test*, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)

KADENZ

Die Berechnung der Kadenz hat für alle Testpersonen der Gruppe C Resultate im gemittelten Bereich von 105 bis 125 Schritten pro Minute ergeben. Im Gegensatz zur Ganggeschwindigkeit konnten hier jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Schuhtypen festgestellt werden (Abbildung 53/Anhang Tabelle 2). Die höchste Abweichung innerhalb der Mittelwerte zeigt sich zwischen barfuß und den *Laufschuhen* mit 2 Schritten/min.

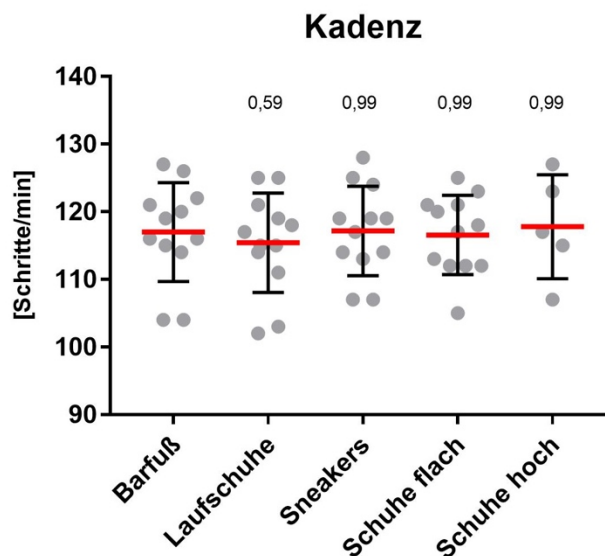


Abbildung 53: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Kadenz, *one-way ANOVA* mit *Tukey Test*, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)

DOPPELSCHRITTLÄNGE

Die Ergebnisse der Doppelschrittlänge werden in Abbildung 54 dargestellt. Hierbei ist ein sehr hoher Einfluss der Schuhe zu erkennen, mit Ausnahme der Gruppe Schuhe hoch. Auffällig ist, dass die Werte im Vergleich zur Barfuß-Messung immer höher liegen und eine sehr hohe statistische Signifikanz von $p < 0,01$ vorliegt. Aufgrund dieser starken Unterschiede liegen auch im Vergleich der Laufschuhe und Sneakers mit den Schuhen hoch p Werte von 0,11 und 0,1 vor. Alle anderen Vergleiche zeigen keine auffälligen Abweichungen (Anhang Tabelle 2).

Zusätzlich konnte festgestellt werden, dass mit Ausnahme von Testperson C 03, kaum ein Unterschied zwischen den Testpersonen gefunden werden kann (Anhang Abbildung 24).

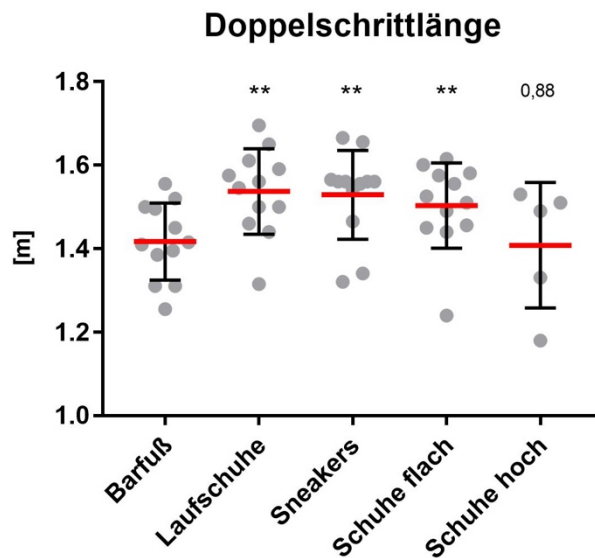


Abbildung 54: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Doppelschrittlänge
one-way ANOVA mit Tukey Test, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ () und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)*

SCHRITTLÄNGE

Abbildung 55 zeigt die Ergebnisse zur Berechnung der Schrittlänge. Die Schrittlänge wurde für den linken und den rechten Fuß berechnet. Laut Perry liegt die Schrittlänge bei etwa 0,6 m. Hier weisen jedoch alle Testpersonen eine Schrittlänge auf, die über diesem Wert liegt. Wie auch schon bei der Doppelschrittlänge zeigen alle Testpersonen eine signifikant erhöhte Schrittlänge bei allen Schuhen, ausgenommen *Schuhe hoch*, im Vergleich zur Barfuß-Messung. Dies gilt sowohl für den rechten als auch für den linken Fuß. Beachtlich ist die hohe Signifikanz ($p < 0,01$) bei den *Laufschuhen*, *Sneakers* sowie *Schuhe flach* ($p_{links} = 0,02$, $p_{rechts} < 0,01$). Da die *Schuhe hoch* sehr ähnlich zu den Werten der Barfuß-Messung liegen, zeigen sich auf der rechten Körperseite auch signifikante Unterschiede im Vergleich der *Laufschuhe* und *Sneakers* ($p < 0,01$) mit dieser Gruppe. Auf der linken Seite sind die p Werte höher und liegen für die *Laufschuhe* bei 0,06 und die *Sneakers* bei 0,3 (Anhang Tabelle 2).

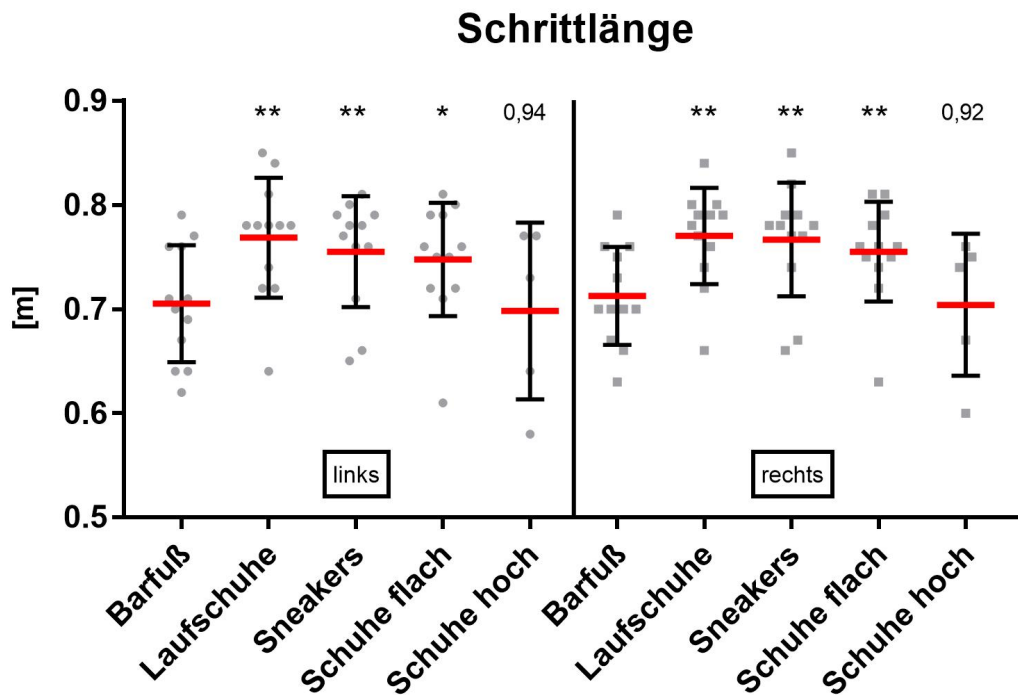


Abbildung 55: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Schrittlänge
 one-way ANOVA mit Tukey Test, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n = 12$ (Schuhe hoch $n = 5$)

EINZEL USPH

Die Einzel USPH zeigt eine starke Streuung der Werte zwischen den einzelnen Testpersonen (Abbildung 57). Die Ergebnisse der Berechnung der Einzel USPH liegen im Bereich von 0,27 s bis 0,48 s. Die Randwerte treten bei zwei verschiedenen Testpersonen in zwei verschiedenen Kategorien auf. Der kleinste Wert wurde bei Testperson C 03 barfuß, der größte Wert bei Testperson C 10 *Schuhe flach* gemessen. Auffällig ist, dass mehrere Ergebnisse verschiedener Testpersonen und unterschiedlicher Schuhmodelle sehr geringe Werte zeigen, während der erwähnte höchste Wert von Testperson C 10 nur einen geringen Abstand zu den übrigen Ergebnissen aufweist (Anhang Abbildung 26).

Die Differenz der Einzel USPH zwischen den verschiedenen Schuhmodellen ist innerhalb der Testpersonen sehr gering, und durch die starke Streuung zwischen den Testpersonen wurden, mit Ausnahme der *Sneakers rechts* ($p=0,02$), keine signifikanten Unterschiede zur Barfuß-Messung ermittelt. Hingegen konnte auf der rechten Seite ein deutlicher Unterschied zwischen den *Laufschuhen* und den *Schuhen flach* ($p=0,04$), sowie zwischen *Sneakers* und *Schuhe flach* ($p<0,01$) gefunden werden. Anzumerken ist, dass die Einzel USPH bei der Gruppe *Schuhe flach* länger dauert als bei den anderen Schuhmodellen (Anhang Tabelle 2).

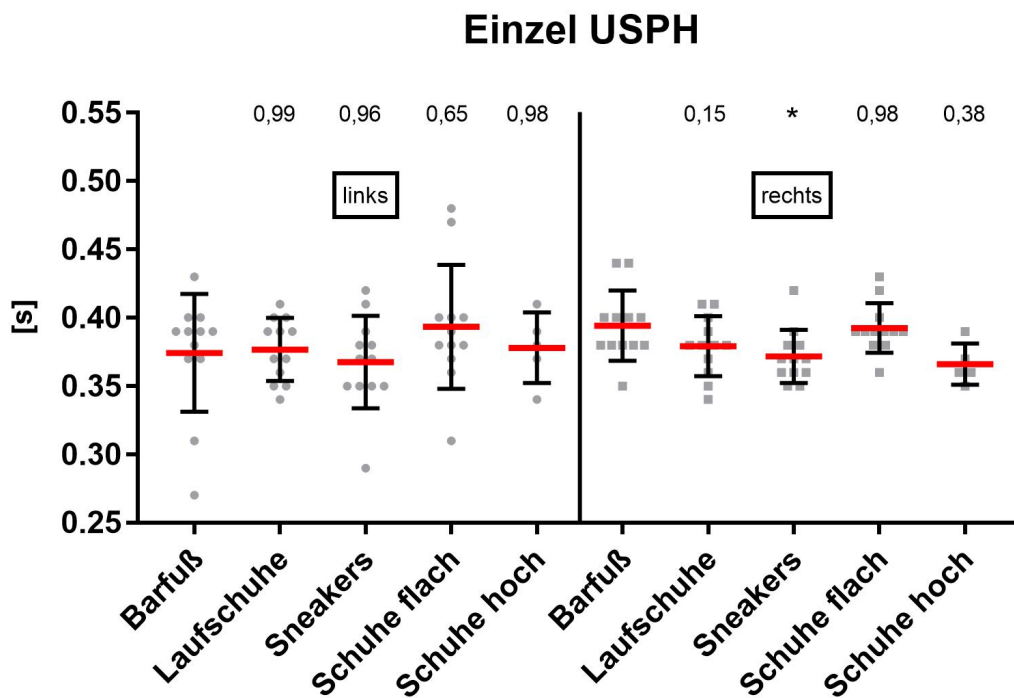


Abbildung 56: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Einzel USPH
 one-way ANOVA mit Tukey Test, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p<0,05$ (*) und $p<0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)

STANDPHASE

Als nächster Zeit-Weg-Parameter wurde die Standphase analysiert. In Abbildung 57 sind die Ergebnisse der Berechnung der Standphase der Testgruppe C aufgetragen. Bei den männlichen Testpersonen konnte eine Verlängerung der Standphase mit den *Laufschuhen*, den *Sneakers* und den *Schuhen flach* festgestellt werden. Dieser Trend ist auch bei den weiblichen Testpersonen festzustellen. Auffällig ist hierbei, dass C 03 bei beiden Füßen und C 04 links eine extreme Verlängerung der Standphase bei den Laufschuhen und Sneakers zeigen. Interessant ist auch, dass die Standphase bei den *Schuhen hoch*, mit Ausnahme von C 07, höhere Werte als die Barfuß-Messung zeigt.

Statistisch gesehen, spiegeln sich die geringe Anzahl an Testpersonen und die Ausreißer-Werte der *Schuhe hoch*, insofern wieder, da hier keine signifikante Verlängerung der Standphase im Vergleich zur Barfuß-Messung zu beobachten ist ($p=0,36$). Für alle anderen Schuhmodelle ergab sich eine signifikante Verlängerung der Standphase ($p<0,05$). Zwischen den einzelnen Schuhmodellen besteht eine hohe Korrelation in der Dauer der Standphase (Anhang Tabelle 2).

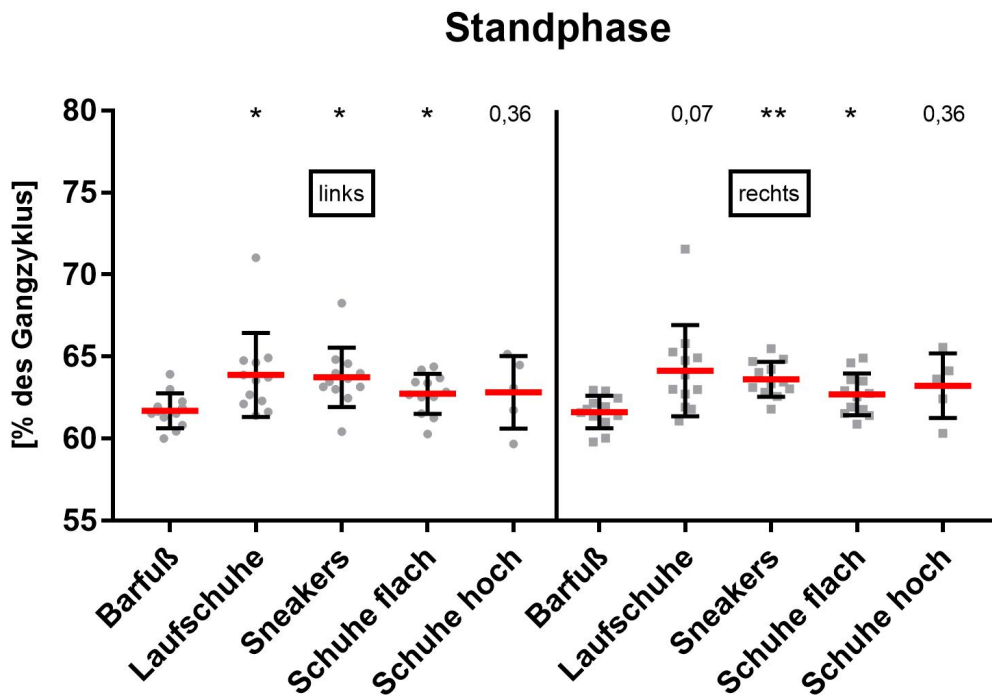


Abbildung 57: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Standphase
 one-way ANOVA mit Tukey Test, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p<0,05$ (*) und $p<0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)

ENDE DER 1. DOPPEL USPH

Auch beim Ende der 1. Doppel USPH ist der Trend erkennbar, dass bei Messungen mit Schuhen höhere Werte als bei Barfuß-Messungen erzielt werden (Abbildung 58). Ähnlich zur Einzel USPH fallen auch hier die Werte von zwei Personen besonders auf. Dies sind C 03 links und C 04 rechts, die jeweils bei den *Laufschuhen* stark erhöhter Ergebnisse, mit über 20% des Gangzyklus aufweisen (Anhang Abbildung 30). Zusätzlich fällt auf, dass bei der Gruppe *Schuhe hoch* starke individuelle Unterschiede zwischen dem rechten und linken Fuß auftreten. Tendenziell können bei den Messungen mit Schuhen höhere Werte als bei barfuß gefunden werden. Jedoch sind die Abweichungen nur bei *Sneakers* und *Schuhe flach*, jeweils links, signifikant. Zusätzlich weichen die Werte von den *Laufschuhen* und *Schuhe hoch* auf der rechten Seite mit $p < 0,05$ signifikant voneinander (Anhang Tabelle 2).

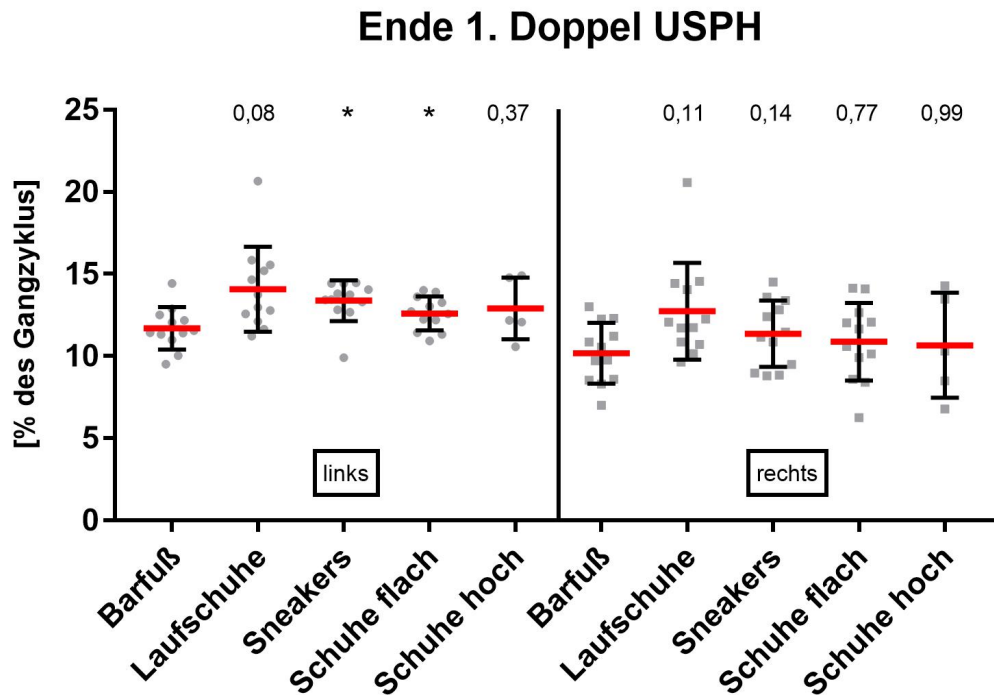


Abbildung 58: Einfluss verschiedener Schuhe auf das Ende der 1. Doppel USPH
 one-way ANOVA mit Tukey Test, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)

AUFSATZWINKEL

In Abbildung 59 werden die Ergebnisse des Aufsatzwinkels der Testgruppe C gezeigt. Es ist auffällig, dass die Unterschiede zwischen den einzelnen Testpersonen sehr stark ausgeprägt sind (Anhang Abbildung 31). Zusätzlich zeigen die verschiedenen Schuhmodelle signifikante Unterschiede im Vergleich zur Barfuß-Messung, da die Aufsatzwinkel bei allen Schuhmodellen wesentlich erhöht sind. Ausgenommen hiervon sind wie bei den anderen Zeit-Weg-Parametern auch die *Schuhe hoch*. Bei Testperson C 02 links ist auffällig, dass die Werte aller Messungen zwischen 22,04° und 22,06° liegen. Ein Extremwert zeigt sich bei Testperson C 11 links mit einer Erhöhung von 27,39° bei *Schuhe flach* im Vergleich zu barfuß. Generell sind starke Erhöhungen im Vergleich zu barfuß bei den Schuhen festzustellen, was sich auch in einer statistischen Signifikanz von teils $p < 0,01$ widerspiegelt (Anhang Tabelle 2). Die vier unterschiedlichen Schuhmodelle zeigen zwar teils starke Abweichungen von einander, durch die hohe Streuung der Werte, wurden jedoch keine signifikanten Unterschiede ermittelt.

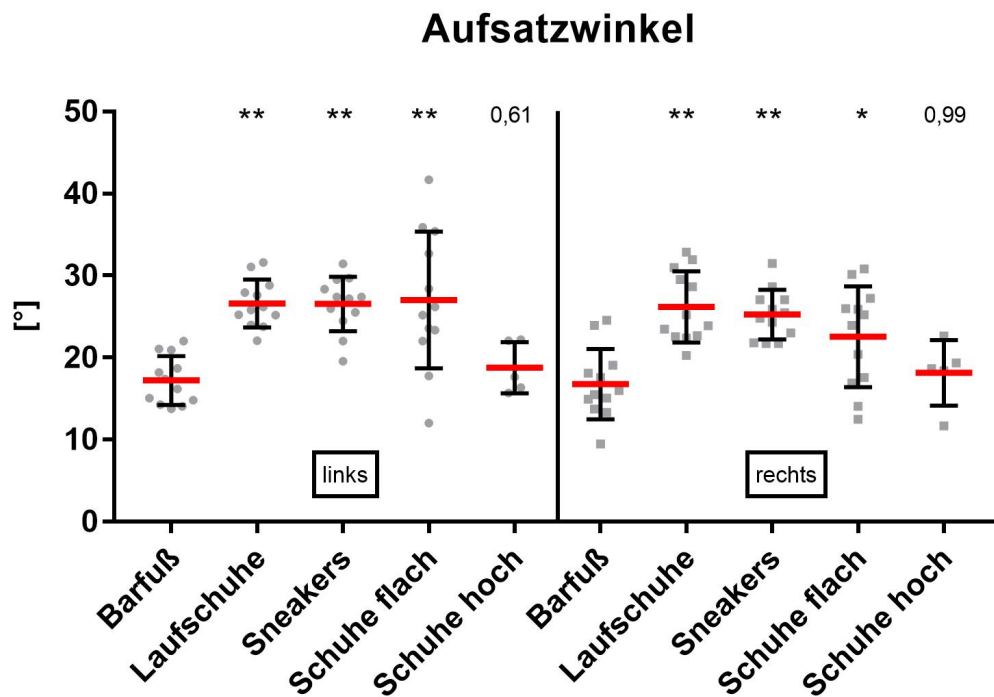


Abbildung 59: Einfluss verschiedener Schuhe auf den Aufsatzwinkel
 one-way ANOVA mit Tukey Test, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)

ABDRUCKWINKEL

Im Gegensatz zum Aufsatzwinkel sind die Unterschiede zwischen den einzelnen Messungen des Abdruckwinkels einer Person deutlich geringer (Anhang Abbildung 32). Einzig bei Testperson C 03 zeigt sich bei *Schuhe flach* und *Schuhe hoch* eine deutliche Verringerung des Abdruckwinkels. Eine signifikante Erhöhung des Abdruckwinkels zeigt sich nur bei *Sneakers links* ($p < 0,01$), während bei rechts keine Signifikanz feststellbar ist ($p = 0,19$). Auffällig ist die teils deutliche Verringerung des Abdruckwinkels in der Gruppe *Schuhe hoch* ($p_{links} = 0,26$, $p_{rechts} = 0,17$). Vergleicht man jedoch auch die Schuhmodelle untereinander so können mehrere beachtliche Unterschiede im Abdruckwinkel festgestellt werden. Auf der linken Seite sind dies *Laufschuhe vs. Sneakers* ($p = 0,04$), *Laufschuhe vs. Schuhe flach* ($p = 0,02$) und *Sneakers vs. Schuhe flach* ($p < 0,01$). Auf der rechten Seite zeigt hingegen nur der Vergleich von *Sneakers zu Schuhe flach* ($p = 0,03$) eine signifikante Abweichung der Werte an (Abbildung 60/Anhang Tabelle 2).

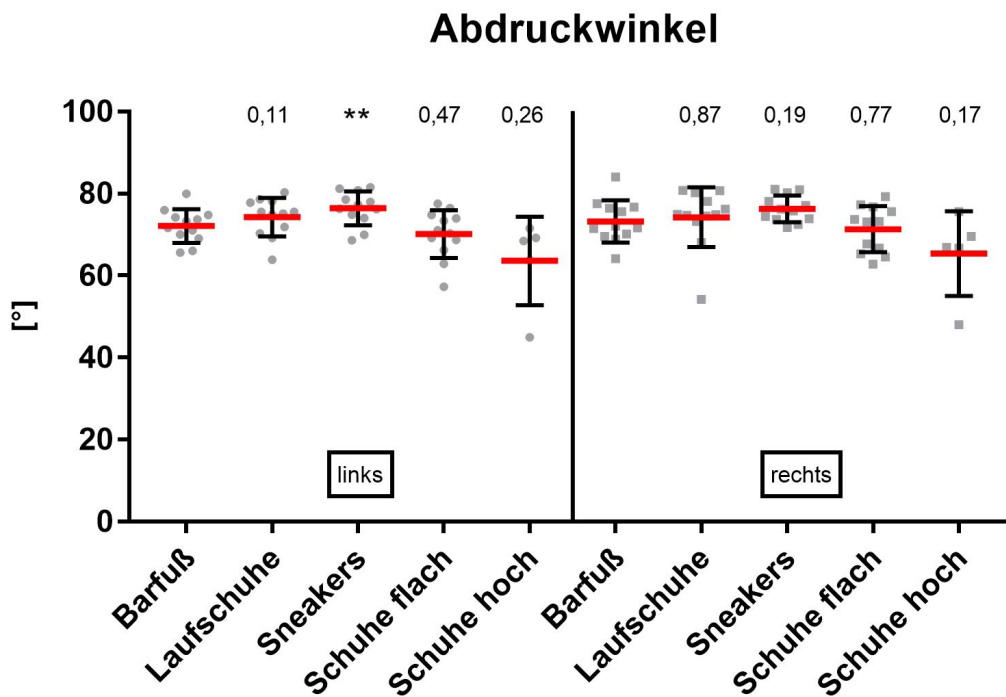


Abbildung 60: Einfluss verschiedener Schuhe auf den Abdruckwinkel
 one-way ANOVA mit Tukey Test, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n = 12$ (Schuhe hoch $n = 5$)

FUSSÖFFNUNGSWINKEL

Die Werte für den Fußöffnungswinkel, berechnet mit dem adaptierten Algorithmus, zeigen eine sehr hohe Streuung zwischen den einzelnen Schuhmodellen sowie zwischen den Testpersonen (Abbildung 61/Anhang Abbildung 33). Extremwerte zeigen Testperson C 08 rechts mit 33,12° (*Sneakers*) und C 03 links mit 1,03° (*Laufschuhe*). In Summe liegen jedoch die meisten Werte in Bereich zwischen 5,6° und 11,9°. Aufgrund der hohen Varianz konnte nur bei einem Vergleich ein signifikanter Unterschied von $p < 0,05$ (*barfuß* vs. *Sneakers* links) festgestellt werden (Anhang Tabelle 2).

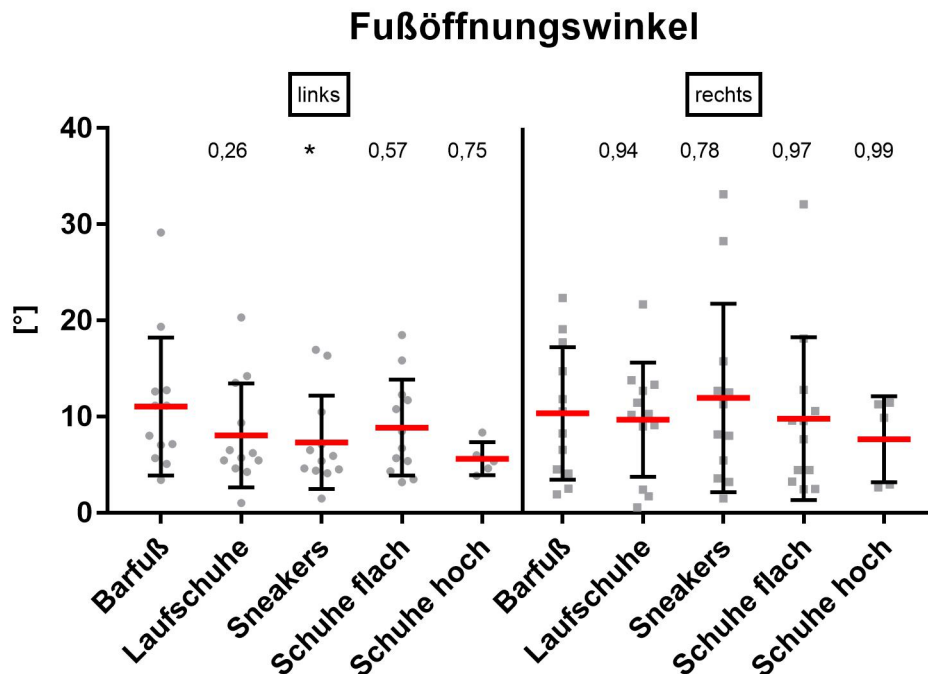


Abbildung 61: Einfluss verschiedener Schuhe auf den Fußöffnungswinkel
 one-way ANOVA mit Tukey Test, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$
 (Schuhe hoch $n=5$)

4.7.3 Weitere Gangparameter von Testgruppe C

Wie auch schon bei den Ergebnissen der Testgruppen A und B werden im folgenden Abschnitt die weiteren Gangparameter der Testgruppe C besprochen. Die Abbildungen zu den Ergebnissen der Schrittweite, der Schrittdauer und der Doppelschrittdauer sind im Anhang (Anhang Abbildung 21 bis 33, Seite 119 bis 129) zu finden.

SCHRITTBREITE

Die Berechnung der Schrittweite zeigt größere Schwankungen zwischen den einzelnen Testpersonen (Anhang Abbildung 18). Innerhalb der Testpersonen sind die Werte relativ konstant, mit Ausnahme von Testperson C 09 barfuß, wo die Schrittweite bei nur 0,04 m liegt.

Der Vergleich zwischen den unterschiedlichen Schuhen zeigt sehr ähnliche Ergebnisse für die Schrittweite bei barfuß, *Sneakers*, *Schuhe flach* und *Schuhe hoch* ($p > 0,85$). Im Gegensatz dazu steht das Ergebnis der *Laufschuhe* wo sich erhöhte Werte in der Schrittweite ($p = 0,05$) zeigen. Auch der Vergleich zwischen *Laufschuhen* und *Sneakers* eine hohe Abweichung ($p = 0,01$), wobei mit *Laufschuhen* eine größere Schrittweite als mit *Sneakers* festgestellt wurde (Anhang Abbildung 23/Anhang Tabelle 2).

SCHRITTDAUER UND DOPPELSCHRITTDAUER

Sowohl bei der Schrittdauer als auch bei der Doppelschrittdauer (Anhang Abbildung 19 und Anhang Abbildung 20) sind die Unterschiede der einzelnen Messungen einer Testperson sowie die Differenzen zwischen den Testpersonen relativ gering. Die höchste Abweichung kann bei der Schrittdauer mit

$p=0,15$ bei *Schuhe flach vs. barfuß* rechts und auch bei *Laufschuhe vs. barfuß* links, bei der Doppelschrittdauer mit $p=0,06$ bei *Laufschuhe vs. Sneakers* gefunden werden (Anhang Tabelle 2).

4.8 Ergebnisse der Laufanalyse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Laufanalyse, wie die Bestimmung des Laufstils und die Bestimmung der Events IC und TO dargestellt. Die Ergebnisse basieren auf den 30 Datensätzen der zehn Testpersonen, von denen je eine Messung mit jedem Laufstil aufgezeichnet wurde. Alle Datensätze konnten ausgewertet werden.

4.8.1 Bestimmung Laufstil

Die Bestimmung des Laufstils anhand des Sohlenwinkels liefert Ergebnisse, die mit den zur Verfügung gestellten Daten aus Zebris in diesem Kapitel verglichen werden. In Abbildung 62 A ist zu sehen, dass jeder Datensatz einem Laufstil zugeordnet werden kann. Bei der Vorlage wurde ein Datensatz als Mischform zwischen Mittelfuß- und Fersenaufsatz deklariert. Da der Algorithmus zur Bestimmung des Laufstils keine Mischformen detektieren kann, wird diese Messung bei den Varianten 1 bis 3 entweder als Fersenaufsatz oder Mittelfußaufsatz ausgegeben. Um die in den Methoden beschriebenen Grenzwerte zu verifizieren, wurden drei verschiedene Varianten, die sich in den Grenzwerten zwischen den Laufstilen unterscheiden, berechnet. Tabelle 10 zeigt, welche Grenzen zwischen den einzelnen Laufstilen gewählt wurden. Variante 1 orientiert sich an den theoretischen Überlegungen, Variante 2 und Variante 3 orientieren sich an den vorliegenden Daten. Bei Variante 1 zeigt sich deutlich eine Unterbestimmung von Vorfußaufsatz und bei Variante 2 beim Fersenaufsatz. Bei Variante 3 ist der Vorfußaufsatz überrepräsentiert.

In Abbildung 62 B werden die Ergebnisse der berechneten Methode der Vorlage gegenübergestellt und die Übereinstimmung untersucht. Bei Variante 1 liegt eine sehr geringe Übereinstimmung mit 70% (21 Messungen) vor, bei Variante 2 liegt die Übereinstimmung bei 66,67% (20 Messungen) und bei Variante 3 bei 86,67% (26 Messungen). Bei Variante 1 und 2 werden sowohl Datensätze als Mittelfuß detektiert, die bei der Vorlage als Fersen- aber auch als Zehenaufsatz bezeichnet werden. Bei Variante 3 konnten die Grenzen so angepasst werden, dass alle Fersenläufer und Vorfußläufer korrekt bestimmt werden konnten. Beim Mittelfußaufsatz werden drei Datensätze als Vorfußaufsatz detektiert.

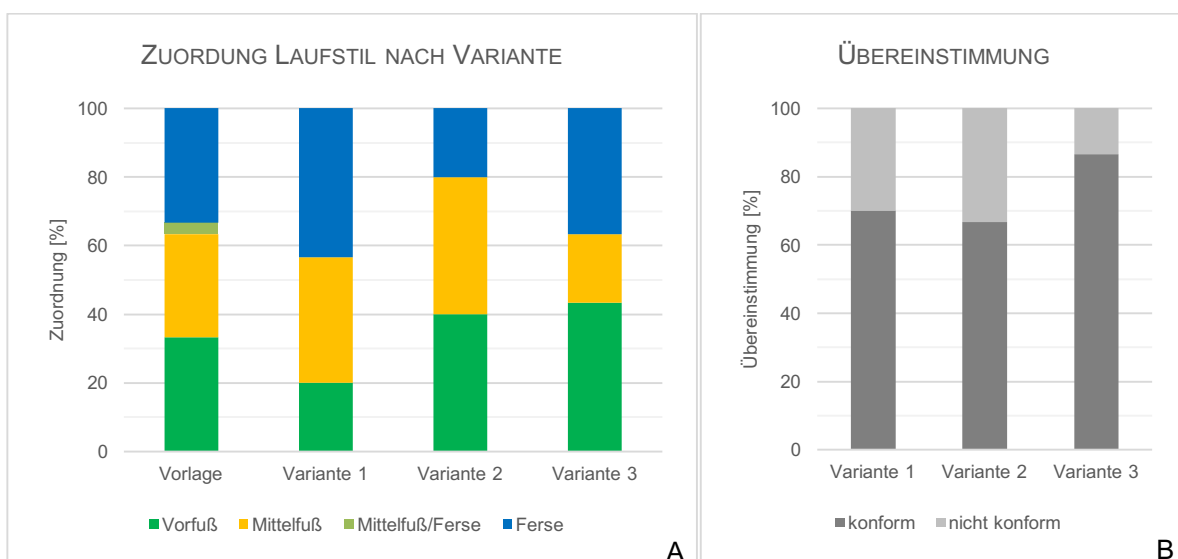


Abbildung 62: Zuordnung (A) und Übereinstimmung (B) des Laufstils nach Vorgabe und berechneter Beurteilung ($n = 30$)

	VORFUSS	MITTELFUSS	FERSE
Variante 1	$\alpha > +5^\circ$	$+5^\circ > \alpha > -5^\circ$	$\alpha < -5^\circ$
Variante 2	$\alpha > -5^\circ$	$-5^\circ > \alpha > -20^\circ$	$\alpha < -20^\circ$
Variante 3	$\alpha > -1^\circ$	$-1^\circ > \alpha > -16^\circ$	$\alpha < -16^\circ$

Tabelle 10: Festlegung der Grenzen des Sohlenwinkels zur Bestimmung des Laufstils

4.8.2 Bestimmung der Events beim Laufen

Die Events wurden mit dem in dieser Arbeit entwickelten Algorithmus bestimmt. Um die Genauigkeit zu überprüfen, werden die Zeitpunkte durch den Algorithmus ermittelt und mit den Zeitpunkten des Druckmesssystems Zebris verglichen.

Um die berechneten Ergebnisse für den TO mit den Daten aus Zebris vergleichen zu können, wird der Unterschied der beiden Bestimmungsmethoden berechnet und als True Error (TE) bezeichnet.

TOE OFF

Um die Genauigkeit des TO bestimmen zu können und mit den Daten aus Zebris vergleichen zu können, wurde die Bestimmung des TO nicht nur mit einem Unterschied von 2 mm zwischen zwei aufeinanderfolgenden Datenpunkten (*Alton et al., 1998*), sondern auch mit einem Unterschied von 1 mm, 3 mm und 4 mm durchgeführt. Um die beiden Methoden vergleichen zu können, wurde die Differenz jedes ermittelten Zeitpunktes und dem der Druckmessung berechnet. Hierfür wurden Intervalle von ± 1 Frame bis ± 4 Frames gebildet.

Bei der Berechnung mit 1 mm Differenz liegt die Übereinstimmung des TO auch bei der Berücksichtigung des Intervalls ± 4 Frames bei 52,79%. Wie in Abbildung 65 ergänzend angegeben, liegen 100% der Zeitpunkte gleich oder früher als die Ergebnisse aus der Druckmessung. Dabei kann ein maximaler Unterschied von 20 Frames (67 ms) festgehalten werden, um die der TO früher detektiert wird. Wird wie in der Literatur 2 mm als Differenz angenommen (*Alton et al., 1998*), liegt die Treffergenauigkeit bei ± 3 Frames bei 77,19%, bei ± 4 Frames bei 92,25%. Bei einer Differenz von 3 mm für die Berechnung liegen die höchsten Übereinstimmungsraten bei allen Intervallen vor und erreichen bei ± 3 Frames 83,75% und bei ± 4 Frames 96,63%. Bei einer Differenz von 4 mm sinkt die Übereinstimmung auf das Niveau von 2 mm und liegt bei ± 3 Frames bei 80,33% und bei ± 4 Frames bei 94,25%.

Für den Vergleich konnten zwischen 661 und 685 Zeitpunkte für den TO gefunden werden, wobei die geringste Anzahl bei 4 mm auftritt und der höchste bei 1 mm. Die maximale Abweichung, abgesehen von 1 mm Differenz, liegt bei ± 7 Frames. Der Unterschied von einem Frame bei einer Aufnahmefrequenz von 150 Hz beträgt 0,0067 s oder 6,7 ms.

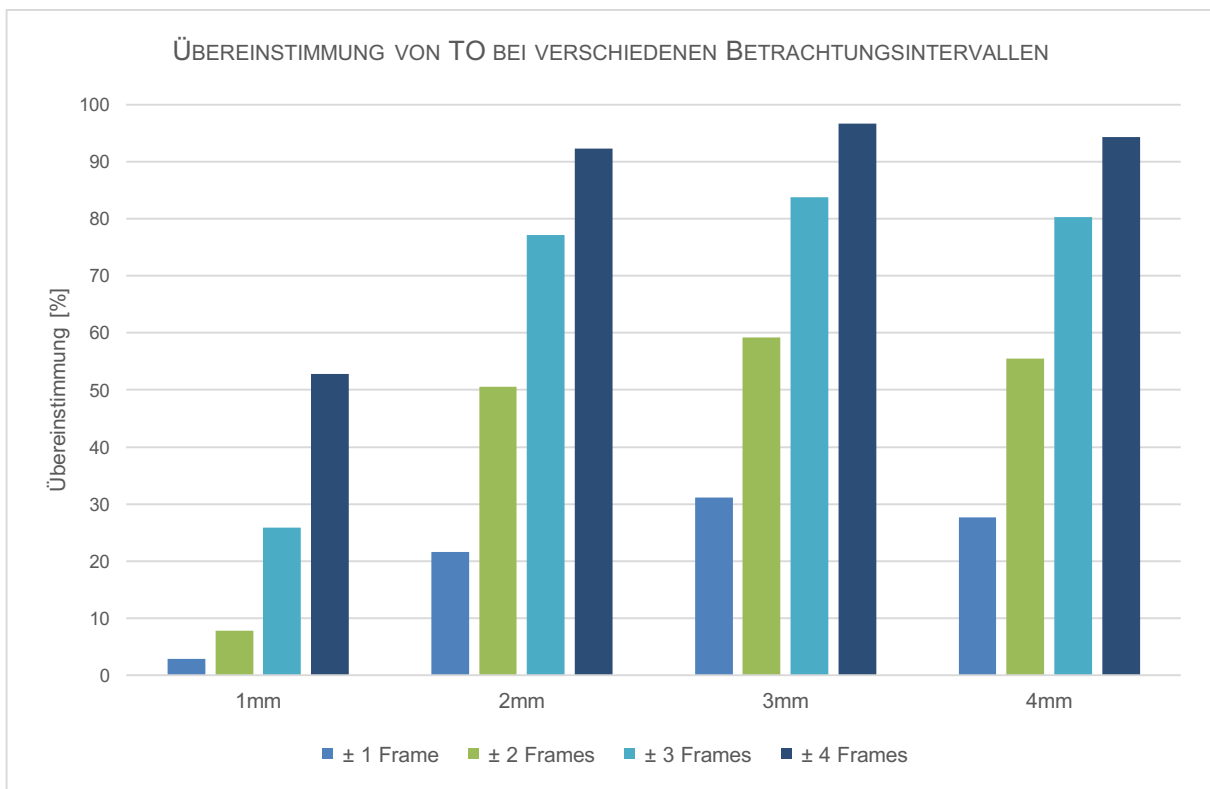


Abbildung 63: Vergleich der Zeitpunkte beim TO bei einem Unterschied in der Bestimmung von 1 mm, 2 mm, 3 mm und 4 mm, kategorisiert nach ± 1 Frame, ± 2 Frames, ± 3 Frames und 4 Frames ($n = 30$)

INITIAL CONTACT

Wie bereits in den Methoden besprochen, kann der IC nach Laufstil oder wie der TO für alle Datensätze gleich bestimmt werden. Der IC wurde für alle Datensätze nach Laufstil und alternativ bestimmt, um die bestmögliche Übereinstimmung mit den Daten aus Zebris ermitteln zu können. Abbildung 64 zeigt die verschiedenen Bestimmungsarten des IC nach Laufstil. Beim Mittelfußaufsatz ist nur die Berechnung des IC über die Beschleunigung des Zehenmarkers (vz) möglich.

Die Abweichungen ganz generell liegen in einem Bereich von -3 (20 ms) bis +4 Frames (26 ms) für alle Varianten. Wie schon beim TO werden Abweichungsintervalle gebildet, hier aber nur von ± 1 , 2 und 3 Frames. Legt man das Intervall bei ± 3 Frames fest, liegt die Trefferquote bei allen Varianten bei über 98%.

Um die Streuung so gering wie möglich zu halten, wird in Folge das Intervall mit ± 2 Frames zur Beurteilung der Genauigkeit der neuen Methode herangezogen. Beim Vorfußaufsatz und der Bestimmung des IC über den Winkelverlauf liegt die Übereinstimmung bei 89,64%, bei vz nur bei 81,51%. Beim Fersenaufsatz ist der Unterschied zwischen den beiden Methoden geringer. Die Übereinstimmung beträgt bei der Bestimmung über die Trajektorie 92,68% und bei der Bestimmung über vz 91,67%. Bei einem Betrachtungsintervall von ± 1 Frame liegt die Übereinstimmung bei allen Methoden bei unter 70%. Die Bestimmung des IC beim Mittelfußkontakt kann nur über vz durchgeführt werden. Bei ± 2 Frames liegt die Übereinstimmung bei 72,46%, bei ± 3 Frames bei 100%.

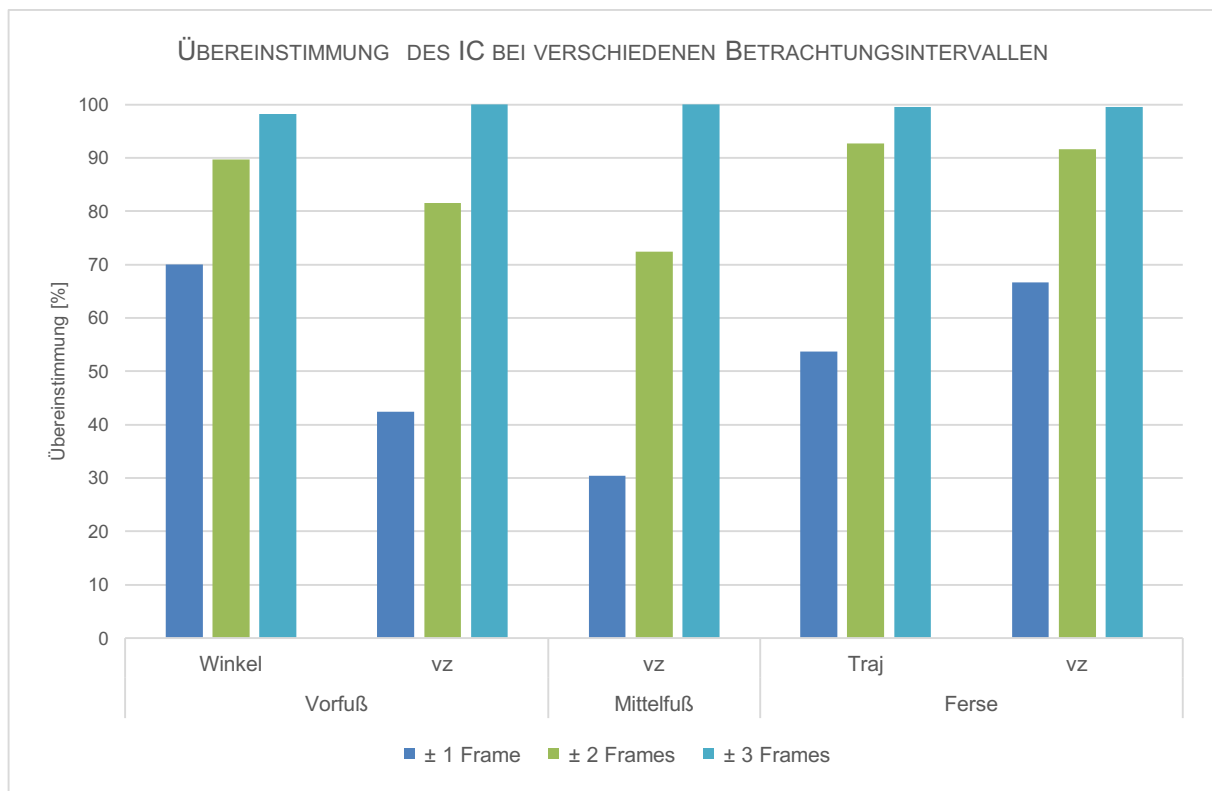


Abbildung 64: Vergleich der Zeitpunkte beim IC bei unterschiedlichen Bestimmungsmethoden; Vorfuß (Winkel und Toe vz, $n = 13$), Mittelfuß (Toe vz, $n = 6$) und Ferse (Traj und vz, $n = 11$)

Ein weiterer interessanter Gesichtspunkt, unter dem die Daten analysiert werden können, ist, ob die berechneten Zeitpunkte der Events früher oder später als die Zeitpunkte in Zebris auftreten. Abbildung 65 veranschaulicht die berechneten Zeitpunkte in Relation zu den Zeitpunkten aus Zebris. Beim TO ist eindeutig zu erkennen, dass der Zeitpunkt bei einer Differenz von 2, 3, und 4 mm tendenziell früher liegt, bei 1 mm Differenz liegen alle Zeitpunkte gleich oder früher. Bei 4 mm steigt der Anteil der TO, die später detektiert werden, auf 25,26% an. Bei der Bestimmung des IC über vz beim Vorfußaufsatz zeigt sich, dass alle Zeitpunkte früher oder gleichzeitig bestimmt werden. Bei der Bestimmung über den Winkel wird hingegen mehr als die Hälfte (55,36%) der Zeitpunkte später bestimmt, der Anteil jener Zeitpunkte die gleichzeitig auftreten liegt bei 32,5%. Bei der Bestimmung des IC für den Mittelfußaufsatz verhält es sich ähnlich wie bei der Bestimmung von vz für den Vorfuß, da auch in diesem Fall nahezu alle Zeitpunkte früher (92,03%) oder gleichzeitig (5,80%) gefunden werden. Nur 2,17% der Zeitpunkte werden später detektiert. Beim Fersenaufsatz zeigt sich bei ± 4 Frames bei der Bestimmung über die Trajektorie, als auch über vz eine Übereinstimmung von über 99%, bei ± 2 Frames liegt die Übereinstimmung bei 92,68% (Trajektorie) bzw. bei 91,67%.

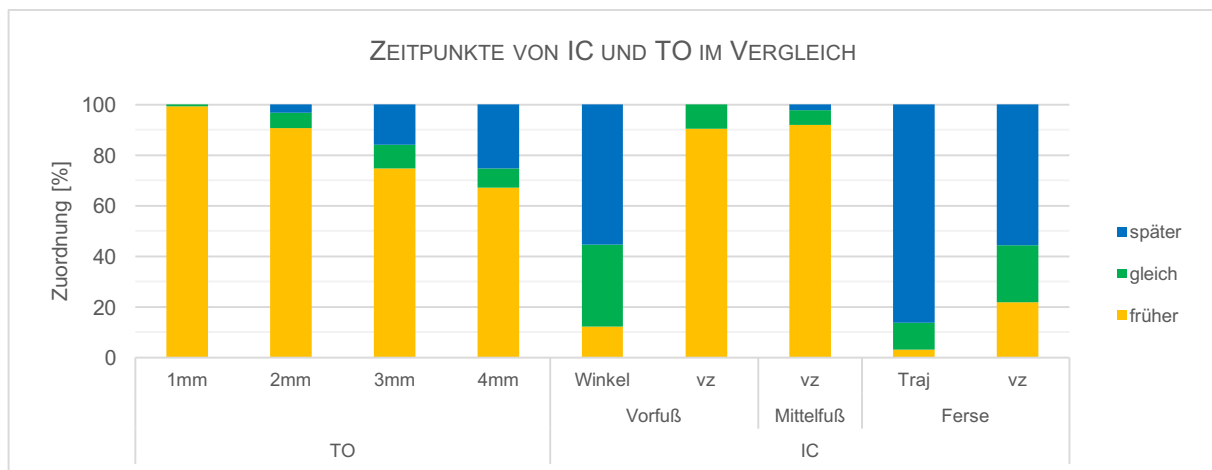


Abbildung 65: Vergleich der Zeitpunkte von TO ($n = 30$) und IC (Vorfuß $n = 13$, Mittelfuß $n = 6$, Ferse $n = 11$) zwischen Druckmessplatte und berechneter Methode

Um beurteilen zu können, wie groß der Fehler im Mittel ist, wurde das arithmetische Mittel und der Root Mean Square (RMS) berechnet. Nachdem die Vorzeichen eine Auswirkung auf die Mittelwertberechnung haben, wurden diese relativ (mit Vorzeichen) und absolut (Absolutwert der Differenz) durchgeführt.

Werden die Differenzen gemittelt (Abbildung 66), kann sowohl beim TO als auch beim IC eine Abweichung von maximal 2,54 Frames (16,9 ms) festgestellt werden. Eine Ausnahme bildet die Berechnung des TO mit einer Differenz von nur 1 mm, bei der der Standardfehler sowohl relativ als auch absolut über 5 Frames (33,3 ms) liegt. Am geringsten ist die Differenz im Mittel beim IC des Fersenaufsatzes über die Bestimmung von vz und liegt bei 0,56 Frames (3,7 ms).

Bei der Berechnung des RMS zeigt sich, dass dieser für die TO-Berechnung mit einer Differenz von 1 mm mit Abstand am größten ist und bei 6,16 Frames (41 ms) liegt, bei 2 mm beträgt der RMS 2,91 Frames (19,4 ms), bei 3 mm beträgt der RMS 2,55 Frames (17 ms) und bei 4 mm beträgt der RMS 2,71 Frames (18 ms).

Beim IC ergibt sich bei den beiden Methoden für den Vorfußaufsatz ein RMS von 1,48 Frames (9,9 ms) für die Ermittlung über den Winkel und ein RMS von 1,89 Frames (12,6 ms) für die Berechnung über vz. Für den IC beim Mittelfußaufsatz beträgt der RMS 2,09 Frames (13,9 ms). Berechnet man den RMS für die beiden Varianten beim Fersenaufsatz, dann ergibt sich 1,64 Frames (10,9 ms) für die Bestimmung über die Trajektorie und 1,52 Frames (10,1 ms) für die Bestimmung über vz.

Vergleicht man den RMS beim IC ($n = 30$) nach Laufstil (alle Messungen mit Vorfußaufsatz, Mittelfußaufsatz und Fersenaufsatz) dann beträgt dieser 1,78 Frames (11,9 ms). Wird bei allen Messungen der IC über vz bestimmt, dann beträgt der RMS 2,09 Frames (13,9 ms).

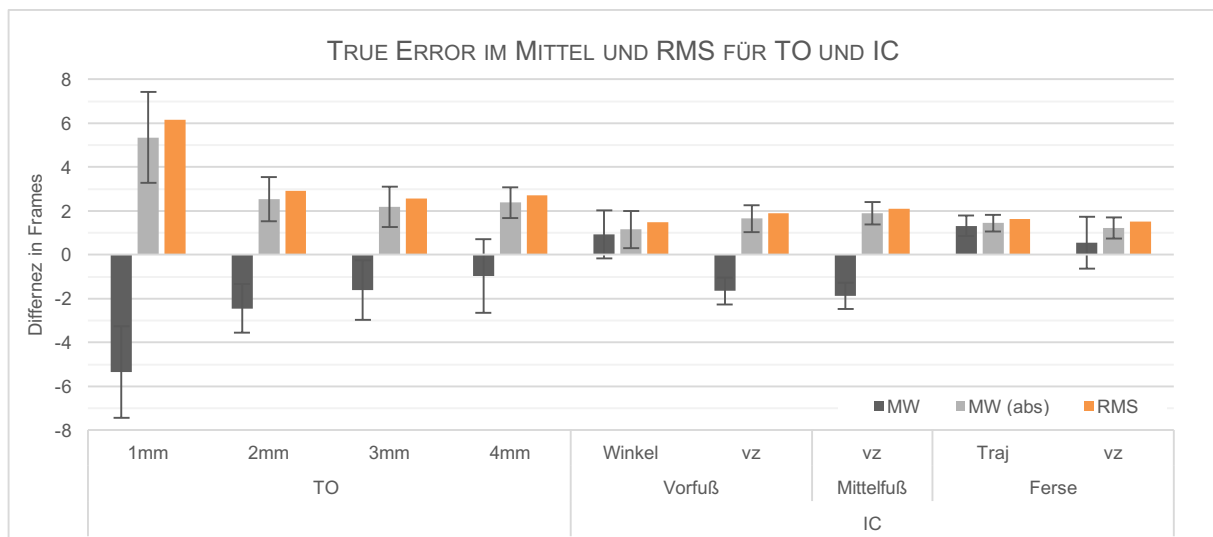


Abbildung 66: True Error im Mittel (relativ und absolut) mit SD und RMS für alle Varianten von TO ($n = 30$) und IC (Vorfuß $n = 13$, Mittelfuß $n = 6$, Ferse $n = 11$)

Berechnet man die Dauer eines Gangzyklus, von einem IC bis zum folgenden IC derselben Seite, so liegt dieser gemittelt über alle Testpersonen bei 115 Frames (0,77 s). Die größte ermittelte Abweichung beim TO bei 2, 3 und 4 mm Differenz liegt bei ± 7 Frames (46,67 ms), was einer maximalen Abweichung von 12% bei einer Zykluszeit von 115 Frames (0,77 s) bedeutet. Bei 3 mm Differenz liegt die Abweichung in einem Rahmen von 10 Frames (-6 bis +4 Frames), und ergibt eine Abweichung von 8,7%. Beim IC, unabhängig von der Bestimmungsmethode und Laufstil, liegt die Abweichung bei maximal ± 4 Frames (26 ms), was eine Abweichung von 7% der gemittelten Zykluszeit bedeutet.

5 INTERPRETATION UND DISKUSSION

Die in dieser Arbeit validierte 4-Marker-Analyse ist nach bisherigen Erkenntnissen die erste vollwertige Applikation, die die Zeit-Weg-Parameter ausschließlich aus den kinematischen Daten berechnen kann und dazu lediglich vier Marker, zwei pro Fuß, benötigt. In einer im Jahr 2004 veröffentlichten Studie wurden zwar *IC* und *TO* ebenfalls durch nur zwei Marker am Fuß bestimmt, diese Studie nahm aber Daten von einer Kraftmessplatte zu Hilfe (*Ghoussayni et al., 2004*). Außerdem wurden in der erwähnten Studie die Marker seitlich am Fuß angebracht und nicht mittig an der Ferse und am Vorfuß.

Hingegen wurden bereits alternative Systeme zur Bestimmung von Zeit-Weg-Parametern veröffentlicht, die auf die Detektion von Markern verzichten. Diese basieren in den meisten Fällen auf der Verwendung von Kraftmessplatten. Da die Publikation von Moineau et al. eine vergleichbare Genauigkeit von Messungen bei Verwendung von einer und zwei KMPs bestätigte, spricht mittlerweile vieles für die Verwendung von nur einer KMP. Insbesondere im Hinblick auf die geringere Datenmenge und dadurch verkürzte sowie vereinfachte Verarbeitung kann sich die Verwendung einer einzelnen KMP auszeichnen (*Moineau et al., 2014*).

Zusätzlich stellt die Berechnung von Gangparametern durch sensorbasierte Systeme, wie zum Beispiel das GAITRite® System, oder durch instrumentierte Socken eine Alternative zu der markerbasierten Ermittlung der Parameter dar (*Do and Suh, 2012; Menz et al., 2004; Preece et al., 2011*).

Für die Analyse kinematischer Daten sind Markersysteme jedoch unerlässlich. Es ist aber nicht in allen Fällen nötig eine 3D-Analyse durchzuführen. Daher haben sich bereits mehrere Studien mit den Möglichkeiten einer 2D-Analyse befasst. Ein Beispiel hierfür ist die Publikation von Al Mashagba et al., bei der drei Marker, je einer am Sprunggelenk, Knie und Hüfte, verwendet wurden. Mithilfe dieser Marker konnten die Gelenkwinkel während der Bewegung berechnet und anschließend auf die Gangparameter rückgeschlossen werden (*Al Mashagba et al., 2014*). Um eine einfache und auch transportable Ganganalyse zu entwickeln, wurde von Yang et al. ein System mit einer Kamera und Markern, die ebenfalls am Sprunggelenk, Knie und Hüfte angebracht werden, entwickelt (*Yang et al., 2013*). Die Daten dieser Studie weisen eine gute Korrelation zu Daten einer 3D-Analyse auf und können in weiterer Folge für die Bestimmung von Gelenkwinkel, aber auch zur Bestimmung von Gangparametern verwendet werden.

Ein wiederkehrender Diskussionspunkt ist die Genauigkeit von videobasierten Analysesystemen. Windolf et al. haben das Vicon-System, welches auch im Bewegungsanalyselabor im *Orthopädischen Spital Speising* zum Einsatz kommt, auf seine Genauigkeit untersucht (*Windolf et al., 2008*). Hierbei wurden definierte Bewegungsabläufe von einem Roboter ausgeführt und es wurde festgestellt, dass die Abweichungen in der Ermittlung der Markerkoordinaten im μm -Bereich liegen. Auch ein Vergleich eines Vicon-Systems mit dem Microsoft Xbox 360 Kinect™ System berichtet von der hohen Genauigkeit des Vicon-Systems (*Pfister et al., 2014*).

Da im *orthopädischen Spital Speising* ein Vicon-Kamerasystem vorhanden ist, jedoch eine Vollanalyse mit dem gesamten Markerset für viele Untersuchungen zu umfangreich ist, wurde hier mit der vorliegenden Arbeit eine alternative Methode zur Ermittlung der Zeit-Weg-Parameter untersucht.

Im Folgenden ersten Abschnitt werden nun die technischen Besonderheiten und die Methodik der neu entwickelten 4-Marker-Analyse besprochen. Im zweiten Teil der Interpretation wird dann auf die Vergleichbarkeit der neuen Applikation mit der etablierten Vollanalyse, sowie auf den Einfluss von verschiedenen Schuhtypen auf die 4-Marker-Analyse eingegangen.

5.1 Einflüsse des Berechnungsalgorithmus auf das Ergebnis

Wie im Ergebnisteil erwähnt, konnte der Fehler in der Berechnung der Zeit-Weg-Parameter, insbesondere der Dauer der Einzel USPH, behoben werden. Dies ermöglichte eine korrekte Berechnung und Analyse der Daten der 4-Marker-Methode.

Auch beim Fußöffnungswinkel konnte eine deutliche Verbesserung der Ergebnisse im Vergleich zu Referenzwerten in der Literatur erzielt werden. Diese Quellen geben einen Fußöffnungswinkel von 7° an, um den die Fußachse im Vergleich zur Gangrichtung nach lateral rotiert ist. Zum Teil wird eine sehr hohe Standardabweichung des Fußöffnungswinkels angegeben (*Lythgo et al., 2009; Menz et al., 2004; Rosenbaum, 2013*).

Es gibt zwei Möglichkeiten den Fußöffnungswinkel zu berechnen, einerseits zur x-Achse im Raum oder zur *Line of Progression*, die der Gangrichtung entspricht und nicht zwingend mit der x-Achse übereinstimmen muss. Bei Systemen wie GAITRite® wird oftmals die *Line of Progression* als Referenz für den Fußöffnungswinkel verwendet, bei 3D-Ganganalysen wird der Fußöffnungswinkel zur x-Achse des im Raum installierten Systems als Referenz herangezogen (*Hudson, 2016; Lynn and Costigan, 2008; Menz et al., 2004; Simic et al., 2013*). Der Vorteil der *Line of Progression* ist, dass hier die Gangrichtung keine Rolle spielt, da sie von Schritt zu Schritt berechnet wird. Wird die x-Achse zur Berechnung des Fußöffnungswinkels verwendet und die Testperson geht leicht abweichend von der x-Achse so hat das einen größeren Einfluss auf den Fußöffnungswinkel als bei der *Line of Progression* als Referenz.

Zu welchem Zeitpunkt der Fußöffnungswinkel berechnet wird ist nicht immer angegeben, wobei die Tendenz hin zu einer Berechnung während der Standphase geht (*Presedo et al., 2013; Simic et al., 2013*). Für die Berechnung in der vorliegenden Studie wurde der Fußöffnungswinkel zum Zeitpunkt des *TO* berechnet und ist somit am Ende der Standphase. Jedoch ist dieser Zeitpunkt nicht optimal gewählt da der Fuß bereits zum Großteil vom Boden abgehoben ist. Die Literatur geht von einem konstanten Fußöffnungswinkel während des gesamten Gangzyklus aus (*Götz-Neumann, 2011*), wodurch der Zeitpunkt der Berechnung eine untergeordnete Rolle spielen sollte. Ein möglicher größerer Einfluss ist hingegen die Referenz die zur Berechnung des Fußöffnungswinkels herangezogen wird, in diesem Fall die x-Achse des Raumes, wobei es wie erwähnt zu Abweichungen in der tatsächlichen Gangrichtung kommen kann. Aufgrund dieser beiden Faktoren kommt es trotz der Adaption der Berechnung zu größeren Abweichungen von der Literatur.

5.2 Einflüsse der Schwellenwerte

Für die Detektion und Berechnung der Gangevents wurden Schwellenwerte verwendet. Wie in Kapitel 3.3.2 und 4.2 beschrieben wurden für die 4-Marker-Analyse Schwellenwerte für die Fersen- und Zehenmarker sowie für die Beschleunigung des Zehenmarkers in z-Richtung eingeführt. Diese dienen zur Detektion der Gangevents *IC* und *TO*. Im Laufe der Arbeit stellte sich nun die Frage, in wie weit sich die Wahl dieser Schwellenwerte auf die Ergebnisse auswirken kann. Es hat sich gezeigt, dass die Werte der Gangparameter der ausgewählten Testpersonen bei den verschiedenen getesteten Schwellenwerten durchaus konstant sind.

Wie bereits im Ergebnisteil (Kapitel 4.2) erwähnt, wurden zum Vergleich unterschiedlicher Schwellenwerte die Testpersonen C 03 und C 11 herangezogen, welche ein normales, nicht pathologisches Gangbild aufweisen. Auffallend ist, dass bei variierenden Schwellenwerten die Ergebnisse der Ganggeschwindigkeit, der Schrittlänge sowie der Einzel USPH kaum Unterschiede aufweisen. Dies lässt sich damit begründen, dass die Änderung der Schwellenwerte kaum Einfluss auf den Verlauf der Markertrajektorien hat und sich somit die Basis für die Berechnung der Gangevents auch kaum verändert. Unterschiede können hingegen im Bereich der berechneten Standardabweichung der jeweiligen Parameter gefunden werden, die sich an den Randbereichen häufen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass in diesen Fällen einzelne Durchgänge der Messungen nicht in die Berechnung

der Gangparameter mit einbezogen werden können, da der Schwellenwert durch die zu niedrige oder zu hohe Wahl des Schwellenwerts Daten verloren gehen. Ein extremes Beispiel hierfür ist die Berechnung der Einzel USPH bei C 03 links. Ab einem Schwellenwert von 80% des Maximums des Zehen-Markers hat sich herausgestellt, dass die Berechnung nicht mehr in allen Fällen durchgeführt werden kann.

Bei Testperson C 03 konnten erst bei 22% des Maximums des Fersen-Markers Ergebnisse berechnet werden, da bei niedrigeren Schwellenwerten nicht relevante Peaks der Markertrajektorie erhalten blieben. Unterhalb von diesem Wert war eine Berechnung der Gangparameter nicht möglich. Bei Testperson C 11 liegt diese Grenze bei 19% des Maximums. Aus Gründen der besseren Vergleichbarkeit wurde daher auch bei Testperson C 11 als niedrigster Wert für die Berechnung der Gangparameter 22% des Maximums des Fersen-Markers gewählt. Als maximalen Wert für eine erfolgreiche Berechnung der Zeit-Weg-Parameter wurden 95% des Maximums als Schwellenwert identifiziert. Jedoch zeigten diese extremen Randwerte geringfügige Abweichungen in den Ergebnissen der Gangparameter. Analog wurden bei den Zehen-Markern Schwellenwerte im Bereich von 10% bis 95% des Maximums gewählt. Hier zeigten sich bei den Randwerten der Schwellenwerte teils erhebliche Abweichungen in den Gangparametern. Für die Beschleunigung in z-Richtung des Zehen-Markers wurden Schwellenwerte von 5% bis 95% des Maximums gewählt, hier zeigte sich jedoch kaum ein Einfluss auf die Ergebnisse.

Zusammenfassend kann daher gesagt werden, dass vor allem die Wahl der maximalen Schwellenwerte für den Zehen-Marker erheblichen Einfluss auf das Ergebnis der Berechnung der Gangparameter hat. Die Wahl der unteren Schwellenwerte verändert das Ergebnis jedoch kaum.

Aus diesem Grund kann die ursprüngliche Wahl der Schwellenwerte für den Zehen-Marker mit 50% des Maximums, für den Fersen-Marker mit 60% des Maximums und für die Beschleunigung in z-Richtung mit 20% des Maximums als passend angesehen werden.

5.3 Einfluss der Datenfilterung auf die Ergebnisse

Auf Grund der vorliegenden Daten kann davon ausgegangen werden, dass der Butterworth-Filter 2. Ordnung für die in dieser Arbeit beschriebenen Zwecke gut geeignet ist, und eine Filterfrequenz im Bereich von 2 Hz bis 10 Hz ausschließlich positiven Einfluss auf die Berechnung der Gangparameter hat. Als einziger Mangel kann bei einer Filterfrequenz von 2 Hz ein geringer Verlust der charakteristischen Punkte im Verlauf der Fersen-Marker festgestellt werden. Dieser optisch sichtbare Einfluss auf die Markertrajektorie (Abbildung 32) hat aber keinen weitreichenden Einfluss auf die Ergebnisse der Zeit-Weg-Parameter, da genug Datenpunkte für eine Bestimmung des IC und TO vorhanden bleiben (Kapitel 4.3). Es zeigt sich jedoch ein geringfügiger Einfluss auf die Standardabweichung, der sich im Bereich von 0,01 (Einheit je nach Gangparameter [m], [s], [%]) bei den verschiedenen Gangparametern bewegt. Zusammenfassend kann daher gesagt werden, dass die Auswahl der Filterfrequenz eine eher nachrangige Rolle in der 4-Marker-Analyse einnimmt. Aufgrund dessen wurde im Rahmen dieser Arbeit auf den Butterworth-Filter 2. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 6 Hz zurückgegriffen, da dieser Filter schon seit längerer Zeit verwendet wird und sich im Bereich der Gang- und Bewegungsanalyse bestens bewährt hat (*Winter et al., 1974*).

5.4 Einfluss der Zeitpunkte der Gangevents

Um die Unterschiede zwischen der 4-Marker-Analyse und der Vollanalyse auch anhand der Gangevents selbst evaluieren zu können, wurden die Zeitpunkte des IC und des TO der einzelnen Messungen von Testgruppe A ausgelesen. Für diese Analyse haben sich die Daten von Testgruppe A angeboten, da hier Vergleichsdaten von beiden Analysemethoden vorliegen.

Generell kann beobachtet werden, dass ein Großteil der Gangevents bei der Vollanalyse früher detektiert werden. Der Unterschied liegt im Mittel bei unter 0,1 s. Bei Testperson A 10 haben sich derart große Unterschiede gezeigt, sodass auch die mittlere Abweichung deutlich beeinflusst wurde. Der

Unterschied bei den Gangevents zwischen den beiden Analysemethoden beträgt bis zu 0,7 s. Dennoch konnten in den Zeit-Weg-Parametern keine großen Abweichungen zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse festgestellt werden. Da der Unterschied von 0,7 s in etwa einer Schrittdauer entspricht, liegt die Vermutung nahe, dass hier eine Verschiebung um einen Schritt stattgefunden hat. Dies kann aber aus den Daten der Gangevents nicht bestätigt werden. Entfernt man die Differenzen von Testperson A 10, so reduziert sich der Unterschied im Zeitpunkt der Gangevents bei Vollanalyse und 4-Marker-Analyse auf 0,03 s, womit eine sehr geringe Abweichung in der Detektion des Gangevents erreicht werden konnte.

5.5 Korrekturfaktoren und ihre Bedeutung

Wie im Ergebnisteil bereits erwähnt wurde die Einführung von Korrekturfaktoren in Betracht gezogen, aber für nicht sinnvoll erachtet, da keine regelmäßige Abweichung bei den Gangevents zwischen Vollanalyse und 4-Marker-Analyse festgestellt werden konnte. Würde der Fall vorliegen, dass die Gangevents der Vollanalyse oder 4-Marker-Analyse mit einer Regelmäßigkeit zu einem früheren oder späteren Zeitpunkt stattfinden, wäre ein Korrekturfaktor möglicherweise sinnvoll. Bei der Untersuchung der vorliegenden Daten kann allerdings nicht vorhergesagt werden, bei welcher Berechnungsmethode die Gangevents früher oder später auftreten. Somit würde ein Korrekturfaktor die Ergebnisse der Gangparameter deutlich beeinflussen bzw. verfälschen. Da diese Beeinflussung nicht wünschenswert ist, wurde auf die Einführung von Korrekturfaktoren verzichtet. Für die klinische Interpretation der Ergebnisse der 4-Marker-Analyse ist es wichtiger, die Unterschiede zu etablierten Analysemethoden zu kennen, um diese berücksichtigen zu können.

5.6 Analyse des Vergleichs von Vollanalyse und 4-Marker-Analyse bei Testgruppe A

Die Zeit-Weg-Parameter bieten eine probate Methode zur Beurteilung des Gangbildes, sowohl im diagnostischen wie auch therapeutischen Bereich (*Webster et al., 2005*). In der folgenden Diskussion und Interpretation sollen die Ergebnisse der Gangparameter von der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse analysiert werden und mit der Literatur verglichen werden. Einführend ist zu erwähnen, dass die Datensätze der Testgruppe A aufgrund der schon vorliegenden Vollanalyse kein pathologisches Gangbild aufweisen. Einige Testpersonen haben aber eine leichte Achsenfehlstellung der unteren Extremitäten.

GANGGESCHWINDIGKEIT

In der Literatur finden sich vor allem für die Ganggeschwindigkeit verschiedenste Vergleichswerte, auch was die Beschreibung einer „normalen“ Ganggeschwindigkeit angeht. Die Beschreibung einer „normalen“ Ganggeschwindigkeit liegt zwischen 0,8 m/s bis hin zu 1,5 m/s (*Ardestani et al., 2016; Kaufman et al., 2016; Menz et al., 2004; Öberg et al., 1993; Webster et al., 2005; Whittle, 1996*). Die Unterschiede in der Ganggeschwindigkeit von gesunden Personen sind abhängig vom Alter und liegen zwischen 1,32 m/s für 10- bis 14-Jährige und reduzieren sich auf 1,18 m/s bei 70- bis 97-Jährigen (*Öberg et al., 1993*). Für die Altersgruppe 20-29 Jahre, der auch die Testgruppe A angehörte (24,33 ± 6,85 Jahre, Tabelle 3), liegt der Vergleichswert bei 1,2 m/s (*Öberg et al., 1993*). Mit zunehmenden den Alter nimmt die Ganggeschwindigkeit leicht ab, bei Kindern ist zum Beispiel die Schrittlänge im Vergleich zu Erwachsenen verringert, die Kadenz jedoch erhöht (*Lythgo et al., 2009; Öberg et al., 1993; Tsai and Lin, 2013*). Als ideales Alter für eine vergleichende Ganganalyse gilt die Altersgruppe der 20-30 Jährigen, da in diesem Alter das Gangbild voll ausgeprägt ist und noch nicht durch degenerative Veränderung durch das Altern beeinflusst wird (*Cho et al., 2004*).

Für die Testgruppe A wurden Ganggeschwindigkeiten bei der Vollanalyse und 4-Marker-Analyse zwischen 1,1 m/s und 1,5 m/s berechnet (Abbildung 35). Somit entspricht die Geschwindigkeit bei beiden Berechnungsmethoden den in der Literatur angegebenen Referenzwerten (*Ardestani et al.,*

2016; Kaufman et al., 2016; Menz et al., 2004; Öberg et al., 1993; Webster et al., 2005; Whittle, 1996). Die Unterschiede bei den einzelnen Testpersonen zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse liegen bei maximal $\pm 0,03$ m/s, was als nicht klinisch relevanter Unterschied beschrieben werden kann. Eine leichte Tendenz hinsichtlich eines höheren Ergebnisses bei der 4-Marker-Analyse im Vergleich zur Vollanalyse ist bei 58% der Testpersonen zu erkennen. Die maximale Abweichung von 0,03 m/s entspricht, normiert auf 1,4 m/s Ganggeschwindigkeit, einer Abweichung von 2,14%. Beim normalen Gang wird mit einer natürlichen Schwankungsbreite gerechnet, bei der davon ausgegangen werden kann, dass sie in diesem Bereich liegt (Whittle, 1996). Daher hat die maximale Abweichung keinen relevanten klinischen Einfluss auf die Interpretation des Ergebnisses der 4-Marker-Analyse.

KADENZ

Die Kadenz ist ein wichtiger Gangparameter und wird für ein nicht-pathologisches Gangbild mit 95 bis 135 Schritten/min beschrieben (Ardestani et al., 2016; Cho et al., 2004; Menz et al., 2004; Öberg et al., 1993; Webster et al., 2005; Whittle, 1996). Die bei Testgruppe A gefundenen Schrittfrequenzen (Abbildung 37) liegen zwischen 100 und 128 Schritten/min. Die größte Abweichung zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse liegt bei 6 Schritten (A 06). Gerade bei der Kadenz wird in der Literatur eine Standardabweichung von bis zu 15 Schritten/min angegeben (Ardestani et al., 2016; Cho et al., 2004; Öberg et al., 1993), daher können die 6 Schritte Unterschied zwischen den beiden Berechnungsmethoden durchaus toleriert werden. Bei den weiteren 10 der 12 Testpersonen liegt der Unterschied bei maximal 3 Schritten/min, was, im Vergleich zur Literatur, ein sehr geringer Unterschied ist. Auch das Mittel der Differenzen zeigt einen geringen Unterschied von nur 2 Schritten/min. Dieser geringe Unterschied spiegelt sich auch in der Statistik wieder ($p=0,95$).

DOPPELSCHRITTLÄNGE

Die in der Literatur beschriebenen Referenzwerte für die Doppelschrittlänge liegen zwischen 0,95 m bis 1,45 m (Ardestani et al., 2016; Cho et al., 2004; Gomez Bernal et al., 2016; Whittle, 1996), wobei Cho von einem klaren Zusammenhang zwischen Körpergröße und Doppelschrittlänge spricht. Die berechnete Doppelschrittlänge sowohl von der Vollanalyse als auch von der 4-Marker-Analyse liefert Ergebnisse ähnlich wie in der Literatur angegeben. Nur bei Testperson A 12 (176 cm Körpergröße) liegen beide Ergebnisse der Doppelschrittlänge über 1,5 m, was sich auch in der Schrittlänge widerspiegelt.

Der Unterschied zwischen den beiden Analysemethoden liegt bei nur 0,02 m und auch die Korrelation liegt bei $p=0,85$. Die ausgewiesenen Unterschiede sollten für die klinische Interpretation dieses Ergebnisses keine Rolle spielen.

SCHRITTLÄNGE

Die Schrittlänge wird in der Literatur mit etwa 0,6 m bis 0,77 m angegeben (Menz et al., 2004; Öberg et al., 1993; Webster et al., 2005), wobei Webster für eine junge Population (Durchschnittsalter $28,5 \pm 4,9$ Jahre) einen Wert von 0,7 m und Öberg für 20-29-Jährige nur etwa 0,6 m ermittelt hat. Webster verwendet das System GaitRITE® für seine Berechnung, Öberg hingegen berechnet die Schrittlänge über die Kadenz und die zurückgelegte Distanz. Aufgrund dieser unterschiedlichen Aufnahmemethoden könnten die in der Schrittlänge gefundenen Unterschiede liegen. Eine weitere Studie liefert ein Ergebnis von etwa 0,7 m, ebenfalls erhoben mit dem System GaitRITE® (Menz et al., 2004).

Die im Vergleich von Vollanalyse und 4-Marker-Analyse berechnete Schrittlänge liegt zwischen 0,55 m und 0,77 m (Abbildung 41). Verglichen mit den Ergebnissen der Literatur scheinen diese Ergebnisse valide zu sein. Die Unterschiede zwischen den beiden Berechnungsmethoden liegen nur bei einer Berechnung über 0,04 m, nämlich bei Testperson A 04 links. Hier liegt der Unterschied bei 0,1 m, was, vor allem im Vergleich zur rechten Seite, wo der Unterschied bei nur 0,01 m liegt, doch erheblich ist. In diesem einen Fall ist das Ergebnis der 4-Marker-Analyse zu hinterfragen. Da Testperson A 04 auch bei weiteren Gangparametern Auffälligkeiten zeigt, wird diese Testperson in Kapitel 5.6.1 gesondert besprochen.

EINZEL USPH

Die Einzel USPH wird in der Literatur oft in Prozent vom Gangzyklus angegeben und liegt bei etwa 40% (Lythgo et al., 2009). Um den Vergleich mit der Vollanalyse antreten zu können, wurde die Einzel USPH bei der 4-Marker-Analyse in Sekunden berechnet. Wird die Einzel USPH in Sekunden berechnet, so kann von einer Dauer von 0,35 s ausgegangen werden (Gomez Bernal et al., 2016). Die in der Vollanalyse und 4-Marker-Analyse berechneten Ergebnisse liegen über den 0,35 s die bei Gomez Bernal angegeben werden. Vergleicht man die Ergebnisse der 4-Marker-Analyse mit denen der Vollanalyse so kann festgestellt werden, dass die Unterschiede bei max. 0,03 s liegen. Tendenziell liefert die 4-Marker-Analyse geringere Ergebnisse, die aber statistisch nicht signifikant unterschiedlich sind.

STANDPHASE

Perry beschreibt in ihrem Standardwerk zur Ganganalyse, dass die Standphase ca. 60% eines Gangzyklus einnimmt. Dieser Wert wird durch eine Studie aus dem Jahr 2004 bestätigt, wo die Standphase mit etwa 62% des Gangzyklus beschrieben wird (Cho et al., 2004). Auffällig ist, dass die 4-Marker-Analyse im Schnitt um etwa 2% größere Werte liefert als die Vollanalyse. Dieser Trend kann aber nicht bei allen Testpersonen beobachtet werden. Bei A 11 links ist der Trend genau in die andere Richtung, und die Vollanalyse zeigt um bis zu 2% größere Ergebnisse als die 4-Marker-Analyse. Auch bei Testpersonen A 09 und A 12 ist das Ergebnis der rechten Seite bei der Vollanalyse um 0,5% größer als bei der 4-Marker-Analyse. Auffällig ist, wie schon bei der Schrittlänge, dass bei Testperson A 04 auch bei der Standphase das Ergebnis der 4-Marker-Analyse deutlich abweicht und um 6% geringer ist als der Vergleichswert der Vollanalyse. Geht man von der Literatur aus, so liegt dieses Ergebnis aber immer noch im Bereich eines normalen Gangbildes.

Die Ergebnisse der Vollanalyse weisen geringere Ergebnisse aus als die 4-Marker-Analyse was in einer statistischen Signifikanz resultiert. Diese Unterschiede können für die klinische Interpretation der Ergebnisse eine Rolle spielen, da die Standphase bei der 4-Marker-Analyse erhöhte Ergebnisse berechnet.

ENDE DER 1. DOPPEL USPH

Bei der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse wird jeweils das Ende der 1. Doppel USPH berechnet. In der Literatur finden sich Angaben zur Dauer Doppel USPH, die bei rund 23% vom Gangzyklus liegen, bzw. bei 0,32 s (Cho et al., 2004; Gomez Bernal et al., 2016). Die Ergebnisse zum Ende der 1. Doppel USPH sollten mit der Dauer der der Doppel USPH vergleichbar sein, jedoch wird bei der Dauer der Doppel USPH nicht unterschieden, ob es sich um die initiale (Ende 1. Doppel USPH) oder die terminale (Ende 2. Doppel USPH) handelt. Die Ergebnisse bei den hier analysierten Berechnungsmethoden liegen mit 9-12% deutlich unter dem von Cho ermittelten Wert von 23% für die Doppel USPH. Bei A 05 liefern beide Methoden sehr ähnliche Ergebnisse, bei den anderen Testpersonen liegen die Ergebnisse der 4-Marker-Analyse tendenziell etwas höher als bei der Vollanalyse. Die Differenz beträgt im Mittel 2,62%. Nur bei zwei Testperson (A 09, A 11) liegen die Ergebnisse der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse sehr eng zusammen.

Wie schon bei der Standphase, ergibt sich auch beim Ende der 1. Doppel USPH ein leicht signifikanter Unterschied zwischen den beiden Berechnungsmethoden, der links deutlicher ausfällt ($p=0,03$) als rechts ($p=0,11$). In diesem Fall muss die Erfahrung im klinischen Alltag zeigen, ob es einer Überarbeitung der Berechnung mittels 4-Marker-Analyse bedarf.

SCHRITTBREITE

Aufgrund der nicht festgelegten Definition und damit systemabhängigen Schrittbreite können die Ergebnisse der Berechnung nur bedingt mit der Literatur verglichen werden. Die Studie von Cho et al. liefert für die Schrittbreite Ergebnisse zwischen 0,17 m und 0,19 m (Cho et al., 2004). Die in dieser Studie gezeigten Ergebnisse liegen größtenteils unter 0,15 m und sind damit deutlich geringer als in der Studie angegeben.

Da der Berechnungsalgorithmus zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse unterschiedlich ist, bei der Vollanalyse kann der Gelenkmittelpunkt des Sprunggelenks durch die größere Anzahl an Markern ermittelt werden, bei der 4-Marker-Analyse wird der Abstand der Marker berechnet, kann von

einer durchaus beachtlichen Differenz zwischen den beiden Methoden ausgegangen (Abbildung 67). Gemäß den Erwartungen sind die Ergebnisse der 4-Marker-Analyse tendenziell geringer als bei der Vollanalyse, eine statistische Signifikanz ist aber nicht zu erkennen.

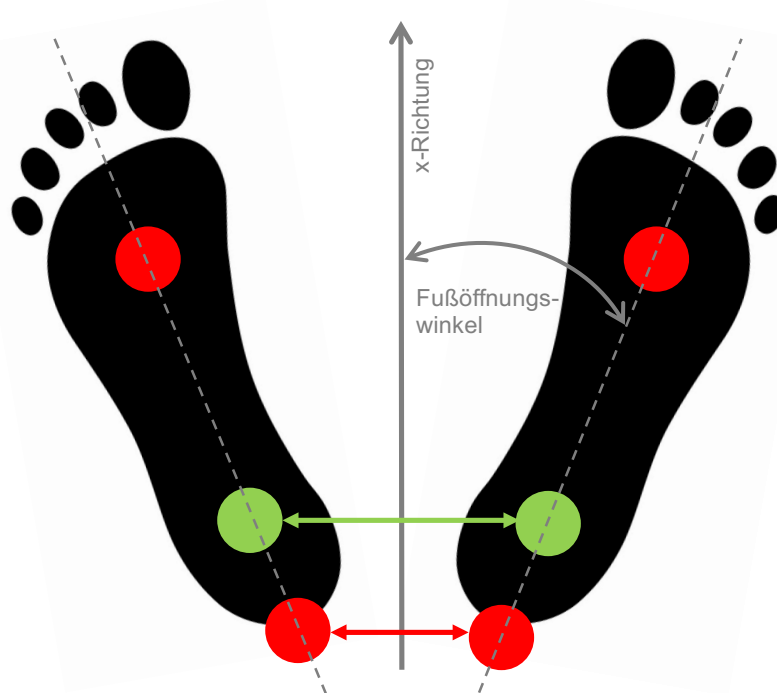


Abbildung 67: Schematische Darstellung der Messpunkte für die Berechnung der Schrittbreite bei der Vollanalyse (grün) und 4-Marker-Analyse (rot)

SCHRITTTAUER

Webster und Gomez Bernal haben in ihren Untersuchungen auch die Schrittdauer ermittelt und geben diese mit Werten zwischen 0,5 s und 0,52 s an (Gomez Bernal et al., 2016; Webster et al., 2005). Die hier verwendeten Datensätze (Anhang Abbildung 14) liefern Ergebnisse die im Mittel mit den in der Literatur gefundenen Ergebnissen vergleichbar sind. Die Unterschiede zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse sind nicht statistisch signifikant. Wie schon bei anderen Gangparametern liefert das Ergebnis von A 04, hier auf der linken Seite, ein nicht mit der Vollanalyse vergleichbareres Ergebnis. Auch bei A 11 ist der Unterschied zwischen den beiden Berechnungsmethoden groß, wobei die Vollanalyse sehr niedrige Werte liefert.

DOPPELSCHRITTTAUER

Auch die Doppelschrittdauer (Anhang Abbildung 16) gibt für die Vollanalyse und für die 4-Marker-Analyse sehr ähnliche Ergebnisse aus. Vergleicht man die Ergebnisse mit der Literatur, die einen Doppelschrittlänge von etwa 1,05 s vorgibt, so liegen alle Ergebnisse in diesem Bereich (Gomez Bernal et al., 2016). Bei der Vollanalyse von A 11 links zeigt sich ein auffällig geringer Wert, auch im Vergleich zur rechten Seite. Im Allgemeinen stimmen die beiden Berechnungsmethoden sowohl untereinander als auch mit der Literatur überein.

5.6.1 Auffällige Testpersonen und generelle Anmerkungen

Wie bei der Interpretation und Diskussion der einzelnen Gangparameter schon erwähnt zeigt sich bei Testperson A 04 bei der 4-Marker-Analyse bei der Schrittlänge (Abbildung 41), der Einzel USPH (Abbildung 43), der Schrittdauer (Anhang Abbildung 14), der Standphase (Abbildung 45) und beim der Ende 1. Doppel USPH (Abbildung 47) ein gänzlich entgegengesetzter Trend der Ergebnisse im Vergleich zu den anderen Testpersonen. Ein Berechnungsfehler ist in diesem Fall auszuschließen, da die Ergebnisse der anderen Testpersonen mit den Ergebnissen der Vollanalyse gut korrelieren. Eine

Überprüfung der Zeitpunkte der Gangevents hat ergeben, dass bei einem *IC* der Unterschied zwischen Vollanalyse und 4-Marker-Analyse 0,105 s beträgt. Berücksichtigt man, dass bei der Vollanalyse nur ein Durchgang zur Berechnung der Gangparameter herangezogen wurde und somit die Schrittzahl relativ gering ist, kann eine solche Abweichung bei der Berechnung mehr ins Gewicht fallen, als bei einer größeren Schrittzahl.

Wie in Kapitel 5.4 liegt bei Testperson A 10 offensichtlich eine Verschiebung der Gangevents um einen halben Gangzyklus vor. Dies beeinflusst allerdings nur das Ergebnis zum Ende der 1. Doppel USPH, welches einen fast doppelt so großen Wert wie bei der Vollanalyse zeigt. Dies korreliert gut mit der Verschiebung der Gangevents. Die anderen Gangparameter zeigen hingegen eine gute Korrelation, was auch durchaus realistisch ist, da der *IC* und *TO* zwar in ihrer Gesamtheit aber nicht zueinander verschoben sind.

5.6.2 Statistische Auswertung von Testgruppe A

Der statistische Vergleich (Tabelle 8) zeigt, dass die Ergebnisse der Zeit-Weg-Parameter der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse im Wesentlichen ähnliche Ergebnisse liefern, die keinen statistisch signifikanten Unterschied aufweisen. Vor allem bei der Ganggeschwindigkeit, der Kadenz und Doppelschrittlänge zeigt sich eine gute Korrelation mit $p > 0,85$. Auch bei der Schrittlänge rechts ist die Korrelation der beiden Analysemethoden sehr gut mit $p > 0,9$. Bei der linken Seite gibt es eine Ausnahme die entgegen dem Trend der anderen Testpersonen liegt und somit die Korrelation reduziert. Da diese Gangparameter oft dazu verwendet werden ein Gangbild zu beschreiben (Öberg *et al.*, 1993), und die 4-Marker-Analyse kaum Abweichungen in den Ergebnissen zeigt, kann sie ohne Bedenken für diese Berechnungen herangezogen werden.

Weitere Gangparameter, wie Einzel USPH, Schrittdauer, Doppelschrittdauer und Schrittbreite weisen eine geringere Korrelation auf, sind aber statistisch nicht signifikant unterschiedlich. Eine größere Anzahl an Datensätzen von Testpersonen könnte hier zu einer verbesserten Aussagekraft der Statistik helfen.

Die Standphase und das Ende der 1. Doppel USPH zeigen eine geringe Korrelation, und sind zum Großteil signifikant unterschiedlich ($p < 0,05$). Auffällig ist, dass nur die beiden Werte, die in Prozent des Gangzyklus berechnet werden, eine signifikante Abweichung zeigen. Um jedoch Aussagen über den Grund und eine mögliche Verbesserung der Berechnung zu machen, müssten Datensätze einer größeren Anzahl von Testpersonen untersucht werden. Generell würde dies helfen, die in diesem Vergleich gefundenen Tendenzen, hin zu einer Korrelation oder statistisch signifikantem Unterschied, zu überprüfen.

5.7 Analyse des Vergleichs von Vollanalyse und 4-Marker-Analyse bei Testgruppe B

Bei Patienten die einen Schlaganfall erlitten haben, wie im Fall der Testpersonen von Gruppe B, ist es charakteristisch, dass die Gehfähigkeit deutlich eingeschränkt ist, was sich auch durch ein asymmetrisches Gangbild zeigt (Balasubramanian *et al.*, 2007; Chen *et al.*, 2005; Hoyer *et al.*, 2014; Roerdink and Beek, 2011; Shumway-Cook and Woollacott, 2007; Wall and Turnbull, 1986). Diese Einschränkungen haben auch Auswirkungen auf die Gangparameter, vor allem auf die Schrittlänge, die Standphase und die Einzel USPH (Patterson *et al.*, 2010). Nachdem aber das Gangmuster variabel ist (Jandová *et al.*, 2015), ist es schwer eine Grenze zu ziehen, welches Gangbild als gesund oder pathologisch bezeichnet werden kann (Bachmann *et al.*, 2008; Jandová *et al.*, 2015). Jedoch ergibt die Summe der Gangparameter häufig eine Tendenz, welche auf eine pathologische Veränderung des Gangbildes schließen lässt. Dass die Testpersonen von Gruppe B durch einen Schlaganfall beeinträchtigt sind, ist bereits vor der Analyse der Daten bekannt gewesen.

GANGGESCHWINDIGKEIT

In der aus der Datenbank des *orthopädischen Spitals Speising* erhobenen Daten der Testgruppe B zeigt schon die Ganggeschwindigkeit deutlich geringere Werte als bei Testgruppe A (Abbildung 35). Auch in der Literatur wird die Ganggeschwindigkeit von Personen, deren Gangbild durch einen Schlaganfall beeinträchtigt ist, mit 0,27 m/s bis 0,42 m/s, und damit deutlich unter dem normal Wert von 1,4 m/s, angegeben (Hoyer et al., 2014). In der Studie von Hoyer wurden Patienten kurz nach einem Schlaganfall und nach einem 11-wöchigem Gangtraining untersucht. Es ist nicht bekannt, wie lange der jeweilige Schlaganfall der Testpersonen aus Gruppe B von der Ganganalyse entfernt war. Zusätzlich zeigt eine Studie, die die Zeit-Weg-Parameter von Patienten mit neurologischen Erkrankungen (unter anderem: Alzheimer, amyotrophe Lateralsklerose, Chorea Huntington, Multiple Sklerose, Morbus Parkinson) untersucht hat, ebenfalls eine deutliche Einschränkung in der Ganggeschwindigkeit. Hier geht man von etwa 0,89 m/s bis 1,09 m/s aus, wobei die getestete Kontrollgruppe (gesund) eine Ganggeschwindigkeit von 1,32 m/s aufgewiesen hat (Moon et al., 2016). Die Einschränkung ist daher nicht so gravierend wie bei Schlaganfallpatienten, aber im Vergleich zu einer gesunden Testgruppe doch merklich.

Das durchschnittliche Alter der Testgruppe B liegt bei 62 Jahren (Tabelle 4). Vergleichswerte für die Ganggeschwindigkeit von gesunden Senioren (durchschnittliches Alter: 75,3 ±6,7 Jahre) liegen bei 0,97 m/s (Donath et al., 2016) respektive bei 1,16 m/s (durchschnittliches Alter: 80,8 ±3,1 Jahre) (Menz et al., 2004). Es zeigt sich daher, dass beide Testgruppen, trotz eines im Durchschnitt höheren Alters, eine fast doppelt so hohe Ganggeschwindigkeit aufweisen.

Die geringen Unterschiede, die die Auswertung von Vollanalyse bzw. 4-Marker-Analyse aufweisen, sollten auf eine klinische Interpretation der Daten der Ganganalyse keinen Einfluss haben, da sich die Ergebnisse im Bereich von vergleichbaren Studien bewegen. Diese geringen Unterschiede werden auch durch die statistische Analyse bestätigt.

KADENZ

Die Wichtigkeit der Kadenz in der Erkennung von Pathologien und Schmerzen zeigt sich dadurch, dass sie sich schon bei leichten Schmerzen in den unteren Extremitäten um 6 bis 7% verringert, wenn der Patient über einen längeren Zeitraum geht (Granat et al., 2015). In Studien von durch einen Schlaganfall beeinträchtigten Personen liegt die Kadenz bei 60 Schritten/min (Hoyer et al., 2014). Die Testgruppe B (Abbildung 37) zeigt eine Kadenz von 58 bis 97 Schritten/min. Somit weisen die einzelnen Personen einen großen Unterschied untereinander auf, ebenso wie jene Probanden der Studie von Hoyer, wo die Standardabweichung bei 16 Schritten/min liegt. Im Vergleich dazu liegt die Kadenz bei gesunden Senioren bei 102 bis 107 Schritten/min (Donath et al., 2016; Menz et al., 2004). B 03 kommt den Ergebnissen von gesunden Senioren am nächsten, jedoch konnte bei B 03 die Kadenz nur mit der 4-Marker-Analyse und nicht mit der Vollanalyse berechnet werden. Das Ergebnis der 4-Marker-Analyse scheint auf Grund der Vergleiche mit der Literatur jedoch valide zu sein (Donath et al., 2016; Hoyer et al., 2014; Menz et al., 2004).

Die maximalen Unterschiede zwischen Vollanalyse und 4-Marker-Analyse bei der Kadenz liegen bei 4 Schritten/min je Person. Da aber die in der Literatur beschriebene Standardabweichung bis zu 16 Schritte ausmacht (Hoyer et al., 2014), kann dieser Unterschied vernachlässigt werden. Warum bei der Vollanalyse bei B 03 die Kadenz nicht korrekt berechnet werden konnte, kann in dieser Studie nicht mehr festgestellt werden. Da aber alle anderen Gangparameter berechnet werden konnten und diese realistische Ergebnisse zeigen, dürfte hier bei der Vollanalyse ein Problem in der Verarbeitung der Daten vorliegen.

DOPPELSCHRITTLÄNGE

In der Untersuchung von Hoyer von Schlaganfallpatienten geht man von einer Doppelschrittlänge von nur etwa 0,6 m aus (Hoyer et al., 2014). Vergleicht man die Ergebnisse der Testgruppe B mit diesem Wert so fällt auf, dass wie schon bei der Ganggeschwindigkeit und der Kadenz die Werte stark gestreut sind. Vor allem B 02 und B 03 zeigen eine starke Beeinträchtigung mit Werten unterhalb von 0,6 m. Der Unterschied zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse fällt gering aus und zeigt sich auch in einer guten Korrelation der Ergebnisse.

SCHRITTLÄNGE

Vergleichswerte für die Schrittlänge von Personen mit Schlafanfall liegen nicht vor, jedoch Ergebnisse von gesunden Senioren bei denen die Schrittlänge bei 0,64 m liegt (Menz *et al.*, 2004). Die Resultate unserer Untersuchung zeigen Ergebnisse bei drei von vier Personen deutlich unter 0,64 m. B 04 weist die geringsten Unterschiede zwischen den beiden Berechnungsmethoden (0,0m bzw. 0,01m) auf und kommt der Studie von 0,64 m am nächsten. Bei den anderen 3 Testpersonen sind die Unterschiede zwischen Vollanalyse und 4-Marker-Analyse sehr ausgeprägt (Abbildung 41). Durch die große Streuung der Ergebnisse sowohl bei der 4-Marker-Analyse als auch bei der Vollanalyse zeigt sich zwar ein $p > 0,75$, was sich jedoch nicht in den Mittelwerten der Differenzen zeigt. Generell ist für Testgruppe B anzumerken, dass die statistische Signifikanz aufgrund der großen Datenstreuung und der geringen Probandenzahl wenig Aussagekraft besitzt.

EINZEL USPH

Die Einzel USPH wird in der Literatur als stark durch den asymmetrischen Gang beeinflusster Gangparameter beschrieben. Perry und Götz-Neumann gehen von einer Einzel USPH von 40% des Gangzyklus bei einem normalen Gangbild aus (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003). In einer Studie mit Schlaganfallpatienten wurde eine reduzierte Einzel USPH von nur 22,4-24,8% des Gangzyklus gefunden (Hoyer *et al.*, 2014). In der hier vorliegenden Studie wird die Einzel USPH in s berechnet, daher ist ein direkter Vergleich zu den Prozentangaben aus der Literatur nicht möglich. Geht man davon aus, dass die Testergebnisse der Testgruppe A als Ergebnisse eines normalen Gangbildes gewertet werden können, so ist zu erkennen, dass vor allem auf der rechten Seite die Ergebnisse der Testgruppe B im Vergleich zu Testgruppe A deutlich erhöht sind. Einige Ergebnisse sind zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse vergleichbar (B 04, rechts B 02 und B 03), und durchaus für eine klinische Interpretation zulässig, andere Ergebnisse, weisen komplett unterschiedliche Werte auf, wodurch sich das Gangbild der Testperson bei der Interpretation verfälschen würde.

STANDPHASE

Zur Standphase sind in der Literatur keine Vergleichswerte bei gesunden Senioren bzw. Schlaganfallpatienten zu finden. Perry und Götz-Neumann beschreiben in ihren allgemeinen Abhandlungen zur Ganganalyse, dass bei einem normalen Gangbild 60% des Gangzyklus auf die Standphase entfallen (Perry, 2003) (Götz-Neumann, 2011). Bei Testgruppe B (Abbildung 45) liegen die Ergebnisse der Standphase links bei B 02, B 03 und B 04 bei etwa 60% des Gangzyklus bei der Berechnung der Vollanalyse, bei B 01 weist die Berechnung ein Ergebnis von 75% auf, was deutlich über dem angegebenen Normalwert ist. Die Ergebnisse der 4-Marker-Analyse weisen zum Teil große Unterschiede auf. Eine Ausnahme ist B 04, wo links sowohl für die Vollanalyse als auch die 4-Marker-Analyse 60% des Gangzyklus als Standphase berechnet wurden. Wie auch schon bei der Einzel USPH sind auch bei der Standphase die Ergebnisse zwischen Vollanalyse und 4-Marker-Analyse sehr konträr und kaum für eine klinische Anwendung geeignet.

ENDE DER 1. DOPPEL USPH

Das Ergebnis der 1. Doppel USPH (Abbildung 47) ist schon bei Testgruppe A zu hinterfragen, bei Testgruppe B zeigen sich auf der rechten Seite deutliche Unterschiede, die eine falsche Berechnung bzw. Detektion der Gangevents vermuten lassen. Daher rührt auch der eindeutig signifikante Unterschied der beiden Auswertungsmethoden von $p < 0,01$. Obwohl die Ergebnisse der linken Seite etwas besser zu korrelieren scheinen, können die beiden Methoden nicht sinnvoll miteinander verglichen werden.

SCHRITTBREITE

Die Schrittbreite (Anhang Abbildung 12/Anhang Abbildung 13) ist zwischen den einzelnen Testpersonen der Grupp B sehr unterschiedlich und weist wie alle Zeit-Weg-Parameter eine große Streuung auf. Jedoch liegt der Mittelwert der Differenzen deutlich unter dem der Testgruppe A, was einer guten Korrelation von Vollanalyse und 4-Marker-Analyse entspricht. Hoyer hat die Schrittbreite von Schlaganfallpatienten mit 0,22 m bis 0,27 m erhoben. Damit zeigt sich eine Erhöhung im Vergleich zu

einer normalen Schrittbreite (*Cho et al., 2004; Hoyer et al., 2014*). Bei den Testpersonen B 02 und B 03 zeigt sich eben diese Erhöhung, bei den anderen beiden Testpersonen liegt die Schrittbreite im Bereich von Testgruppe A.

SCHRITTDAUER

Die Schrittdauer liegt bei gesunden Personen bei etwa 0,5 s bis 0,52 s (*Gomez Bernal et al., 2016; Webster et al., 2005*). Deutlich zu erkennen ist links die erhöhte Schrittdauer bei allen Personen der Testgruppe B, rechts ist der Unterschied zum Normwert, mit Ausnahme von B 01, weitaus geringer. Im Vergleich zwischen Vollanalyse und 4-Marker-Analyse weisen die einzelnen Testpersonen starke Unterschiede auf. So zeigen auf der linken Seite bei B 01 und B 03 eine gute Korrelation, auf der rechten Seite B 03 und B 04. Die anderen Werte weichen zum Teil um bis zu 0,1 s voneinander ab. Trotz der guten Korrelation laut des statistischen Tests müssen die Ergebnisse der Schrittdauer mit Vorsicht betrachtet werden.

DOPPELSCHRITTDAUER

Die Doppelschrittdauer liegt bei einem gesunden Gangbild bei 1,05 s. Vergleicht man die Doppelschrittdauer von Testgruppe B mit diesem Referenzwert, so zeigt sich, dass dieser Wert deutlich erhöht bis doppelt so hoch ist. Die Ergebnisse der einzelnen Testpersonen variieren in der Dauer stark (zw. 1,24 s und 2,06 s) sind jedoch bei allen Personen zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse sehr ähnlich mit einem mittleren Unterschied von 0,04 s, was einer guten Korrelation von $p > 0,9$ entspricht.

5.7.1 Zusammenfassung und Kommentare zur statistischen Auswertung von Testgruppe B

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass es sich bei den Testpersonen B 01, B 02 und B 03 vermutlich um schwer betroffene Personen handelt oder die Daten wurden schon kurz nach dem Schlaganfall aufgenommen, und es konnte noch kein Gangtraining bzw. eine Rehabilitation stattfinden. Bei Testperson B 04 dürfte es sich um eine weniger beeinträchtigte Person handeln, da die Ganggeschwindigkeit sowie die anderen Gangparameter zwar von der Testgruppe A abweichen, aber im Vergleich zu den anderen Personen der Gruppe B verhältnismäßig normal ausfallen.

Wie schon bei Testgruppe A zeigt sich zum Teil eine sehr gute Korrelation zwischen der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse. Es stellt sich jedoch generell die Frage, ob die 4-Marker-Analyse die komplexen Gangbilder von in der Gehfähigkeit beeinträchtigten Personen widerspiegeln können. Für eine Verlaufskontrolle der Therapie oder die Parameter, wie Ganggeschwindigkeit, Kadenz, Doppelschrittlänge, Schrittbreite und Doppelschrittdauer kann die 4-Marker-Analyse verwendet werden. Um jedoch komplexere Parameter wie Standphase, Einzel USPH, Ende der 1. Doppel USPH und Schrittdauer, wo in links und rechts unterschieden wird, ansprechend analysieren zu können wird empfohlen, weiterhin auf die Vollanalyse zurückzugreifen.

Generell ist es möglich auch Datensätze von Personen die in ihrer Gehfähigkeit durch einen Schlaganfall oder auch andere neurologische Erkrankungen eingeschränkt sind auszuwerten, jedoch kann es auf Grund des spezifischen Markerverlaufs schwieriger sein korrekte Ergebnisse zu liefern.

Um genauere Aussagen treffen zu können, müssen Analysen mit einer größeren Anzahl an Testpersonen durchgeführt werden, die an einer Einschränkung der Gehfähigkeit leiden und eventuell auch Daten nur mit vier Markern erhoben werden, wie es auch schon im zweiten Teil dieser Arbeit für Personen ohne Einschränkung der Gehfähigkeit durchgeführt wurde. Die Anzahl von nur 4 Personen ist im Vergleich zu anderen Studien sehr gering. Viele Studien die sich mit der Ganganalyse beschäftigen, vergleichen die Daten von 10 und mehr Testpersonen (*Donath et al., 2016; Hoyer et al., 2014; Rosenbaum, 2013; Webster et al., 2005*).

Sicher wäre es auch interessant in der Zukunft Daten von Personen zu untersuchen, die an einer neurologischen Erkrankung leiden, die den Bewegungsapparat betreffen. Zusätzlich wäre auch eine Analyse von Daten von Kindern, die zum Beispiel unter einer Zerebralparese leiden, sehr aufschlussreich, da bei Kindern andere Maßstäbe und Richtwerte zu setzen als bei Erwachsenen.

5.8 Analyse der 4-Marker-Analyse von Testgruppe C

5.8.1 Einfluss der Schuhe auf die Markertrajektorie

Wie bereits im Ergebnisteil (Kapitel 4.7) besprochen, wurden innerhalb der Testgruppe C die Messungen mit verschiedenen Schuhen durchgeführt. Exemplarisch für alle Testpersonen wurden die Messungen von Testperson C 03 barfuß, *Laufschuh*, *Sneakers*, *Straße flach* und *Straße hoch* von den linken Zehen-Markern und den linken Fersen-Markern miteinander verglichen. Es hat sich gezeigt, dass bei allen durchgeführten Messungen sowohl bei den Zehen- als auch bei den Fersenmarkern der charakteristische Markerverlauf erhalten geblieben ist. Ein Unterschied kann lediglich in ihrer Ausgangshöhe und in der Ganggeschwindigkeit festgestellt werden, sodass die Graphen mit voranschreiten der Messung auseinander laufen. Die verschiedene Ausgangshöhe ist auf das unterschiedliche Schuhwerk zurückzuführen.

Auf den charakteristischen Verlauf der Marker spielt das Schuhwerk nur eine untergeordnete Rolle (Abbildung 68). Bezüglich des Einflusses auf die Ergebnisse der Berechnung der Gangparameter kann allgemein festgestellt werden, dass die individuellen Unterschiede zwischen den einzelnen Testpersonen größer sind, als jene zwischen den einzelnen Messungen einer Testperson. Ein auffälliges Merkmal zeigen die „barfuß“ Messungen, die zumeist die geringsten Werte in allen Parametern der Messungen einer Testperson aufweisen. Diese Tatsache ist darauf zurückzuführen, dass man ohne Schuhe etwas langsamer geht, da die Dämpfung der Schritte ausschließlich von Muskeln und Sehnen übernommen wird. Im Gegensatz dazu bietet modernes Schuhwerk externe Dämpfungsmechanismen, die den Körper in diesen Prozessen unterstützen.

Zusammenfassend kann daher festgestellt werden, dass die Wahl des Schuhwerks nur einen untergeordneten Einfluss auf die 4-Marker-Analyse hat und diese somit auch mit unterschiedlichen Schuhen durchgeführt werden kann.

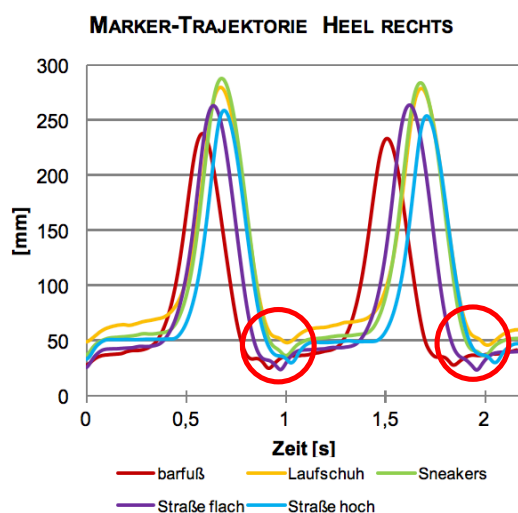


Abbildung 68: Verlauf der Fersentrajektorie, Auszug aus Abbildung 51

5.8.2 Einfluss der Schuhe auf die Zeit-Weg-Parameter

Der Fuß ist eine hoch spezialisierte Struktur und daher können Veränderungen in der Struktur oder Position des Fußes dessen Funktionalität beeinflussen (Franklin et al., 2015). Das natürliche Barfußgehen ist die beste Methode, um eine gesunde Entwicklung des Fußes zu ermöglichen. Da wir heute jedoch oft einen sehr harten Untergrund vorfinden, ist das Barfußgehen nicht immer von Vorteil und belastet die sensible Struktur der Füße. Daher schützen wir die Füße mit Schuhen vor Verletzungen (Wolf et al., 2008). Der Mensch trägt schon seit der Steinzeit Schuhe (Erik, 2005; Kurup et al., 2012; Pinhasi et al., 2010). Lange Zeit hat sich wenig an den Schuhmodellen verändert, doch mit der Entwicklung der instrumentellen Ganganalyse in Verbindung mit modernen Technologien, wurden wichtige Erkenntnisse und Fortschritte in diesem Bereich erzielt. Als Beispiel hierfür gilt der moderne Laufschuh mit guter Dämpfung, der ab den 1970er Jahren entwickelt wurde (Lieberman et al., 2010). Schuhe für den Alltag haben im Vergleich zu modernen Laufschuhen keine bis eine sehr geringe Dämpfung. Durch neue Erkenntnisse wurden in den letzten Jahren verschiedenste Schuhe entwickelt, die das Barfußgehen imitieren oder einen „instabilen“ Untergrund bieten (Kurup et al., 2012).

Die falsche Auswahl des Schuhwerks kann Auswirkungen auf orthopädische Probleme und die Behandlung dieser haben (Jandová et al., 2015). Studien zeigen, dass 37% bis 69% der Frauen High

Heels (Schuhe mit hohem Absatz) täglich tragen (*Esenyel et al., 2003; Frey et al., 1993; The_Gallup_Organization_Inc., 1986*). Flache Schuhe haben im Normalfall einen Absatz von weniger als 2 cm hingegen High Heels weisen einen Absatz von 5 cm und mehr auf (*Cronin, 2014; Franklin et al., 2015*). Werden diese Schuhe über einen Zeitraum von mindestens zwei Jahren täglich getragen, so hat das einen signifikanten Einfluss auf den Muskel-Sehnen-Komplex des Fußes (*Cronin, 2014*). Durch die reduzierte Standfläche bei High Heels wird auch die Stabilität beim Aufsetzen des Fußes und während der Standphase im Vergleich zu flachen Schuhen reduziert (*Gefen et al., 2002; Wang et al., 2016*). Außerdem erfordert das Gehen mit High Heels einen erhöhten Energiebedarf durch die unnatürliche Haltung und die auch die natürliche Bewegung des Fußes wird beeinflusst (*Morio et al., 2009; Wang et al., 2016*).

Um die verschiedenen Einflüsse unterschiedlicher Schuhe auf die Gangparameter zu untersuchen, haben sich in den letzten Jahren mehrere Studien mit dem Vergleich der Zeit-Weg-Parameter beim Barfußgehen und Gehen mit Schuhen beschäftigt (*Cronin and Finni, 2013; Keenan et al., 2011; Lythgo et al., 2009; Wirth et al., 2011*). Für alle Studien, die auf Marker basierten Systemen beruhen gilt hierbei das Problem der korrekten Markerapplikation an den Schuhen, da diese möglichst an der gleichen Stelle erfolgen sollte, wie bei der Applikation direkt am Fuß. Um die Marker korrekt zu platzieren wurde in dieser Studie eine Schublehre verwendet. Im Normalfall wird auf eine optische Kontrolle vertraut, ob die Marker an der richtigen Stelle appliziert wurden, wobei aber auch eine Software für diese Kontrolle verwendet werden kann. Diese Software kann aber nur dann angewendet werden, wenn die Sohle parallel zum Boden verläuft und die Sohlendicke als Parameter zu Bestimmung herangezogen wird (*Louey and Sangeux, 2016*).

In der Literatur weisen Studien, die sich mit dem Vergleich verschiedener Schuhe beschäftigen, oft nur wenige Gangparameter, wie die Ganggeschwindigkeit, Doppelschrittlänge und Kadenz aus (*Cronin and Finni, 2013; Keenan et al., 2011; Lythgo et al., 2009; Wirth et al., 2011*). Im Falle der vorliegenden Studie werden wesentlich mehr Gangparameter analysiert.

GANGGESCHWINDIGKEIT

Ein Großteil der Studien, die die Ganggeschwindigkeit barfuß mit der in Schuhen vergleichen, findet eine Reduktion der Ganggeschwindigkeit beim Barfußgehen (*Franklin et al., 2015; Lythgo et al., 2009; Moreno-Hernandez et al., 2010; Wirth et al., 2011*). Wirth et al. fanden ebenfalls einen leichten Anstieg der Ganggeschwindigkeit beim Tragen normaler Schuhe (*Wirth et al., 2011*). Eine Studie, die das Gehen barfuß und mit Socken verglichen hat (*Tsai and Lin, 2013*) weist ebenfalls keine Unterscheide bei der Ganggeschwindigkeit (1,01 m/s) bei jungen Erwachsenen (22,52 ± 2,48 Jahre) auf, hingegen bei Senioren (74,60 ± 7,21 Jahre) ist der Einfluss der Socken deutlich zu bemerken (0,92 m/s zu 0,81 m/s). Im Gegensatz zu den meisten anderen Studien fanden Keenan et al. bei einem Vergleich zwischen barfuß und verschiedenen Laufschuhen keinen Unterschied in der Ganggeschwindigkeit (1,28 ± 0,16 m/s) (*Keenan et al., 2011*).

Die in dieser Studie erhobenen Daten zeigen ähnliche Trends wie die meisten in der Literatur gefundenen Daten (Abbildung 52/Anhang Abbildung 21). Die Ganggeschwindigkeit ist barfuß am geringsten, und signifikant langsamer als beim Tragen von *Laufschuhen* und *Sneakers*. Bei den *Schuhen flach* liegt kein signifikanter Unterschied vor, jedoch mit $p=0,09$ liegt dieses Ergebnis knapp an der Grenze zur Signifikanz (Anhang Tabelle 2). Generell liegt die Ganggeschwindigkeit im Mittel in einem mit der Literatur vergleichbaren Bereich.

Bei den *Schuhen hoch*, die nur bei den weiblichen Testteilnehmern untersucht wurden, ist die Ganggeschwindigkeit sehr ähnlich zum Barfußgehen, was mit dem erhöhten Energiebedarf und der verringerten Stabilität in der Standphase zu erklären ist.

KADENZ

Wirth beschreibt eine um 2,93 Schritte/min verringerte Kadenz in „conventional shoes“ (*Wirth et al., 2011*). Eine Studie an jungen Erwachsenen zeigt einen Unterschied zwischen barfuß und Schuhen von 1 Schritt/min (118 bzw. 117 Schritte/min) (*Lythgo et al., 2009*). Ähnliche Tendenzen zu einer erhöhten Kadenz beim Barfußgehen finden sich auch bei einer weiteren Studie (*Franklin et al., 2015*).

Auch in den hier vorliegenden Daten ist kein signifikanter Einfluss der Schuhe auf die Kadenz zu sehen (Anhang Tabelle 2). Im Vergleich von barfuß und *Laufschuhe* zeigt sich, dass bei den *Laufschuhen* die Kadenz im Mittel um 2 Schritte/min verringert ist, was mit den Ergebnissen in der Literatur vergleichbar ist. Bei den *Schuhen flach* ist die Kadenz im Mittel um 1 Schritt/min höher. Bei den *Sneakers* liegt die Kadenz wie bei barfuß bei 117 Schritten/min. Bei den *Schuhen hoch* ist ebenfalls kein Einfluss auf die Kadenz zu bemerken.

SCHRITTLÄNGE UND DOPPELSCHRITTLÄNGE

Sowohl bei der Schrittlänge als auch bei der Doppelschrittlänge zeigen verschiedene Studien, dass beim Barfußgehen im Vergleich zum Gehen mit Schuhen die Schrittlänge und die Doppelschrittlänge kleiner ausfällt (Franklin et al., 2015; Keenan et al., 2011; Lythgo et al., 2009; Moreno-Hernandez et al., 2010; Oeffinger et al., 1999; Wirth et al., 2011; Wolf et al., 2008). Bei der Schrittlänge findet sich ein Unterschied von 0,06 m von barfuß (0,72 m) zu den Schuhen (0,78 m) (Lythgo et al., 2009). Bei der Doppelschrittlänge kann ein Unterschied von barfuß zu Schuhen von 0,13 m identifiziert werden (1,43 m barfuß und 1,56 m Schuhe) (Lythgo et al., 2009). Bei Keenan findet sich ein ähnlicher Unterschied wie bei Lythgo mit 0,14 cm, jedoch liegt die Doppelschrittlänge hier bei 2,15 m (barfuß) bzw. bei 2,29 m (Schuhe) (Keenan et al., 2011). Die Doppelschrittlänge ist bei Keenan im Vergleich zu anderen Studien (Gomez Bernal et al., 2016; Lythgo et al., 2009) sehr hoch, da die Werte im Normalfall bei etwa 1,35 m bis 1,5 m liegen.

Vor allem beim Vergleich zwischen barfuß und *Laufschuhe* zeigt sich ein deutlicher signifikanter Unterschied sowohl in der Doppelschrittlänge als auch in der Schrittlänge. Die Differenz bei der Doppelschrittlänge liegt bei 0,12 m und bei der Schrittlänge bei 0,6 m, was den Angaben in der Literatur entspricht. Bei den *Sneakers* und den *Schuhen flach* ist der Unterschied immer noch signifikant, aber nicht so stark wie bei den *Laufschuhen*. Dies gilt sowohl für die Schrittlänge als auch die Doppelschrittlänge. Anders als bei den *Laufschuhen*, *Sneakers* und *Schuhe flach*, zeigt sich bei den *Schuhen hoch* kein signifikanter Unterschied zu barfuß. In der starken Korrelation zwischen barfuß und *Schuhe hoch* liegt auch der Grund für die signifikanten Abweichungen der *Laufschuhe* und der *Schuhe flach* zu den Werten von *Schuhe hoch*.

An diesem Punkt sollte festgehalten werden, dass die in dieser Studie gefundenen signifikanten Einflüsse verschiedener Schuhmodelle auf die Ganggeschwindigkeit, durch die erhöhte Schrittlänge (Abbildung 55) zustande kommen, da die Kadenz (Abbildung 53) und Schrittdauer (Anhang Abbildung 19) keinen signifikanten Unterschied zu barfuß aufweisen. Aufgrund des signifikanten Einflusses der Schuhe auf die Schrittlänge, sollte in weiterer Folge auch die Doppelschrittlänge erhöhte Werte aufzeigen. Dies kann mit den Daten der vorliegenden Studie bestätigt werden. Somit steht diese Studie im Einklang mit mehreren Publikationen (Franklin et al., 2015; Keenan et al., 2011; Lythgo et al., 2009; Moreno-Hernandez et al., 2010; Wirth et al., 2011). Im Gegensatz dazu, muss eine signifikante Erhöhung der Schrittlänge nicht automatisch zu einer Steigerung der Ganggeschwindigkeit führen, falls nämlich die Kadenz stark reduziert ist (Wolf et al., 2008). Umgekehrt, kann die Ganggeschwindigkeit, bei einer Verkürzung der Schrittlänge, konstant bleiben. In diesem Fall muss aber die Kadenz erhöhte Werte zeigen (Cronin and Finni, 2013).

STANDPHASE

Die Dauer der Standphase kann durch die Wahl der Schuhe erheblich beeinflusst werden. Eine Studie aus dem Jahr 2013 gibt an, dass die Standphase mit Schuhen (0,77 s) um 0,07 s länger dauert als beim Barfußgehen (0,7 s) (Zhang et al., 2013). Bei einer weiteren Studie, zeigt sich ein entgegengesetztes Bild. Es wurde aber nur ein geringer Unterschied von 0,02 s zwischen dem Barfußgehen (0,67 s) und mit Schuhen (0,65 s) ermittelt (Cronin and Finni, 2013).

Die Berechnung der Standphase erfolgte bei der 4-Marker-Analyse im Gegensatz zur Literatur in Prozent des Gangzyklus, daher ist ein direkter Vergleich nicht möglich. Die Tendenz aus der Literatur, dass die Standphase mit Schuhen im Vergleich zum Barfußgehen erhöht ist, kann aber auch von der hier berechneten Standphase bestätigt werden. Die Unterschiede liegen bei maximal 2,2% zwischen barfuß und den verschiedenen Schuhmodellen. Auffällig ist, dass bei den *Sneakers* der Unterschied am

größten ist ($p < 0,02$), hingen bei den *Laufschuhen* und bei den *Schuhen flach* der Unterschied etwas geringer ist und knapp oberhalb von $p = 0,05$ liegt. Vergleicht man die Schuhmodell untereinander so kann kein erheblicher Unterschied festgestellt werden.

SCHRITTDAUER UND DOPPELSCHRITTDAUER

Zwar bezeichnet Cronin in seiner Studie die Doppelschrittdauer als *step duration*, was eigentlich die Schrittdauer wäre, die Werte sind aber mit der Doppelschrittdauer vergleichbar. Diese liegt bei 1,043 s für Schuhe und bei 1,005 s für barfuß. Vergleicht man die Ergebnisse mit jenen Studien, die die Daten ausschließlich barfuß ermittelt haben, wie zum Beispiel Gomez Bernal (*gait cycle* 1,05 s), so stimmen diese überein. Zum Vergleich gibt Gomez Bernal eine Schrittdauer von 0,52 s an (Cronin and Finni, 2013; Gomez Bernal et al., 2016).

Auch Lythgo hat für die Doppelschrittdauer mit Schuhen mit 1,021 s einen leicht erhöhten Wert gegenüber barfuß mit 1,018 s berechnet. Diese leichte Erhöhung zeigt sich auch in unseren Ergebnissen, wo die Doppelschrittdauer barfuß geringer ist als mit Schuhen. Eine Ausnahme bildet hier, wie so oft, die Gruppe der *Schuhe hoch*, die keinen Unterschied zu barfuß aufweist. Die Schrittdauer verhält sich analog zur Doppelschrittdauer.

Generell kann festgehalten werden, dass sich im Gegensatz zu den vorigen Gangparametern sowohl die Schrittdauer als auch die Doppelschrittdauer bei verschiedenen Schuhen kaum unterscheiden. Dies deckt sich mit den Angaben in der Literatur.

SCHRITTBREITE

Für die Veränderung der Schrittbreite beim Gehen mit Schuhen konnten keine Referenzwerte aus der Literatur ermittelt werden. Unsere Daten zeigen bei den *Laufschuhen* (0,09 m) die höchsten und bei den *Schuhen hoch* (0,07 m) die geringsten Werte. Die Mittelwerte beider Gruppen weichen aber nur um 0,02 m von einander ab. Die anderen Schuhmodelle liegen zwischen den Werten der Barfuß-Messung und den *Laufschuhen*, es konnten aber keine erheblichen Unterschiede festgestellt werden, was mit Sicherheit auch durch die große Streuung der Werte bedingt ist.

AUFSATZWINKEL

Zhang hat einen deutlichen Unterschied zwischen barfuß und Schuhen beim Aufsatzwinkel festgestellt, wobei der Winkel barfuß bei $19,2^\circ$ liegt und bei Schuhen bei $29,5^\circ$ und somit um 10° größer ist (Zhang et al., 2013). Der Aufsatzwinkel bei Sandalen und Flip-flops liegt bei 25° , diese spielen aber für einen Vergleich mit in dieser Arbeit durchgeführten Erhebungen eine geringere Rolle, da diese Art von Schuhwerk nicht untersucht wurde.

In unserer Studie zeigt sich der Unterschied beim Aufsatzwinkel am besten bei den *Laufschuhen* und bei den *Sneakers*. Hier kann der Unterschied von 10° im Vergleich zu barfuß, die Zhang et al. in ihrer Studie gefunden haben, bestätigt werden. Auch die *Schuhe flach* folgen diesem Trend. Durch die größere SD ist der Unterschied aber nicht so ausgeprägt wie bei den *Laufschuhen* und den *Sneakers*. Auffallend ist, dass die Trends zwischen den Schuhtypen bei den männlichen Probanden konstant sind, während die Werte bei den weiblichen Testpersonen starke Varianzen aufzeigen. Im speziellen gilt dies für die Gruppe *Schuhe flach*.

EINZEL USPH UND ENDE 1. DOPPEL USPH UND ABDRUCKWINKEL

Wie sich Schuhwerk auf die Einzel USPH, Ende 1. Doppel USPH und den Abdruckwinkel auswirken, konnte in der Literatur nicht gefunden werden. Die hier berechneten Ergebnisse weisen keine großen Unterschiede zwischen den Schuhmodellen auf.

FUSSÖFFNUNGSWINKEL

Der Fußöffnungswinkel liegt laut literarischer Definition bei 7° (Götz-Neumann), um den die Fußachse nach lateral rotiert ist. Oft wird dieser Winkel auch als Toe in/out beschreiben. Mehrere Studien haben diesen Wert bestätigt und bei Barfuß-Messungen einen Winkel von 5° bis 7° festgestellt (Lythgo et al., 2009; Menz et al., 2004; Rosenbaum, 2013). Im Detail hat Lythgo (Lythgo et al., 2009) in seinem Vergleich von Barfuß-Messungen und Messungen mit Schuhen bei jungen Erwachsenen sehr

konstante Werte für den Fußöffnungswinkel von $5,9 \pm 1,0^\circ$ (barfuß) bzw. $5,0 \pm 0,9^\circ$ (Schuhe) gefunden. Menz et al. beschreiben einen ähnlichen Wert von $5-7^\circ$, wobei die Standardabweichung zum Teil aber mehr als 5° beträgt.

Wie in Kapitel 4.1 beschrieben, verwendet diese Studie eine nicht optimale Berechnungsmethode für den Fußöffnungswinkel. So verwundert es auch nicht, dass Werte eine deutliche Schwankung zwischen 1° (C 03) und knapp 30° (C 08) aufweisen. In Summe kann hier festgehalten werden, dass der Fußöffnungswinkel eher ein personenbezogener Parameter ist, der stark variieren kann. Dies spiegelt sich auch in der statistischen Analyse wieder, wobei ausdrücklich auf die hohe Varianz der Datensätze und der damit einhergehenden niedrigen Signifikanz hingewiesen werden muss.

5.8.3 Zusammenfassung und Kommentare zur statistischen Auswertung von Testgruppe C

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass Schuhe einen Einfluss auf mehrere Zeit-Weg-Parameter haben und teils statistisch hoch signifikante Unterschiede von bis zu $p < 0,01$ zeigen. Vor allem die Ganggeschwindigkeit, die Schrittlänge, die Doppelschrittlänge, die Standphase sowie der Aufsatzwinkel werden durch das Tragen von Schuhen beeinflusst. Dies zeigt sich auch in vielen Quellen in der Literatur (Cho et al., 2004; Cronin and Finni, 2013; Keenan et al., 2011; Lythgo et al., 2009; Wirth et al., 2011). Bei der Schrittdauer und Doppelschrittdauer zeigt sich, dass Schuhe kaum einen Einfluss haben, was auch von der Literatur bestätigt wird (Gomez Bernal et al., 2016; Lythgo et al., 2009). Zur Schrittbreite, Einzel USPH, Ende 1. Doppel USPH und dem Abdruckwinkel konnten keine Vergleiche in der Literatur gefunden werden.

Bei den *Schuhen hoch* hat sich im Allgemeinen kein signifikanter Unterschied zum Barfußgehen ermitteln lassen. Diese Art von Schuhen wurde in diese Studie inkludiert, um möglichst viele verschiedene Schuhe untersuchen zu können. Bei zwei weiblichen Testpersonen (C 06 und C 12) konnten bei der Gruppe *Schuhe hoch* die Zeit-Weg-Parameter aber nicht berechnet werden, weil schon die Detektion der Gangevents nicht möglich waren. Diese beiden Testpersonen haben die Schuhe mit dem höchsten Absatz getragen und somit liegt nahe, dass dadurch die Markertrajektorie der Marker deutlich beeinflusst wurde und somit die Detektion nicht durchgeführt werden konnte. In Summe stellt sich daher die Sinnhaftigkeit von einer klinischen Analyse der Zeit-Weg-Parameter in hohen Schuhen.

Generell gilt, dass statistische Signifikanzen oder Korrelationen zwischen den Schuhen bei den einzelnen Gangparametern durch eine größere Anzahl der Testpersonen besser beschrieben werden können. Auch eine Standardisierung des Schuhwerks könnte mögliche Einflussfaktoren reduzieren.

5.8.4 Abschließende Bemerkungen zu Testgruppe C

Die Testpersonen haben ihre eigenen Schuhe für die Aufnahme mitgebracht und daher waren die Schuhmodelle nicht exakt gleich, was einen Einfluss auf das Ergebnis haben könnte. Aber auch in anderen Studien ist es durchaus üblich, dass die Testpersonen ihre eigenen Schuhe mitbringen. Um darin begründete Abweichungen der Ergebnisse auszuschließen haben andere Studien hingegen die Schuhe für die Testpersonen zur Verfügung gestellt. Dies geschah vor allem wenn es darum ging den Einfluss spezieller Schuhe zu untersuchen (Cho et al., 2004; Cronin, 2014; Cronin and Finni, 2013; Lythgo et al., 2009; Zhang et al., 2013). Ein weiterer möglicher Einflussfaktor auf die Vergleichbarkeit der Daten ist die selbst gewählte Ganggeschwindigkeit, die einerseits jeder Testperson erlaubt in ihrem eigenen Tempo zu gehen und somit energetisch effizient zu sein, jedoch kann dies zu großen Unterschieden zwischen den Testpersonen führen. Daher werden manche Untersuchungen am Laufband durchgeführt, wo es möglich ist, den Faktor Ganggeschwindigkeit zu eliminieren. Allerdings wird immer wieder diskutiert, welchen Einfluss das Gehen am Laufband auf die Gangparameter hat (Cronin and Finni, 2013).

Auch wenn statistische Signifikanzen bei einigen Gangparametern gefunden wurden, zeigt sich, dass der Einfluss auf die Gelenkskinetik und die Muskelaktivität stärker sind als auf die Zeit-Weg-Parameter (Keenan et al., 2011; Wolf et al., 2008). Wolf hat die Gangparameter und Gelenkskinematik bei Kindern untersucht. Hier stellt sich die Frage, ob ein kindliches Gangbild mit dem eines Erwachsenen

verglichenen werden kann, bzw. wann ein Gangbild eines Heranwachsenden als vollständig entwickelt gelten kann. Die Angaben variieren hier von 7 bis 13 Jahre (*Dusing and Thorpe, 2007; Kurup et al., 2012*) (*Ganley and Powers, 2005; Lythgo et al., 2009*).

Das Gehen in High Heels (*Schuhe hoch*) sollte eigens behandelt werden, da es mit dem Gehen in Schuhen bzw. den Barfußgehen nicht sehr viel gemein hat.

5.9 Anmerkungen zur Studie (Ganganalyse)

Es gibt viele Studien, die sich mit der Ganganalyse und deren Möglichkeiten beschäftigen. Aufgrund der technischen Möglichkeiten gibt eine große Anzahl an Messsystemen entwickelt wurde, besteht mittlerweile auch eine Vielzahl von Varianten, die Gangparameter zu berechnen. So verwundert es auch nicht, dass die Nomenklatur für gewisse Parameter nicht durchgängig ist, was einen Vergleich der einzelnen Studien erschwert. Auch die Einheiten der Gangparameter variieren. So wird die Kadenz zum Beispiel in Schritten pro Minute aber auch in Sekunden angegeben. Ein Umrechnen der Einheiten ist zwar möglich, ein Vergleich auf den ersten Blick erweist sich aber als schwierig. Ein weiteres Beispiel hierfür sind die Einzel USPH und die Doppel USPH, welche in einigen Quellen in Sekunden, in anderen wiederum in Prozent des Gangzyklus angegeben werden. Problematisch in diesem Fall ist, dass eine Umrechnung nicht mehr möglich und nur ein relativer Vergleich der einzelnen Werte zulässig ist.

Die Anzahl der Testpersonen bei Gruppe A und C beträgt jeweils 12 Personen, bei Gruppe B 4 Personen. Die Studien, die zum Vergleich der Ergebnisse verwendet wurden zeigen einen deutlichen Unterschied in der Anzahl der Testpersonen auf und liegen zwischen 10 und 233 Personen, wobei ein Großteil der Studien weniger als 50 Probanden verwendet hat. Als extremes Beispiel gilt die Studie von Öberg und seinen Kollegen, wo mit einer großen Anzahl von Testpersonen Referenzwerte der Gangparameter Ganggeschwindigkeit, Kadenz und Schrittlänge für verschiedene Altersgruppen erhoben wurden. Abgesehen von ein paar Ausnahmen ist die Anzahl der Testpersonen in der vorliegenden Studie jedoch durchaus mit der Literatur vergleichbar. Eine größere Anzahl an Messungen würde in manchen Punkten aber sicher eine verbesserte Aussagekraft mit sich bringen.

Aus Sicht der Vergleichbarkeit mit anderen Studien wäre es eine Möglichkeit, zusätzlich zum Ende der 1. Doppel USPH auch die Dauer der Doppel USPH zu berechnen. Einige Studien weisen diese explizit aus, während das Ende der 1. Doppel USPH nur selten angegeben wird (*Cho et al., 2004; Gomez Bernal et al., 2016; Hoyer et al., 2014*). Daher wäre die Dauer der Doppel USPH der bessere Vergleichswert. In Bezug auf das Ende der 2. Doppel USPH ist zu sagen, dass dieser Wert mit dem Ende der Standphase gleichzusetzen ist. Da bereits die Dauer der Standphase berechnet wird, kann auf diesen Gangparameter verzichtet werden, da sich die Ergebnisse decken.

Abschließend möchten wir noch auf ein Problem hinweisen, dass im Verlauf der Messungen mit Testgruppe C aufgetreten ist. Es hat sich gezeigt, dass bei einigen Personen mehrere Messungen nicht korrekt durchgeführt werden konnten und die Marker händisch zugeordnet werden mussten. Auffällig war, dass mehrere Messungen innerhalb einer Person stärker betroffen waren, als von anderen Personen. Ein möglicher Grund für diesen Zusammenhang ist, dass für eine Testperson immer dieselben Marker verwendet wurden. Waren diese verschmutzt, so zeichnet sich dieser Effekt bei alle Messungen dieser Person ab. Abhilfe könnte man hier schaffen, indem die Marker vor jeder Messung gereinigt werden. Dies ist vor allem im Bezug auf die Integration der 4-Marker-Analyse in den klinischen Alltag von Relevanz, da die manuelle Auswertung viel Zeit in Anspruch nimmt und die Analyse deutlich verlängert. Dies widerspricht essentiell dem Grundgedanken der 4-Marker-Analyse.

5.10 Interpretation und Diskussion der Laufanalyse

Im zweiten Teil dieser Arbeit wurde ein neuer, auf kinematischen Daten von vier Markern basierender, Algorithmus entwickelt, der die Gangevents beim Laufen, sowie den Laufstil der Testpersonen, berechnen kann.

In der Datenvorbereitung für die Bestimmung der Events und der Laufanalyse wurde überlegt, ob die Daten gefiltert werden müssen oder ungefiltert verwendet werden können. Für die Ermittlung der Events der Videoanalyse durch Zebris werden die Daten nicht gefiltert. Wenn auf eine Druckmessung verzichtet wird, ist das Filtern der Daten aber unerlässlich, um den Gradienten der Trajektorie sowie den Winkelverlauf angemessen zu berechnen. Das Filtern birgt jedoch die Gefahr, dass wichtige Charakteristika der Kurve verloren gehen. In der Literatur wird die Verwendung eines Butterworthfilters 4. Ordnung ohne Versatz (*zero-lag*) für die Filterung von dreidimensionalen Bewegungsanalysedaten, wie Laufanalysen, beschrieben (*Fellin et al., 2010; Osis et al., 2014; Smith et al., 2015*). Es finden sich aber auch Beispiele, wo die Daten für die Analyse ungefiltert verwendet wurden (*Alton et al., 1998; Rooney and Derrick, 2013*), wobei für Berechnungen die kinematischen Daten in weiterer Folge gefiltert wurden (*Rooney and Derrick, 2013*). Wie in Abbildung 16 ersichtlich, wurden mehrere Filteroptionen getestet und der in der Literatur beschriebene *zero-lag* Butterworthfilter 4. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 12 Hz als beste Lösung für die Filterung der vorliegenden Daten ermittelt, da die Charakteristika der Kurve bei diesem Filter am besten erhalten bleiben.

BESTIMMUNG DES LAUFSTILS

Der Laufstil konnte bei allen Datensätzen bestimmt werden. Wie im Ergebnisteil ersichtlich, spielt die Wahl der Grenzwerte für den Aufsatzwinkel eine wesentliche Rolle bei der Identifikation des Aufsetzmusters. Eine Änderung der Grenzen um wenige Grad in beide Richtungen (negativ oder positiv) führt zu einer starken Beeinflussung des Ergebnisses und kann dadurch zu einer Verfälschung der Bestimmung des Laufstils führen. Auffällig ist, dass bei den in Variante 1 (Vorfußaufsatz $\alpha > +5^\circ$, Mittelfußaufsatz $+5^\circ > \alpha > -5^\circ$, Fersenaufsatz $\alpha < 5^\circ$) gewählten Grenzwerten deutliche Unterschiede zu den Vergleichsdaten aus Zebris zu finden waren. Wurden die Grenzen um 6° Richtung negativ verschoben (Variante 3 Vorfußaufsatz $\alpha > -1^\circ$, Mittelfußaufsatz $-1^\circ > \alpha > -16^\circ$, Fersenaufsatz $\alpha < -16^\circ$, Abbildung 62 und Tabelle 10), so konnte die Genauigkeit der Bestimmung auf 86,67% erhöht werden. Es stellt sich nun die Frage, warum die Grenzwerte als Ganzes ins Negative gerutscht sind. Eine mögliche Erklärung dafür wäre, dass die Marker nicht wie angenommen auf gleicher Höhe gesetzt wurden, sondern dass der Marker an der Ferse im Vergleich zum Vorfußmarker tendenziell zu hoch appliziert wurde. Um diese mögliche Ungenauigkeit zu korrigieren, bieten sich zwei Möglichkeiten an: Erstens kann die Applikation der Marker optimiert werden, was sich aber als schwierig herausstellen dürfte, da hierfür ein eigenes aufwendiges Verfahren entwickelt werden müsste. Eine zweite Möglichkeit besteht darin, eine Null-Messung vor der Aufnahme des Laufens durchzuführen. Im Stehen wird eine kurze Sequenz aufgezeichnet, in der der Offset zwischen optimaler und tatsächlicher Markerplatzierung ermittelt wird, der in der Folge bei der Ermittlung des Laufstils miteinbezogen werden kann (Abbildung 69).

Durch die bei der Auswertung der Daten gewonnenen Erkenntnisse würde sich eine Grenzsetzung zwischen den Laufstilen unter Berücksichtigung einer Null-Messung für den Vorfußaufsatz $\alpha > +7,5^\circ$, für den Mittelfußaufsatz $+7,5^\circ > \alpha > -7,5^\circ$ und für den Fersenaufsatz $\alpha < -7,5^\circ$ empfehlen.

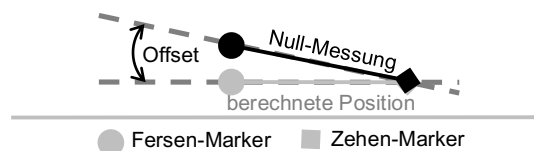


Abbildung 69: Mögliche Ermittlung des Offsets zwischen optimaler und tatsächlicher Markerplatzierung unter Einbeziehung einer Null-Messung bei

Für die bereits durchgeführten Messungen besteht diese Möglichkeit nicht mehr, da eine Null-Messung mit identer Markerapplikation durchgeführt werden muss. Für eine weiterführende Studie dieses

Projekts wäre diese Optimierung anzudenken. Für die vorliegenden Messungen besteht keine andere Möglichkeit, als die ins Negative verschobenen Grenzen zu tolerieren.

Bei vier Messungen konnte keine Übereinstimmung des Laufstils mit der Vorlage getroffen werden. Eine dieser Messungen wurde bereits in der Vorlage als Mischform zwischen Mittelfuß und Ferse deklariert, was mit dem neuen Algorithmus nicht möglich ist, da hier keine Mischformen detektiert werden können. Die Messung wurde nach dem Algorithmus in Folge eindeutig als Fersenkontakt identifiziert.

Bei den anderen drei Messungen, die nicht eindeutig mit der Vorlage übereinstimmen, zeigt sich immer das gleiche Bild. In diesen Fällen wurde immer ein Mittelfußkontakt in der Vorlage eindeutig als Vorfußaufsatz bestimmt. Da die Testpersonen gebeten wurden, die drei Laufstile nach Vorgabe umzusetzen und nicht sofort nach der Aufnahme kontrolliert wurde, ob die Umsetzung korrekt war, kann es durchaus sein, dass diese drei Testpersonen nicht die Vorgabe eines Mittelfußaufsatzes erfüllen konnten. Betrachtet man die Trajektorien dieser Messungen, erhärtet sich dieser Verdacht. Eine Verbesserung wäre hier, die Messungen sofort nach der Aufnahme zu kontrollieren, um gewährleisten zu können, dass der vorgegebene Laufstil von jeder Testperson umgesetzt wurde.

Analysiert man die 3D-Daten mit Vorfußaufsatz in Mokka-c3d-Analyzer, so zeigt sich, dass das zum Zeitpunkt des IC auftretende lokale Maximum durch ein leichtes Schleifen am Boden beim ersten Bodenkontakt des Fußes auftritt. Nach dem ersten Bodenkontakt wird der Vorfuß wieder leicht angehoben, wodurch sich ein Maximum ergibt, bevor der Fuß komplett am Boden aufsetzt. Diese Charakteristik kann auch bei einem Mittelfußaufsatz gefunden werden, ist hier aber weniger stark ausgeprägt und nicht zwingend notwendig, da ein Mittelfußaufsatz auch Charakteristika eines Fersenaufsatzes aufweisen kann.

Wie beschrieben, erfolgt die Bestimmung des Laufstils einer Messung über den Mittelwert der lokalen Minima des Winkelverlaufes. Es kann beobachtet werden, dass während einer Messung vereinzelte Schritte einem anderen Laufstil entsprechen, z. B. in einem Datensatz, der als Fersenaufsatz deklariert wurde, können sich zwei Aufsätze finden, wo der Mittelfuß als erstes Kontakt hatte. Dies führt im vorliegenden Algorithmus dazu, dass der gebildete Mittelwert der lokalen Minima beeinflusst wird und es somit zu einer ungenauen Bestimmung des Laufstils kommen kann. Möchte man bestimmen, wie sich das Aufsatzverhalten einer Testperson während einer Messung verhält, so ist es notwendig, eine Schritt-zu-Schritt Beurteilung des Laufstils vorzunehmen.

Welcher Laufstil zu bevorzugen ist und wie dieser in Zusammenhang mit einem möglichen Verletzungsrisiko steht, kann mit dieser Untersuchung nicht beurteilt werden und wird noch Gegenstand vieler Untersuchungen sein. Lieberman et al. stellt in seiner Studie zum Barfuß-Laufen eine interessante These auf: Der natürliche Bewegungsablauf beim Menschen sieht keinen Fersenkontakt beim Laufen vor, sondern eher einen Mittel- bis Vorfußaufsatz (*Lieberman et al., 2010*). Weitere Studien unterstützen diese These (*De Wit et al., 2000; Hasegawa et al., 2007; Shih et al., 2013*). Warum bei Langstreckenläufern dennoch der Fersenaufsatz vorherrscht, kann möglicherweise durch das moderne Laufschuhdesign erklärt werden. Hier kommen Materialien mit viskoelastischen Eigenschaften und somit dämpfenden Aufbau zum Einsatz, was eine Reduktion des Verletzungsrisikos bei Fersenkontakt mit sich bringt, da Stoßbelastungen vermindert werden können (*Lieberman et al., 2010; Neumann, 2005*). Anschließende Studien könnten den hier neu entwickelten Algorithmus nutzen um diese Hypothesen von Lieberman und Kollegen zu überprüfen. Insbesondere die Wahl des Laufstils der Testpersonen beim Barfußlaufen und Laufen mit unterschiedlichen Schuhmodellen wäre ein interessanter Forschungsansatz.

BESTIMMUNG DER EVENTS

Durch die Verwendung von ausschließlich vier Markern und durch den Verzicht auf weitere Messsysteme ist die Ermittlung von TO und IC nur über die Trajektorie und daraus berechneter Verläufe, wie Sohlenwinkel oder Geschwindigkeit, möglich. Die Bestimmung der Events wird in der Literatur durch weitere Marker, wie z. B. Knie, Hüfte und Sacrum (*Alton et al., 1998; Fellin et al., 2010; Leitch et al.,*

2011; Milner and Paquette, 2015; Osis et al., 2014), unter Zuhilfenahme von instrumentierten Laufbändern (Osis et al., 2014) oder Kraftmessplatten (Hreljac and Marshall, 2000; Mercer and Horsch, 2015; Rooney and Derrick, 2013; Smith et al., 2015) beschrieben.

Der TO und der IC konnten bei allen 30 Datensätzen, die für diese Auswertung aufgenommen wurden, bestimmt werden und den entsprechenden Daten aus Zebris gegenübergestellt werden.

BESTIMMUNG VON TO

Der Algorithmus, der für die Bestimmung des TO verwendet wurde, wurde ursprünglich für die Analyse von Gangdaten entwickelt (Alton et al., 1998). Zwei Studien bedienen sich dem Algorithmus von Alton et al. zur Bestimmung des TO beim Laufen und erzielen damit reproduzierbare Ergebnisse (Fellin et al., 2010; Smith et al., 2015). Vergleicht man die Studien, so fällt auf, dass die Platzierung der Marker unterschiedlich ausfällt. Sie werden entweder am ersten und fünften (Fellin et al., 2010), am zweiten und fünften (Smith et al., 2015) oder nur am fünften (Alton et al., 1998) Metatarsalköpfchen appliziert. In der hier veröffentlichte Studie wurde der Marker zwischen den Metatarsalköpfchen II und III gesetzt. Eine nachhaltige Beeinflussung der Ergebnisse durch die unterschiedliche Markerplatzierung konnte nicht festgestellt werden. Auch die Aufnahmefrequenzen variieren zwischen 50 Hz und 240 Hz (Alton et al., 1998; Fellin et al., 2010; Smith et al., 2015). Um den ursprünglichen Algorithmus den in dieser Studie verwendeten Bedingungen anzupassen, wurde der TO jeweils mit einer Differenz zwischen zwei aufeinanderfolgenden Datenpunkten von 1 mm, 2 mm, 3 mm und 4 mm berechnet und die einzelnen Ergebnisse mit den vorliegenden Zeitpunkten aus Zebris zu verglichen. Die größte Genauigkeit tritt bei einer Differenz von 3 mm auf (Abbildung 63). Dies spiegelt sich auch bei den Betrachtungsintervallen von ± 1 bis ± 4 Frames wieder, wo die Übereinstimmung zwischen der Berechnung und Zebris im Vergleich zu den anderen Differenzen, am größten ist. Bei 3 mm Differenz finden sich die Zeitpunkte maximal 6 Frames (40 ms) früher und 4 Frames (26 ms) später. Auch hier weisen die Ergebnisse der anderen Differenzen größere Abweichungen auf. Diese geringe Abweichung bei 3 mm spiegelt sich in einem geringen RMS wieder. (Abbildung 66). Unter den in dieser Studie vorgefundenen Bedingungen empfiehlt sich eine Anpassung der Bestimmung des TO mit einer Differenz von 3 mm zwischen zwei aufeinanderfolgenden Datenpunkten.

Bei allen Methoden (Differenz von 1 mm, 2 mm, 3 mm und 4 mm) ist zu bemerken, dass der TO anhand der kinematischen Daten im Vergleich zur kinetischen Bestimmung unterbestimmt ist. Das kann daran liegen, dass der Marker am Vorfuß und nicht an den Zehen appliziert ist. Bei der Abrollbewegung hebt die Zehe als letztes vom Boden ab und somit können kinetische Systeme noch ein Signal aufzeichnen, wohingegen der Marker am Vorfuß bereits in Bewegung ist. Eine Applikation des Markers an der Zehe ist nicht empfehlenswert, da die Bewegungsartefakte in diesem Bereich sehr groß sind, was sich negativ auf die Markertrajektorie auswirkt. Dies ist eine mögliche Erklärung, warum der TO bei der kinematischen Bestimmung unterbestimmt ist.

Bei 1 mm Differenz liegen alle Zeitpunkte früher oder gleich. Durch die hohe Streuung von -20 bis 0 Frames ergibt sich im Vergleich zu den anderen Differenzen sowohl eine deutlich höhere mittlere Abweichung, sowie ein mehr als doppelt so hoher RMS.

Laut einer Studie von Smith et al., bei der verschiedene kinematische Methoden zur Bestimmung des TO verglichen werden, erzielt der Algorithmus von Alton den geringsten True Error (TE) und RMS (Smith et al., 2015). Der in dieser Studie gefundene TE (2,19 Frames, 14,6 ms) und RMS (2,55 Frames, 17 ms) bei einer Differenz von 3 mm ist größer als bei Smith et al. (6 ms, Bestimmung nach Alton et al.) liegen aber im Vergleich zu anderen Algorithmen in etwa gleich (Smith et al., 2015).

Bei einer Differenz von 4 mm können einzelne bis mehrere Zeitpunkte von gewissen Messungen nicht bestimmt werden, da in diesen Fällen die Differenz zwischen zwei aufeinander folgenden Datenpunkten nie größer als 4 mm ist. Bei 3 mm tritt dieser Fall bei genau einem Zeitpunkt auf, bei 1 mm und 2 mm konnten alle Zeitpunkte ohne Einschränkung bestimmt werden. Damit kann erklärt werden, warum die Anzahl der übereinstimmenden Zeitpunkte bei den verschiedenen Differenzen unterschiedlich ist.

Vergleicht man diese Ergebnisse mit ähnlichen Studien, kann bei dieser Bestimmungsmethode von einer hohen Genauigkeit ausgegangen werden und diese somit als zuverlässige Methode bewertet werden (*Smith et al., 2015*). Zieht man in Betracht, dass nur die Trajektorie des Zehen-Markers zur Bestimmung des TO herangezogen worden ist, kann durchaus von einer einfachen Alternative zur Bestimmung des TO ausgegangen werden.

BESTIMMUNG VON IC

Für die Bestimmung des IC nach Laufstil und mit nur vier Markern, ist in der Literatur nur für den Fersenaufsatz eine adäquate Lösung zu finden. Dabei wird der Zeitpunkt des lokalen Minimums in der z-Richtung des Fersenmarkers herangezogen, der sich in diesem Fall für die Bestimmung des Fersenkontakts eignet (*Fellin et al., 2010*). Alle anderen Literaturreferenzen verwenden für die Bestimmung des IC weitere Marker oder nehmen Kraftmessplatten und Druckmessplatten zur Hilfe (*Alton et al., 1998; Fellin et al., 2010; Hreljac and Marshall, 2000; Leitch et al., 2011; Mercer J.A., 2015; Milner and Paquette, 2015; Osis et al., 2014; Rooney and Derrick, 2013; Smith et al., 2015*). Bekanntlich können für den IC nur kinematische Daten zur Berechnung herangezogen werden. Daher wurde nach Zusammenhängen zwischen IC und markanten Punkten in den Trajektorien, Winkelverläufen oder Beschleunigungen gesucht (Abbildung 64). Beim Vorfußkontakt kommt das „kleine“ lokale Maximum als Referenz in Frage und beim Mittelfußaufsatz eine Korrelation mit einem lokalen Minimum in der Beschleunigung des Zehenmarkers. Die Methode, die beim Mittelfußaufsatz zum Einsatz kommt, kann auch bei einer Bestimmung des IC unabhängig vom Laufstil angewendet werden.

Beim Vorfußaufsatz ist die Bestimmung über den Winkelverlauf gegenüber jener des vz zu bevorzugen, da hier eine Übereinstimmung von 89% bei einem Betrachtungsintervall von ± 2 Frames erzielt wurde. Dieses Ergebnis lässt sich mit jenem einer Studie vergleichen, die den IC unabhängig von Laufstil über die Gelenksverläufe ermittelt hat (*Osis et al., 2014*). Auch beim RMS korrelieren die Ergebnisse im Vergleich mit der Literatur gut. So findet man in anderer Studien einen RMS von bis zu 164 ms (*Fellin et al., 2010; Leitch et al., 2011; Smith et al., 2015*), hier beträgt der RMS beim IC maximal 2,09 Frames (13,9 ms).

Für den Mittelfußkontakt wurde ein reproduzierbares Merkmal im Geschwindigkeitsverlauf des Zehenmarkers gefunden. Der IC ergibt sich hier über das zweite lokale Minimum innerhalb von 50 Frames. Hier zeigen sich im Vergleich zum Vorfußaufsatz und Fersenaufsatz die größten Abweichungen. Im Vergleich zu den Ergebnissen voriger Studien kann keine eindeutige Schlussfolgerung gezogen werden. Zwar liegt die Übereinstimmung des IC beim Mittelfußaufsatz bei einem Betrachtungsintervall von ± 2 Frames bei nur 72%, was im Vergleich zur Literatur mit 89% einen geringen Wert darstellt (*Osis et al., 2014*). Andererseits zeigt die Betrachtung des RMS im Vergleich zur Literatur mit 1,64 Frames (10,9 ms) zu 34,8 ms eine geringe Abweichung (*Smith et al., 2015*). In Übereinstimmung mit *Smith et al.* findet sich auch in dieser Arbeit eine deutliche Unterbestimmung des IC, da nur 2% der IC später detektiert werden. Die maximale Abweichung beträgt -3 Frames (20 ms) und +1 Frame (6,67 ms). Diese geringe Streuung der Daten erklärt auch den niedrigen RMS.

Mit dem Wissen, dass bei einem Mittelfußläufer der IC unterbestimmt ist, und im Vergleich zur Literatur, bei der Algorithmen größere Fehler in der Bestimmung des IC aufweisen, kann hier von einer robusten Routine ausgegangen werden.

Bei der Ermittlung des IC beim Fersenkontakt zeigen die Bestimmung über die Trajektorie und vz sehr ähnliche Ergebnisse. 92% bzw. 91% der IC liegen innerhalb von ± 2 Frames. Dies ist mit den Ergebnissen von *Osis et al.* zu vergleichen, wo 94% innerhalb dieses Betrachtungsfensters liegen (*Osis et al., 2014*). Beim RMS unterscheiden sich die beiden Bestimmungsmethoden kaum, jedoch ist die SD des MW vom TE bei vz deutlich größer als bei der Bestimmung über die Trajektorie. Bei der Bestimmung über die Trajektorie ist eine Konzentration der Ergebnisse auf + 1 und + 2 Frames, wo 80% der IC auftreten, zu beobachten. Ein möglicher Grund für diese deutliche Überbestimmung des IC über die Trajektorie ist, dass beim Aufsetzen der Ferse die Weichteile (Bindegewebe und Haut) am Fuß

komprimiert werden, wodurch der Fuß bereits Kontakt mit dem Boden hat, was in den kinetischen Daten bereits registriert wird, der Marker zu diesem Zeitpunkt sein Minimum jedoch noch nicht erreicht hat. Der RMS liegt beim Fersenaufsatz bei 1,64 Frames (10,9 ms) und fällt dazu im Vergleich mit der Literatur (bis zu 100 ms) relativ gering aus (*Leitch et al., 2011; Osis et al., 2014; Smith et al., 2015*). Da die Methode mit der Bestimmung über das lokale Minimum bereits etabliert ist, bietet sich die Empfehlung dieser Methode an.

Soll der IC unabhängig vom Laufstil über kinematische Daten von vier Markern bestimmt werden, kann auf vz zurückgegriffen werden. Allerdings weist diese Methode eine geringere Genauigkeit auf, als die Bestimmung des IC kategorisiert nach Laufstil. Diese Erkenntnis deckt sich mit den Ergebnissen einer Studie von Smith et al. (*Smith et al., 2015*). Des Weiteren wird bei der kinematischen Bestimmung des IC die Unterscheidung nach Laufstilen empfohlen (*Leitch et al., 2011*).

Die absolute Abweichung ist beim IC geringer als beim TO und spiegelt sich sowohl bei den maximal gefundenen Abweichungen, als auch beim RMS wieder, der bei allen Methoden, mit denen der IC berechnet werden kann unter den Ergebnissen des TO liegt.

ANMERKUNGEN ZUR STUDIE (LAUFANALYSE)

In vielen Publikationen wird auf eine größere Datenmenge von Markern aber auch auf weitere Messsysteme, wie Kraftmessplatten und Druckmesssysteme, bei der Bestimmung der Events zurückgegriffen. Besonders die Verwendung kinetischer Daten, die auch als „golden standard“ in der Ermittlung der Laufevents beschrieben wird, sollte zu einer erhöhten Genauigkeit führen (*Leitch et al., 2011; Osis et al., 2014; Smith et al., 2015*). Die unterschiedliche Datenmenge, die der Bestimmung der Events und des Laufstils zugrunde liegen muss bei der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden.

Vergleichbare Algorithmen, die die Bestimmung der Events ausschließlich über die kinematischen Daten durchführen, sind aus den oben beschriebenen Gründen selten und verwenden größere Datenmengen für die Berechnung der Events. In Anbetracht dessen, kann hier von einer durchaus erfolgreichen Studie gesprochen werden, da die Abweichungen der Ergebnisse dieser Studie oftmals unter jenen in der Literatur liegen (*Smith et al., 2015*).

Werden der Laufstil und die Events beim Laufen über Kraftmessplatten bestimmt, so muss der Läufer seinen Fuß genau auf diese Platte setzen, was zu einer Verfälschung in der Laufbewegung führen kann, da sich der Läufer darauf konzentriert, die Platte zu treffen. Wird die Platte nicht korrekt getroffen, so muss die Messung verworfen werden. Damit wird unweigerlich die Anzahl der aufgenommenen Messungen gestiert. Bei der kinematischen Bestimmung fällt dieser Aspekt weg, eine Messung reicht im Normalfall aus und die Laufbewegung wird nicht beeinflusst, da das Anvisieren der Kraftmessplatte wegfällt.

Dem Vergleich von verschiedenen Methoden liegt auch die Qualität der zu vergleichenden Daten zu Grunde. Die Daten, auf denen die Referenzwerte beruhen, werden mit dem Videoanalysesystem Vicon mit 150 Hz aufgenommen, die Daten aus Zebris mit 100 Hz. Dies widerspricht dem Grundsatz der Bewegungsanalyse, dass die Aufnahmefrequenzen verschiedener Messsysteme jeweils einem ganzen Vielfachen entsprechen sollten, um die Synchronisation der Daten zu vereinfachen. Wird dieser Grundsatz nicht beachtet, kann es zu Ungenauigkeiten in der Zuordnung der Daten kommen. Konkret für diesen Fall heißt das, dass die Events etwa einen Frame früher oder später stattfinden können. Somit kann sich der TE zwischen den Zebris-Daten und den berechneten Events vergrößern oder verkleinern. Bei weiteren Aufnahmen, bei denen ein Vergleich der beiden Methoden angestrebt wird, sollte die Aufnahmefrequenz angepasst werden, um Ungenauigkeiten in der Datenakquise auszuschließen. Dafür könnte die Frequenz des Videoanalysesystems auf 200 Hz erhöht werden, oder die Frequenz von Zebris auf 75 Hz reduziert werden, bei jeweils gleichbleibender Frequenz des anderen Systems.

6 SCHLUSSFOLGERUNG

Ziel dieser Arbeit war die Validierung der von Lawall neu entwickelten 4-Marker-Analyse Methode (Lawall, 2014). Die in dieser Applikation erfolgte Berechnung der Zeit-Weg-Parameter mit den Daten aus nur zwei Markern pro Fuß, ohne Zuhilfenahme weiterer Messsysteme, wurde in der hier vorliegenden Arbeit sowohl Werten der etablierten Vollanalyse, als auch Vergleichswerten aus der wissenschaftlichen Literatur gegenübergestellt.

Es war und ist nicht das Ziel der 4-Marker-Analyse, die Vollanalyse gänzlich zu ersetzen. Dies wäre auch nicht möglich, da die 4-Marker-Analyse weit weniger Parameter im Gangbild erfassen kann als die Vollanalyse. Jedoch hat die 4-Marker-Analyse den großen Vorteil, dass sie wesentlich schneller durchgeführt werden kann. Somit können Fortschritte in der Therapie oder im Krankheitsverlauf von Patienten schnell und einfach dokumentiert werden und die Messungen nehmen im klinischen Alltag weniger Zeit in Anspruch (Whittle, 1996).

Der Vergleich zwischen Vollanalyse und 4-Marker-Analyse hat gezeigt, dass für die wichtigsten Gangparameter, wie Ganggeschwindigkeit, Kadenz, Doppelschrittlänge und Schrittlänge eine gute Korrelation zwischen den beiden Methoden erreicht werden konnte. Dies gilt nicht nur für gesunde Testpersonen, sondern auch in ihrer Gehfähigkeit stark eingeschränkte Personen. Weitere Gangparameter sollten in weiteren Untersuchungen eingehend untersucht werden, da hier zum Teil nur eine Korrelation zur Vollanalyse festgestellt wurde. Gegebenenfalls müsste hier dann die Berechnung angepasst werden.

Ergänzend ist zu erwähnen, dass im *orthopädischen Spital Speising* bereits ein optoelektronisches Videoanalysesystem für die Vollanalyse vorhanden war und dieses System auch für die 4-Marker-Analyse verwendet wurde. Ist ein solches System nicht vorhanden, gibt es andere Methoden, wie zum Beispiel GAITRite® oder Zebris, die in Bezug auf Geschwindigkeit, Mobilität und geringer Anschaffungskosten dem optoelektronischen System vorzuziehen sind (Item-Glatthorn et al., 2016; Webster et al., 2005).

Der Einfluss von Schuhen auf die Zeit-Weg-Parameter wurde ebenfalls mittels 4-Marker-Analyse untersucht. Einerseits wurde so eine größere Anzahl an Datensätzen mit der 4-Marker-Analyse analysiert, andererseits wurde die Robustheit der Methode durch die Verwendung verschiedener Schuhmodelle getestet. Zusätzlich wurde untersucht inwiefern verschiedene Schuhmodelle einen Einfluss auf die Ergebnisse der Zeit-Weg-Parameter und somit das Gehverhalten der Testpersonen haben. Wie auch schon in der Literatur konnte bei der Ganggeschwindigkeit, der Doppelschrittlänge, der Schrittlänge, der Standphase und dem Aufsatzwinkel ein signifikanter Unterschied zwischen barfuß und gehen mit verschiedenen Schuhmodellen festgestellt werden. Die Berechnung der Zeit-Weg-Parameter war in nahezu allen Fällen möglich.

Um die Vergleichbarkeit der 4-Marker-Analyse mit der Vollanalyse zu verbessern, könnte für zukünftige Studien an eine Reverse-Analyse gedacht werden, bei der zuerst die Daten mit der 4-Marker-Analyse ausgewertet werden und eine Diagnose über das Gangbild erstellt wird. Dieses müsste dann mit einer Vollanalyse überprüft werden. Zusätzlich wäre es mit Sicherheit von Vorteil, eine Studie über einen längeren Zeitraum zu gestalten, wo Testpersonen in regelmäßigen Abständen einer 4-Marker-Analyse unterzogen werden und die Daten auf ihre Genauigkeit, Konstanz und Aussagekraft untersucht werden. Zwar wurden in dieser Studie weit über 50 Datensätze von verschiedenen Personen ausgewertet und analysiert, jedoch wurde die Reproduzierbarkeit der Daten nicht betrachtet. Im Besonderen ist hier die, für die 4-Marker-Analyse, zentrale Rolle der Applikation der Marker am Fuß zu nennen und ob diese einwandfrei wiederholt werden kann.

Abschließend soll nochmals der große Vorteil dieser Methode hervorgehoben werden. Er liegt in der schnellen und einfachen Durchführung, Auswertung und Beurteilung eines Gangbildes. Aufgrund der deutlich geringeren Anzahl von nur vier Markern können zwar weniger detaillierte Ergebnisse zur Beurteilung des Gangbildes wie bei der Vollanalyse erwartet werden, allerdings stellt sich hier im Gegenzug die Frage, ob es immer einer umfangreichen Ganganalyse bedarf. In gewissen Fällen ist es sicher auch ausreichend, für eine erste Beurteilung des Gangbildes eine 4-Marker-Analyse durchzuführen.

Im zweiten Teil der Arbeit wurde eine neue Routine zur Bestimmung von Laufstil und Events aus Laufdaten entwickelt, die wie die Ganganalyse mit den Daten von vier Markern arbeitet.

Bisher wird die Ermittlung des Laufstils in der Literatur durch eine visuelle oder kinetische Bestimmung beschrieben (*Cavanagh and Lafortune, 1980; de Almeida et al., 2015; Hasegawa et al., 2007; Milner and Paquette, 2015*). Bei der Bestimmung der Events kommen häufig weitere Messsysteme zur kinetischen Bestimmung zum Einsatz oder es werden zur kinematischen Bestimmung eine größere Anzahl an Markern verwendet (*Alton et al., 1998; Fellin et al., 2010; Leitch et al., 2011; Milner and Paquette, 2015; Osis et al., 2014*).

Die in dieser Arbeit entwickelte Routine verwendet zur Bestimmung des Laufstils den Winkelverlauf, der charakteristisch für jeden Laufstil ist. Bei der Bestimmung des TO aus der Trajektorie wird nicht nach Laufstilen unterschieden, da dieser Vorgang bei allen Laufstilen gleich abläuft. Beim Aufsetzen des Fußes am Boden spielt der Laufstil eine wesentliche Rolle und somit wird, der IC je nach Laufstil unterschiedlich bestimmt. Dazu werden entweder Winkelverlauf (Vorfußaufsatz), Geschwindigkeit (Mittelfußaufsatz) oder Trajektorie (Fersenaufsatz) verwendet.

Im Wesentlichen ist es gelungen, einen Algorithmus zur Bestimmung von Laufstil und Events beim Laufen zu entwickeln, der mit etablierten Methoden vergleichbare Ergebnisse liefert, obwohl in der Literatur Algorithmen zur Bestimmung der Events aus kinematischen Daten zum Teil große Abweichungen zu jenen aus kinetischen Daten aufweisen (*Leitch et al., 2011; Osis et al., 2014; Smith et al., 2015*).

Erweiterungen im Algorithmus und ergänzende Forschungsmöglichkeiten, die sich auf Grundlage dieser Arbeit ergeben, sind die Einführung einer Null-Messung, um die Grenzsetzung zwischen den verschiedenen Laufstilen anzupassen. Da der Laufstil nur durch die kinematischen Daten erhoben werden kann, könnte auch eine Studie durchgeführt werden, bei der vorrangig der individuelle Laufstil von Testpersonen ermittelt wird. Da beim Laufen im Normalfall Schuhe getragen werden, die die Ergebnisse beeinflussen können, und die hier verwendeten Messungen barfuß durchgeführt wurden, wäre es interessant, den Einfluss verschiedener Schuhmodelle auf den Laufstil zu untersuchen. Eine weitere Möglichkeit zur Weiterentwicklung des neuen Algorithmus wäre die Implementierung der Berechnung von Zeit-Weg-Parametern beim Laufen, die aus den Zeitpunkten der Events berechnet werden könnten.

Ein umfangreiches und detailliertes Bild einer Bewegungsanalyse beim Laufen wird aufgrund der geringen Anzahl an Markerdaten nicht möglich sein. Oft ist es aber nicht notwendig oder gewünscht, aufwendige Analysen durchzuführen, wozu sich diese schnelle und einfache Methode eignen könnte, zum Beispiel für Erstdiagnosen oder Verlaufskontrollen. Die 4-Marker-Analyse bietet einen klaren Vorteil in den Punkten Aufwand und Durchführung im Vergleich zu umfangreichen Bewegungsanalysen. Abschließend kann zusammengefasst werden, dass es möglich ist, die Events, den Laufstil und die Gangparameter sowohl beim Gehen als auch beim Laufen aus kinematischen Daten aus vier Markern zu ermitteln. Damit ergeben sich für die Analyse von Daten vom Laufen und Gehen neue Möglichkeiten. In wie weit die beiden Routinen in den klinischen Alltag integriert werden können, wird die Zukunft zeigen.

LITERATURVERZEICHNIS

- Al Mashagba E.F., Al Mashagba F.F., and Nassar M.O. (2014). *Simple and Efficient Marker-Based Approach in Human Gait Analysis Using Gaussian Mixture Model*. Australian Journal of Basic and Applied Sciences 8, 137-147.
- Alton F., Baldey L., Caplan S., et al. (1998). *A kinematic comparison of overground and treadmill walking*. Clin Biomech (Bristol, Avon) 13, 434-440.
- Anderson L., Barton C., and Bonanno D. (2017). *The effect of foot strike pattern during running on biomechanics, injury and performance: A systematic review and meta-analysis*. The Journal of Science and Medicine in Sport Volume 20, 54.
- Ardestani M.M., Ferrigno C., Moazen M., et al. (2016). *From normal to fast walking: Impact of cadence and stride length on lower extremity joint moments*. Gait Posture 46, 118-125.
- Bachmann C., Gerber H., and Stacoff A. (2008). *Messsysteme, Messmethoden und Beispiele zur instrumentierten Ganganalyse*. Schweizerische Zeitschrift für «Sportmedizin und Sporttraumatologie.
- Baker R. (2007). *The history of gait analysis before the advent of modern computers*. Gait Posture 26, 331-342.
- Balasubramanian C.K., Bowden M.G., Neptune R.R., et al. (2007). *Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis*. Arch Phys Med Rehabil 88, 43-49.
- Bauersfeld K.H., and Schröter G. (1985). *Grundlagen der Leichtathletik* (Sportverlag).
- Bencsik L. Z.A. (2016). *Effect of human running cadence and experimental validation of the bouncing ball model Medical Systems and Signal Processing*. (Library of the Hungarian Academy of Sciences).
- BMJ_Publishing_Group_Limited (2013). *Assesment of gaid disorders in children*.
- Campbell N.A., Reece J.B., and Kratochwil A. (2011). *Biologie*, 8., aktualisierte Aufl. edn (München: Pearson Studium).
- Cavanagh P.R., and Lafortune M.A. (1980). *Ground reaction forces in distance running*. J Biomech 13, 397-406.
- Chen G., Patten C., Kothari D.H., et al. (2005). *Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds*. Gait Posture 22, 51-56.
- Cho S.H., Park J.M., and Kwon O.Y. (2004). *Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults*. Clin Biomech (Bristol, Avon) 19, 145-152.
- Cronin N.J. (2014). *The effects of high heeled shoes on female gait: a review*. J Electromyogr Kinesiol 24, 258-263.
- Cronin N.J., and Finni T. (2013). *Treadmill versus overground and barefoot versus shod comparisons of triceps surae fascicle behaviour in human walking and running*. Gait Posture 38, 528-533.
- de Almeida M.O., Saragiotto B.T., Yamato T.P., et al. (2015). *Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners?* Phys Ther Sport 16, 29-33.
- De Wit B., De Clercq D., and Aerts P. (2000). *Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running*. J Biomech 33, 269-278.
- Do T.N., and Suh Y.S. (2012). *Gait analysis using floor markers and inertial sensors*. Sensors (Basel) 12, 1594-1611.
- Dobner H.-J., and Perry G. (2001). *Biomechanik für Physiotherapeuten* (Stuttgart: Hippokrates).

- Donath L., Faude O., Lichtenstein E., et al. (2016). *Mobile inertial sensor based gait analysis: Validity and reliability of spatiotemporal gait characteristics in healthy seniors*. *Gait Posture* 49, 371-374.
- Dusing S.C., and Thorpe D.E. (2007). *A normative sample of temporal and spatial gait parameters in children using the GAITRite electronic walkway*. *Gait Posture* 25, 135-139.
- Erich-Söllner E. (2006). *Kleine Mathematische Formelsammlung* (Planegg/München Rudolf Haufe Verlag GmbH & Co. KG).
- Erik S.T. (2005). *Anatomical evidence for the antiquity of human footwear use*. *J Archeolsci* 32, 1515-1526.
- Esenyel M., Walsh K., Walden J.G., et al. (2003). *Kinetics of high-heeled gait*. *J Am Podiatr Med Assoc* 93, 27-32.
- Fellin R.E., Rose W.C., Royer T.D., et al. (2010). *Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running*. *J Sci Med Sport* 13, 646-650.
- Franklin S., Grey M.J., Heneghan N., et al. (2015). *Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking*. *Gait Posture* 42, 230-239.
- Frey C., Thompson F., Smith J., et al. (1993). *American Orthopaedic Foot and Ankle Society women's shoe survey*. *Foot Ankle* 14, 78-81.
- Ganley K.J., and Powers C.M. (2005). *Gait kinematics and kinetics of 7-year-old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data*. *Gait Posture* 21, 141-145.
- Gefen A., Megido-Ravid M., Itzhak Y., et al. (2002). *Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait*. *Gait Posture* 15, 56-63.
- Ghoussayni S., Stevens C., Durham S., et al. (2004). *Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals*. *Gait Posture* 20, 266-272.
- Giandolini M., Horvais N., Rossi J., et al. (2016). *Foot strike pattern differently affects the axial and transverse components of shock acceleration and attenuation in downhill trail running*. *J Biomech* 49, 1765-1771.
- Gomez Bernal A., Becerro-de-Bengoa-Vallejo R., and Losa-Iglesias M.E. (2016). *Reliability of the OptoGait portable photoelectric cell system for the quantification of spatial-temporal parameters of gait in young adults*. *Gait & Posture*.
- Götz-Neumann K. (2011). *Gehen verstehen Ganganalyse in der Physiotherapie*, 3., unveränd. Aufl. edn (Stuttgart: G. Thieme).
- Granat M., Clarke C., Holdsworth R., et al. (2015). *Quantifying the cadence of free-living walking using event-based analysis*. *Gait Posture* 42, 85-90.
- Hannon P.R., Rasmussen S.A., and Derosa C.P. (1985). *Electromyographic Patterns During Level and Inclined Treadmill Running and Their Relationship to Step Cycle Measures*. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 56.
- Hasegawa H., Yamauchi T., and Kraemer W.J. (2007). *Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon*. *J Strength Cond Res* 21, 888-893.
- Hennerici M., and Bätzner H. (2001). *Gangstörungen Grundlagen und computergestützte Ganganalyse* (Berlin: Springer).
- Hoyer E., Opheim A., Strand L.I., et al. (2014). *Temporal and spatial gait parameters in patients dependent on walking assistance after stroke: reliability and agreement between simple and advanced methods of assessment*. *Gait Posture* 40, 101-106.

- Hreljac A., and Marshall R.N. (2000). *Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data*. J Biomech 33, 783-786.
- Hudson D. (2016). *The rotational profile: A study of lower limb axial torsion, hip rotation, and the foot progression angle in healthy adults*. Gait Posture 49, 426-430.
- Item-Glatthorn J.F., Casartelli N.C., and Maffiuletti N.A. (2016). *Reproducibility of gait parameters at different surface inclinations and speeds using an instrumented treadmill system*. Gait Posture 44, 259-264.
- Jandová S., Volf P., and Nagy L. (2015). *Pressure distribution under the feet on the treadmill walking with unstable Shoes and regular running shoes in different conditions*. Procedia Engineering 112 302 – 307.
- Kaufman K., Miller E., Kingsbury T., et al. (2016). *Reliability of 3D gait data across multiple laboratories*. Gait Posture 49, 375-381.
- Keenan G.S., Franz J.R., Dicharry J., et al. (2011). *Lower limb joint kinetics in walking: the role of industry recommended footwear*. Gait Posture 33, 350-355.
- Kirtley C. (2006). *Clinical gait analysis: Theory and practice* (Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone Online: Elsevier ScienceDirect Books).
- Kurup H.V., Clark C.I., and Dega R.K. (2012). *Footwear and orthopaedics*. Foot Ankle Surg 18, 79-83.
- Lawall C. (2014). *Entwicklung eines Programms zur Berechnung der grundlegenden Gangparameter mittels kinematischer Daten aus einer 4-Marker Ganganalyse In Biomedical Engineering* (Vienna, TU Wien).
- Leitch J., Stebbins J., Paolini G., et al. (2011). *Identifying gait events without a force plate during running: a comparison of methods*. Gait Posture 33, 130-132.
- Lieberman D.E., Venkadesan M., Werbel W.A., et al. (2010). *Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners*. Nature 463, 531-535.
- Louey M.G., and Sangeux M. (2016). *Shod wear and foot alignment in clinical gait analysis*. Gait Posture 49, 144-147.
- Lynn S.K., and Costigan P.A. (2008). *Effect of foot rotation on knee kinetics and hamstring activation in older adults with and without signs of knee osteoarthritis*. Clin Biomech (Bristol, Avon) 23, 779-786.
- Lythgo N., Wilson C., and Galea M. (2009). *Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes*. Gait Posture 30, 502-506.
- Mann R.A., Moran G.T., and Dougherty S.E. (1986). *Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting*. Am J Sports Med 14, 501-510.
- Marquardt M. (2012). *Laufen und Laufanalyse [medizinische Betreuung von Läufern]* (Stuttgart: Thieme).
- Menz H.B., Latt M.D., Tiedemann A., et al. (2004). *Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people*. Gait & Posture 20, 20-25.
- Mercer J.A., and Chona C. (2015). *Stride length–velocity relationship during running with body weight support*. Journal of Sport and Health Science 4, 391-395.
- Mercer J.A., and Horsch S. (2015). *Heel–toe running: A new look at the influence of foot strike pattern on impact force*. Journal of Exercise Science & Fitness 13.
- Milner C.E., Davis I.S., and Hamill J. (2006). *Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners*. J Biomech 39, 2819-2825.
- Milner C.E., and Paquette M.R. (2015). *A kinematic method to detect foot contact during running for all foot strike patterns*. J Biomech 48, 3502-3505.

- Moineau B., Boisgontier M.P., Barbieri G., et al. (2014). *A new method to assess temporal features of gait initiation with a single force plate*. *Gait Posture* 39, 631-633.
- Moon Y., Sung J., An R., et al. (2016). *Gait variability in people with neurological disorders: A systematic review and meta-analysis*. *Hum Mov Sci* 47, 197-208.
- Moreno-Hernandez A., Rodriguez-Reyes G., Quinones-Uriostegui I., et al. (2010). *Temporal and spatial gait parameters analysis in non-pathological Mexican children*. *Gait Posture* 32, 78-81.
- Morio C., Lake M.J., Gueguen N., et al. (2009). *The influence of footwear on foot motion during walking and running*. *J Biomech* 42, 2081-2088.
- Neumann G. (2005). *Das große Buch vom Laufen* (Meyer & Meyer Spor).
- Nicola T.L., and Jewison D.J. (2012). *The anatomy and biomechanics of running*. *Clin Sports Med* 31, 187-201.
- Nigg B.M. (1999). *Biomechanics of the musculo-skeletal system*, Second edn (Chichester etc.: Wiley).
- Nilsson J., Thorstensson A., and Halbertsma J. (1985). *Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans*. *Acta Physiol Scand* 123, 457-475.
- Novacheck T.F. (1998). *The biomechanics of running*. *Gait Posture* 7, 77-95.
- Nurse M.A., and Nigg B.M. (2001). *The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity*. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 16, 719-727.
- Öberg T., Karsznia A., and Öberg K. (1993). *Basic gait parameters : Reference data for normal subjects, 10-79 years of age*. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 30, 210-223.
- Oeffinger D., Brauch B., Cranfill S., et al. (1999). *Comparison of gait with and without shoes in children*. *Gait Posture* 9, 95-100.
- Orthopädisches-Spital-Speising-GmbH (2016). *Homepage OSS*. (Wien).
- Osis S.T., Hettinga B.A., Leitch J., et al. (2014). *Predicting timing of foot strike during running, independent of striking technique, using principal component analysis of joint angles*. *J Biomech* 47, 2786-2789.
- Patterson K.K., Gage W.H., Brooks D., et al. (2010). *Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization*. *Gait Posture* 31, 241-246.
- Perry J. (2003). *Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens*, Vol 1 (Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH).
- Peters H., Deschamps K., Matricali G.A., et al. (2017). *Foot segmental mobility during subphases of running: Comparative study between two striking patterns*. *Gait Posture* 53, 127-130.
- Pfister A., West A.M., Bronner S., et al. (2014). *Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis*. *J Med Eng Technol* 38, 274-280.
- Pinhasi R., Gasparian B., Areshian G., et al. (2010). *First direct evidence of chalcolithic footwear from the near eastern highlands*. *PLoS One* 5, e10984.
- Preece S.J., Kenney L.P., Major M.J., et al. (2011). *Automatic identification of gait events using an instrumented sock*. *J Neuroeng Rehabil* 8, 32.
- Presedo A., Simon A.L., Megrot F., et al. (2013). *Influence of pelvis kinematics on foot progression angle alignment during gait*. *Gait Posture* 38, 82.
- Roerdink M., and Beek P.J. (2011). *Understanding inconsistent step-length asymmetries across hemiplegic stroke patients: impairments and compensatory gait*. *Neurorehabil Neural Repair* 25, 253-258.

- Rooney B.D., and Derrick T.R. (2013). *Joint contact loading in forefoot and rearfoot strike patterns during running*. J Biomech 46, 2201-2206.
- Rosenbaum D. (2013). *Foot loading patterns can be changed by deliberately walking with in-toeing or out-toeing gait modifications*. Gait Posture 38, 1067-1069.
- Running-USA (2017). *Homepage Running USA*.
- Shih Y., Lin K.L., and Shiang T.Y. (2013). *Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running?* Gait Posture 38, 490-494.
- Shumway-Cook A., and Woollacott M. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice.*, Vol 3rd Edition (Philadelphia, Pennsylvania: Williams & Wilkins).
- Simic M., Wrigley T.V., Hinman R.S., et al. (2013). *Altering foot progression angle in people with medial knee osteoarthritis: the effects of varying toe-in and toe-out angles are mediated by pain and malalignment*. Osteoarthritis Cartilage 21, 1272-1280.
- Smith L., Preece S., Mason D., et al. (2015). *A comparison of kinematic algorithms to estimate gait events during overground running*. Gait Posture 41, 39-43.
- Svoboda B. (2011). *Reproduzierbarkeitsstudie des erweiterten Cleveland Clinic Marker Sets inklusive des Oberkörpermodells*. (Wien, Fachhochschule Technikum Wien).
- The_Gallup_Organization_Inc. (1986). *Women's Attitudes and Usage of High Heel Shoes*. The_Gallup_Organization_Inc., ed. (Surrey, England).
- Tsai Y.J., and Lin S.I. (2013). *Older adults adopted more cautious gait patterns when walking in socks than barefoot*. Gait Posture 37, 88-92.
- van Gent R.N., Siem D., van Middelkoop M., et al. (2007). *Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review*. Br J Sports Med 41, 469-480; discussion 480.
- van Mechelen W. (1992). *Running injuries. A review of the epidemiological literature*. Sports Med 14, 320-335.
- Vogt L. (2005). *Instrumentelle Ganganalyse: Grundlagen, Mehrwert, Grenzgebiete*. (Berlin).
- Wall J.C., and Turnbull G.I. (1986). *Gait asymmetries in residual hemiplegia*. Arch Phys Med Rehabil 67, 550-553.
- Wang C., Geng X., Wang S., et al. (2016). *The impact of high-heeled shoes on ankle complex during walking in young women-In vivo kinematic study based on 3D to 2D registration technique*. J Electromyogr Kinesiol 28, 7-16.
- Weber W., and Weber E.F. (1836). *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge eine anatomisch-physiologische Untersuchung nebst einem Heft mit 17 Tafeln anatomischer Abbildungen* (Göttingen).
- Webster K.E., Wittwer J.E., and Feller J.A. (2005). *Validity of the GAITRite walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait*. Gait Posture 22, 317-321.
- Whittle M.W. (1996). *Clinical gait analysis: A review*. Hum Mov Sci 15, 369-387.
- Windolf M., Gotzen N., and Morlock M. (2008). *Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems--exemplified on the Vicon-460 system*. J Biomech 41, 2776-2780.
- Winter D.A., Sidwall H.G., and Hobson D.A. (1974). *Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion*. J Biomech 7, 157-159.
- Wirth B., Hauser F., and R. M. (2011). *Back and neck muscle activity in healthy adults during barefoot walking and walking in conventional and flexible shoes*. Footwear Sci 3, 159-167.

Wolf S., Simon J., Patikas D., et al. (2008). *Foot motion in children shoes: a comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes*. *Gait Posture* 27, 51-59.

Yang C., Ugbohue U., Carse B., et al. (2013). *Multiple marker tracking in a single-camera system for gait analysis*. 3128-3131.

Zadpoor A.A., and Nikooyan A.A. (2011). *The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review*. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 26, 23-28.

Zhang X., Paquette M.R., and Zhang S. (2013). *A comparison of gait biomechanics of flip-flops, sandals, barefoot and shoes*. *J Foot Ankle Res* 6, 45.

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Stand- und Schwungphase des Gangzyklus (Perry, 2003).....	5
Abbildung 2: Überblick über den Gangzyklus (Götz-Neumann, 2011).....	6
Abbildung 3: Abfolge von Standphasen und Schwungphasen beim menschlichen Gang, bearbeitet nach Perry (Perry, 2003).....	6
Abbildung 4: Schritt und Doppelschritt (Perry, 2003).	7
Abbildung 5: Perioden der Standphase (A) Initiale Standphase (B) Stoßdämpfungsphase (C) a frühe und b späte mittlere Standphase (D) terminale Standphase (E) Vor-Schwungphase; Bilder zusammengefasst aus K. Götz-Neumann, Gehen verstehen(Götz-Neumann, 2011).....	7
Abbildung 6: Perioden der Schwungphase (A) Initiale Schwungphase (B) mittlere Schwungphase (C) terminale Schwungphase Bilder zusammengefasst aus (Götz-Neumann, 2011).	8
Abbildung 7: Schrittlänge, Spurbreite und Gangzyklus (Götz-Neumann, 2011).	9
Abbildung 8: Vergleich von Stand- und Schwungphase beim Gehen und Laufen (Mann et al., 1986; Novacheck, 1998).....	11
Abbildung 9: Labor für Gang- und Bewegungsanalyse am orthopädischen Spital Speising (Orthopädisches-Spital-Speising-GmbH, 2016), (links) und Orientierung des Koordinatensystems des Videoanalysesystems (rechts).....	14
Abbildung 10: Testperson A 06 während einer Vollanalyse mit KMP, Screenshot Mokka 3D Motion & Kinematic Analyzer	15
Abbildung 11: 4 Marker-Analyse mit einer Gangrichtung von rechts nach links (pink – rechts, grün – links), Testperson C 03, Screenshot Mokka 3D Motion & Kinematic Analyzer	16
Abbildung 12: Positionen der Marker am Fuß.....	16
Abbildung 13: Möglichkeiten des Programmablaufs	17
Abbildung 14: Messkette Laufanalyse.....	22
Abbildung 15: Ablaufdiagramm des Programms durchgezogene Linie entspricht dem Standardprogramm, gestrichelt Line entspricht einem alternativen Lösungsweg zur Bestimmung des IC.....	22
Abbildung 16: Trajektorie von Zehenmarker und Fersenmarker ungefiltert und mit Butterworthfilter 2. bzw. 4. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 6 Hz bzw. 12 Hz.....	23
Abbildung 17: Schematische Darstellung der Berechnung des Sohlenwinkels	23
Abbildung 18: Stellung von Fersen- und Zehen-Marker beim IC bei unterschiedlichen Laufstilen	24
Abbildung 19: Verlauf des Sohlenwinkels bei unterschiedlichen Laufstilen	24
Abbildung 20: Bestimmung des TO über die Trajektorie und des IC über Geschwindigkeit, Trajektorie und Winkelverlauf (Referenzlinie von TO und IC aus Druckmessdaten).....	26
Abbildung 21: Messprotokoll zur Erhebung der Daten der 12 Testpersonen.....	28
Abbildung 22: Positionen der Marker am Fuß und am Schuh.....	29
Abbildung 23: Gegenüberstellung der Ergebnisse der fehlerhaften und korrekten Berechnung der Einzel USPH von Testgruppe C sowie den Ergebnissen der Vollanalyse von Testgruppe A Literaturreferenz (rote strichlierte Linie inkl. SD) von $0,35 \pm 0,02$ s für die Einzel USPH (Gomez Bernal et al., 2016)	32
Abbildung 24: Gegenüberstellung der Ergebnisse der fehlerhaften und verbesserten Berechnung des Fußöffnungswinkels von Testperson C 03 und C 08, mit Literaturreferenz (rote strichlierte Linie inkl. SD) von $7,32 \pm 5,92$ s für den Fußöffnungswinkel (Menz et al., 2004)	33
Abbildung 25: Ganggeschwindigkeit von Testperson C 03 bei unterschiedlichen Schwellenwerten	34
Abbildung 26: Schrittlänge von Testperson C 03 bei unterschiedlichen Schwellenwerten	35
Abbildung 27: Einzel USPH von Testperson C 03 bei unterschiedlichen Schwellenwerten	35
Abbildung 28: Standphase von Testperson C 03 bei unterschiedlichen Schwellenwerten	35

Abbildung 29: Ende der 1. Dooppe USPH von Testperson C 03 bei unterschiedlichen Schwellenwerten	36
Abbildung 30: Aufsatzwinkel von Testperson C 03 bei unterschiedlichen Schwellenwerten	36
Abbildung 31: Abdruckwinkel von Testperson C 03 bei unterschiedlichen Schwellenwerten	36
Abbildung 32: Verlauf der Markertrajektorie bei unterschiedlichen Filterfrequenzen (2 Hz – Oben, 6 Hz – Mitte und 10 Hz – Unten), Testperson C 03	38
Abbildung 33: Verlauf der Geschwindigkeit bei unterschiedlichen Filterfrequenzen (2 Hz – Oben, 6 Hz – Mitte und 10 Hz – Unten), Testperson C 03	39
Abbildung 34: Verlauf der Beschleunigung bei unterschiedlichen Filterfrequenzen (2 Hz – Oben, 6 Hz – Mitte und 10 Hz – Unten), Testperson C 03	40
Abbildung 35: Vergleich der Ganggeschwindigkeit, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	42
Abbildung 36: Mittelwerte der Differenzen der Ganggeschwindigkeit der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	43
Abbildung 37: Vergleich der Kadenz, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	44
Abbildung 38: Mittelwerte der Differenzen der Kadenz der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	44
Abbildung 39: Vergleich der Doppelschrittlänge, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	45
Abbildung 40: Mittelwerte der Differenzen der Doppelschrittlänge der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	45
Abbildung 41: Vergleich der Schrittlänge, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	46
Abbildung 42: Mittelwerte der Differenzen der Schrittlänge der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	46
Abbildung 43: Vergleich der Einzel USPH, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	47
Abbildung 44: Mittelwerte der Differenzen der Einzel USPH der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	48
Abbildung 45: Vergleich der Standphase, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	49
Abbildung 46: Mittelwerte der Differenzen der Standphase der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	49
Abbildung 47: Vergleich des Endes der 1. Doppel USPH, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	50
Abbildung 48: Mittelwerte der Differenzen des Endes der 1. Doppel USPH der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse	51
Abbildung 49: Trajektorie der Marker während einer Messung, barfuß, C 03	53
Abbildung 50: Trajektorie der Marker während einer Messung von Toe Links, C 03	54
Abbildung 51: Trajektorie der Marker während einer Messung von Heel Links, C 03	54
Abbildung 52: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Ganggeschwindigkeit, <i>one-way ANOVA</i> mit <i>Tukey Test</i> , signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)	56
Abbildung 53: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Kadenz, <i>one-way ANOVA</i> mit <i>Tukey Test</i> , signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)	56
Abbildung 54: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Doppelschrittlänge <i>one-way ANOVA</i> mit <i>Tukey Test</i> , signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)	57
Abbildung 55: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Schrittlänge <i>one-way ANOVA</i> mit <i>Tukey Test</i> , signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)	58
Abbildung 56: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Einzel USPH <i>one-way ANOVA</i> mit <i>Tukey Test</i> , signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)	59

Abbildung 57: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Standphase *one-way ANOVA* mit *Tukey Test*, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)60

Abbildung 58: Einfluss verschiedener Schuhe auf das Ende der 1. Doppel USPH *one-way ANOVA* mit *Tukey Test*, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)61

Abbildung 59: Einfluss verschiedener Schuhe auf den Aufsatzwinkel *one-way ANOVA* mit *Tukey Test*, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)62

Abbildung 60: Einfluss verschiedener Schuhe auf den Abdruckwinkel *one-way ANOVA* mit *Tukey Test*, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)63

Abbildung 61: Einfluss verschiedener Schuhe auf den Fußöffnungswinkel *one-way ANOVA* mit *Tukey Test*, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n=12$ (Schuhe hoch $n=5$)64

Abbildung 62: Zuordnung (A) und Übereinstimmung (B) des Laufstils nach Vorgabe und berechneter Beurteilung ($n = 30$)65

Abbildung 63: Vergleich der Zeitpunkte beim TO bei einem Unterschied in der Bestimmung von 1 mm, 2 mm, 3 mm und 4 mm, kategorisiert nach ± 1 Frame, ± 2 Frames, ± 3 Frames und 4 Frames ($n = 30$)67

Abbildung 64: Vergleich der Zeitpunkte beim IC bei unterschiedlichen Bestimmungsmethoden; Vorfuß (Winkel und Toe vz, $n = 13$), Mittelfuß (Toe vz, $n = 6$) und Ferse (Traj und vz, $n = 11$)68

Abbildung 65: Vergleich der Zeitpunkte von TO ($n = 30$) und IC (Vorfuß $n = 13$, Mittelfuß $n = 6$, Ferse $n = 11$) zwischen Druckmessplatte und berechneter Methode69

Abbildung 66: True Error im Mittel (relativ und absolut) mit SD und RMS für alle Varianten von TO ($n = 30$) und IC (Vorfuß $n = 13$, Mittelfuß $n = 6$, Ferse $n = 11$)70

Abbildung 67: Schematische Darstellung der Messpunkte für die Berechnung der Schrittbreite bei der Vollanalyse (grün) und 4-Marker-Analyse (rot)77

Abbildung 68: Verlauf der Fersentrajektorie, Auszug aus Abbildung 5182

Abbildung 69: Mögliche Ermittlung des Offsets zwischen optimaler und tatsächlicher Markerplatzierung unter Einbeziehung einer Null-Messung bei88

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Ganggeschwindigkeiten, nach (Götz-Neumann, 2011). *Durchschnitt9

Tabelle 2: Gangparameter der Vollanalyse und der 4-Marker-Analyse (L – Links, R – Rechts)21

Tabelle 3: Demographische Daten der Testgruppe A27

Tabelle 4: Demographische Daten der Testgruppe B27

Tabelle 5: Demographische Daten der Testgruppe C28

Tabelle 6: Demographische Daten der Testgruppe D28

Tabelle 7: Vergleich der detektieren Zeitpunkte von IC und TO bei Testgruppe A (MW, SD, Median, Min und Max werden in [s] angegeben)41

Tabelle 8: Statistische Daten des Vergleichs der Vollanalyse und 4-Marker-Analyse bei Testgruppe A ($n=12$) und B ($n=4$). Zweiseitiger *students t-Test*, statistische Signifikanz wird mit $< 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**) angegeben52

Tabelle 9: Übersicht der Messungen und Anmerkungen zu den Messungen55

Tabelle 10: Festlegung der Grenzen des Sohlenwinkels zur Bestimmung des Laufstils66

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

EMG	Elektromyographie
IC	Initial Contact, initialer Bodenkontakt
KMP	Kraftmessplatte
MW	Mittelwert
RLANRC	Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center, Los Angeles (USA)
SD	Standardabweichung
TO	Toe Off, Abheben der Zehe vom Boden
USPH	Unterstützungsphase

GLOSSAR

4-MARKER-ANALYSE

Bei der 4-Marker-Analyse werden nur 4 Marker, je einer am Vorfuß und an der Ferse, angebracht.

GANGZYKLUS/DOPPELSCHRITT

Gangzyklus und Doppelschritt können als Synonyme verwendet werden.

INITIAL CONTACT (IC)

Zum Zeitpunkt des *IC* setzt die Ferse am Boden auf. Bei einem pathologischen Gangbild muss der Aufsatz am Boden nicht zwingend mit der Ferse erfolgen.

MARKERVERLAUF/MARKERTRAJEKTORIE

Der Begriff Markerverlauf und Markertrajektorie sind im Verlauf dieser Arbeit als äquivalent zu betrachten.

TOE OFF (TO)

Zum Zeitpunkt des *TO* verlässt die Zehe den Boden. Im Fall eines pathologischen Gangbildes muss nicht die Zehe den Boden als letztes verlassen.

VOLLANALYSE

Bei der Vollanalyse wird eine Ganganalyse mit 55 Markern ausgeführt. Die Zehen- und Fersenmarker werden an der gleichen Stelle wie bei der 4-Marker-Analyse angebracht.

ANHANG I

Informationsblatt

Liebe(r) Teilnehmer(in)!

Für unsere Diplomarbeiten würden wir uns über eure tatkräftige Unterstützung sehr freuen. Um unsere entwickelten Methoden überprüfen zu können brauchen wir ein paar zusätzliche Messungen. Dazu bitten wir euch folgendes mitzubringen:

- **Laufschuhe**



- **Straßenschuhe mit leichtem Absatz für die Damen und Herren**



- **Straßenschuhen mit hohem Absatz für die Damen (ca. 5 cm)**



- **Sneakers**



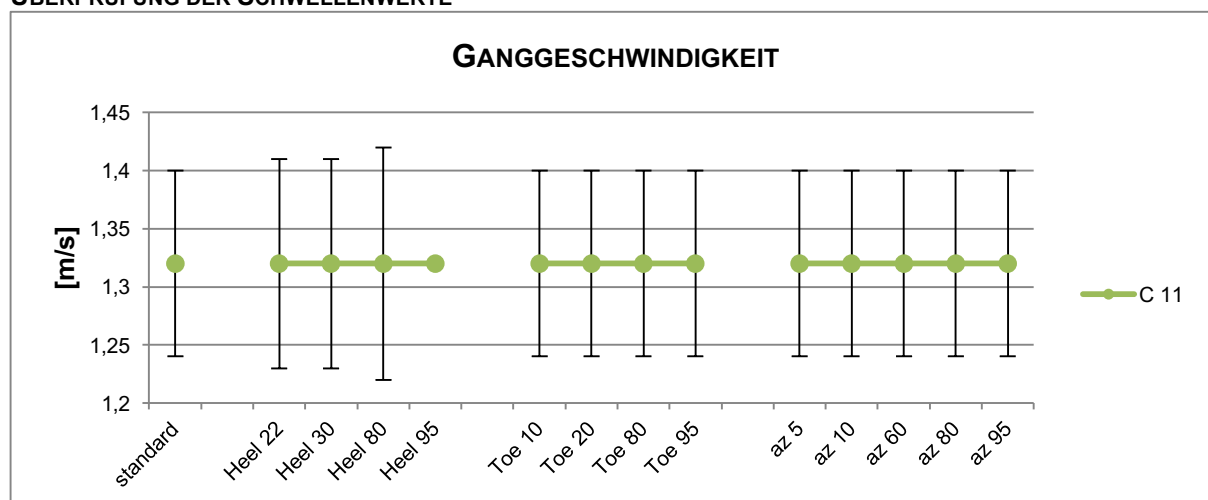
Für die Messungen rechnen wir ca. eine Zeit von 15-30 min pro Person!

Für weitere Fragen stehen wir jederzeit gerne zur Verfügung!

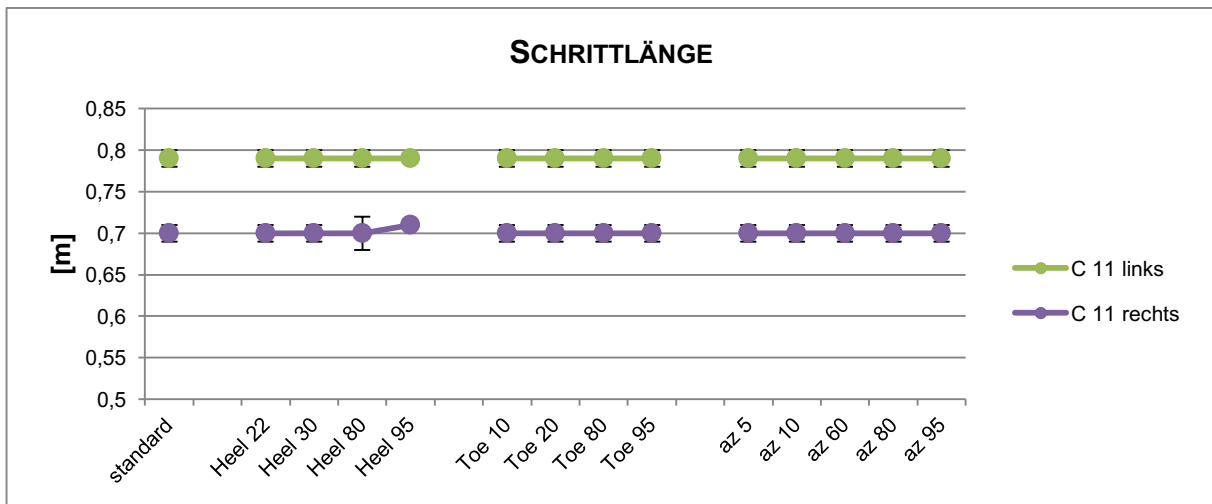
Carina Klimitsch (carina.klimitsch@gmail.com) und Cornelia Lawall (conny.lawall@gmx.at)

Anhang Abbildung 1: Informationsblatt für die Teilnehmer der Testgruppe C

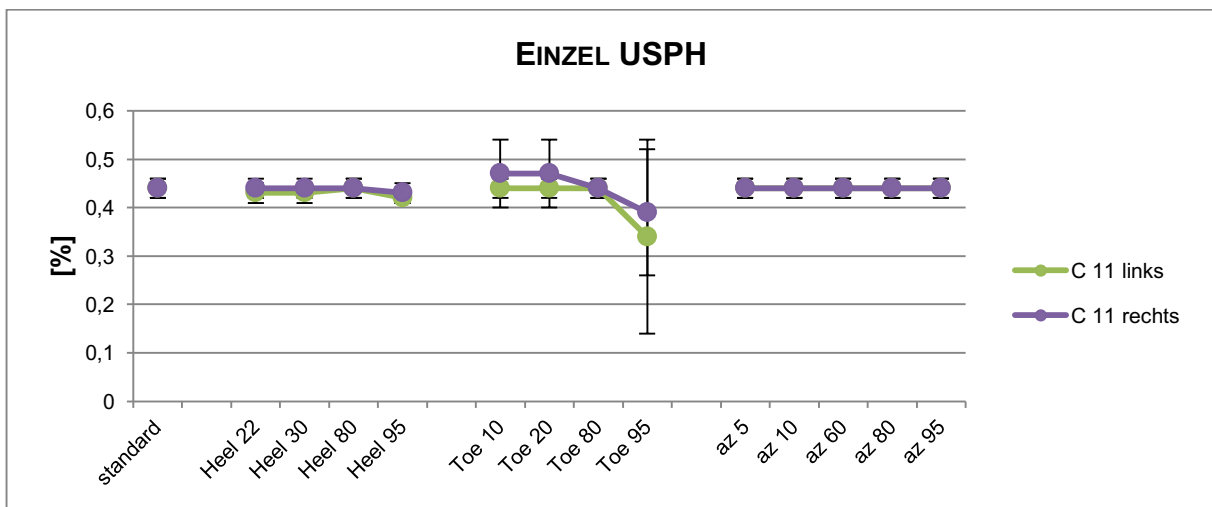
ÜBERPRÜFUNG DER SCHWELLENWERTE



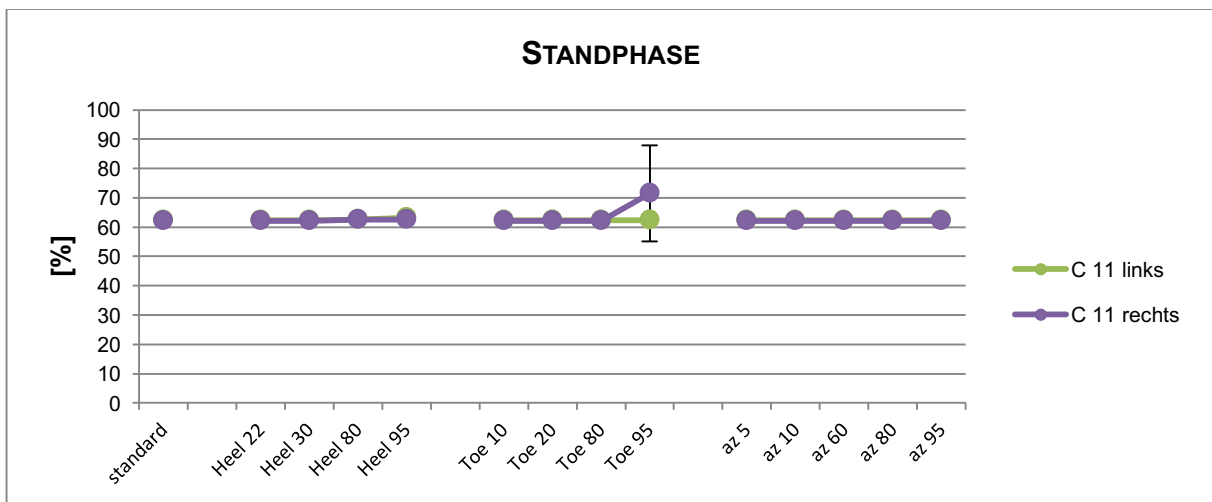
Anhang Abbildung 2: Ganggeschwindigkeit von Testperson C 11 bei unterschiedlichen Schwellenwerten



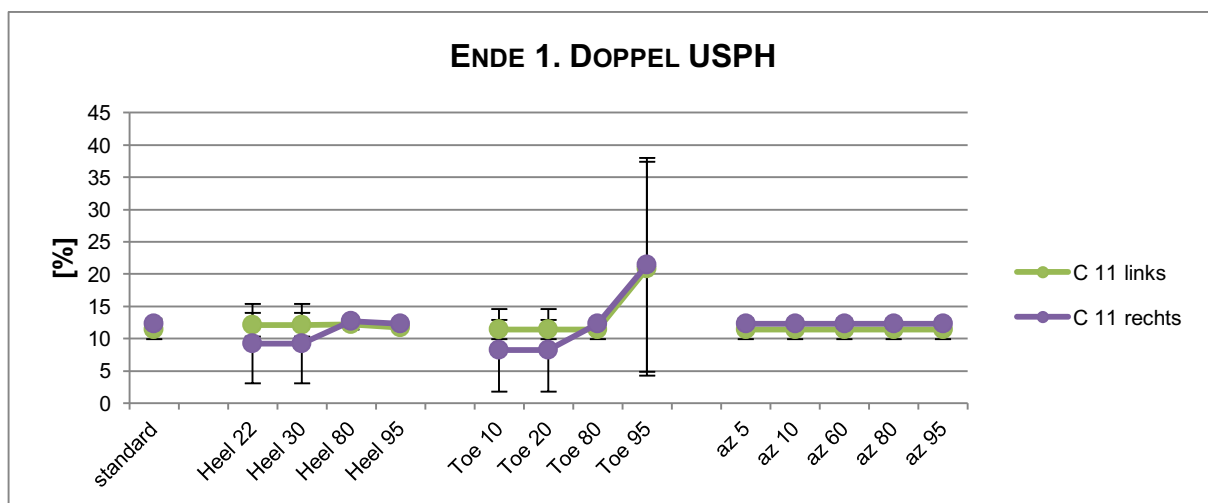
Anhang Abbildung 3: Schrittlänge von Testperson C 11 bei unterschiedlichen Schwellenwerten



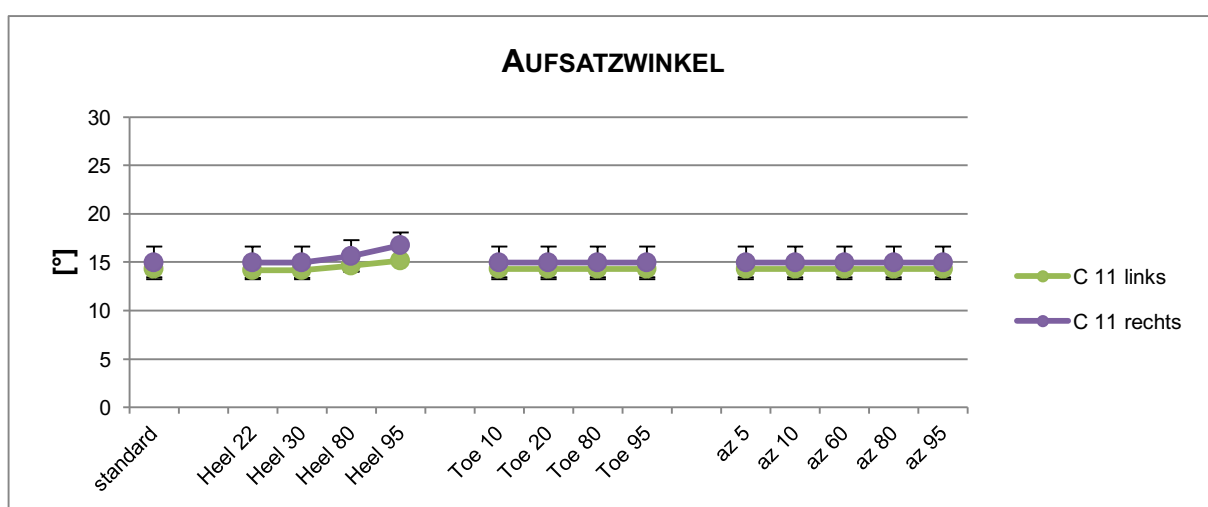
Anhang Abbildung 4: Einzel USPH von Testperson C 11 bei unterschiedlichen Schwellenwerten



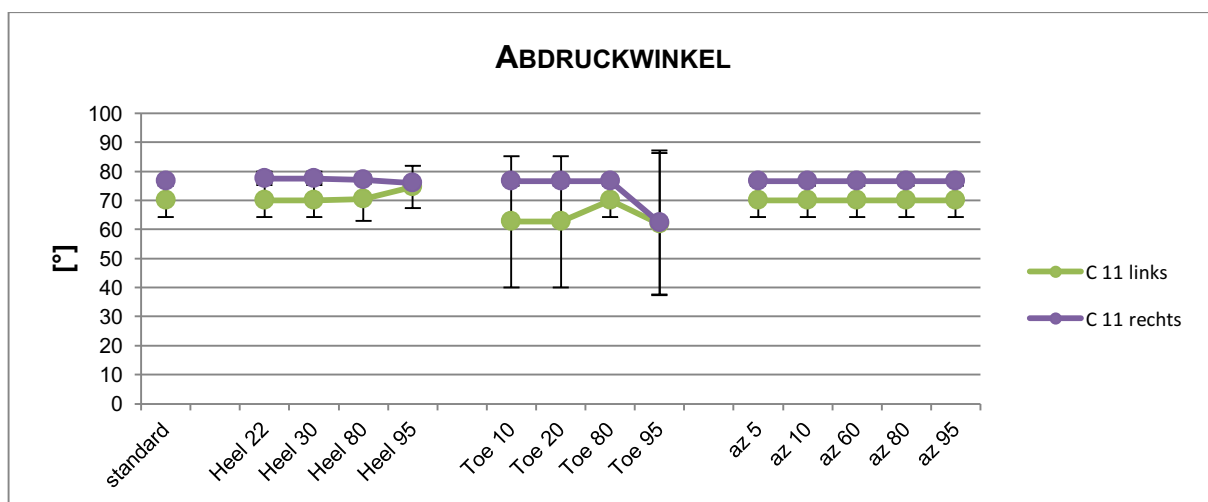
Anhang Abbildung 5: Standphase von Testperson C 11 bei unterschiedlichen Schwellenwerten



Anhang Abbildung 6: Ende der 1. Doppel USPH von Testperson C 11 bei unterschiedlichen Schwellenwerten

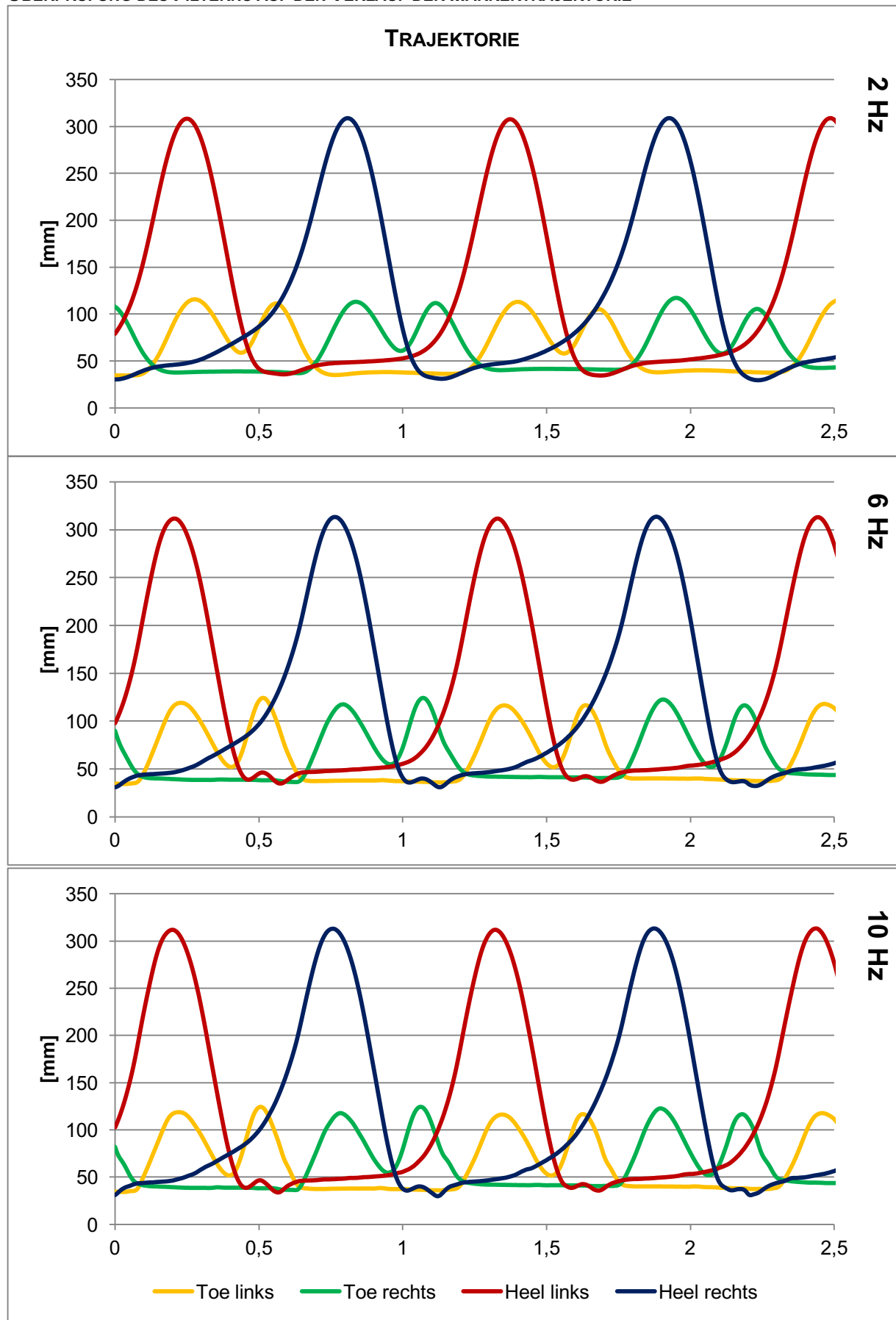


Anhang Abbildung 7: Aufsatzwinkel von Testperson C 11 bei unterschiedlichen Schwellenwerten

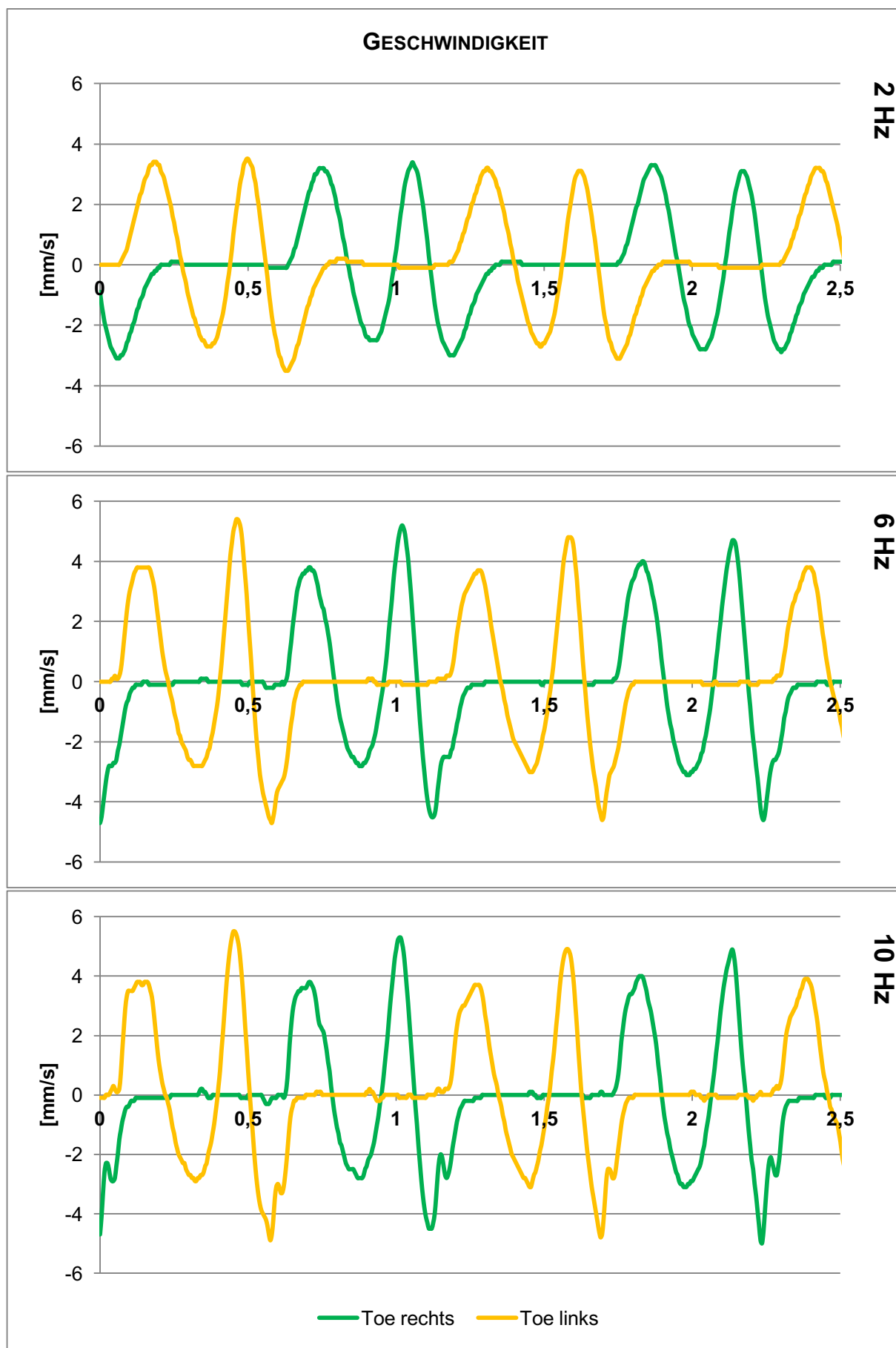


Anhang Abbildung 8: Abdruckwinkel von Testperson C 11 bei unterschiedlichen Schwellenwerten

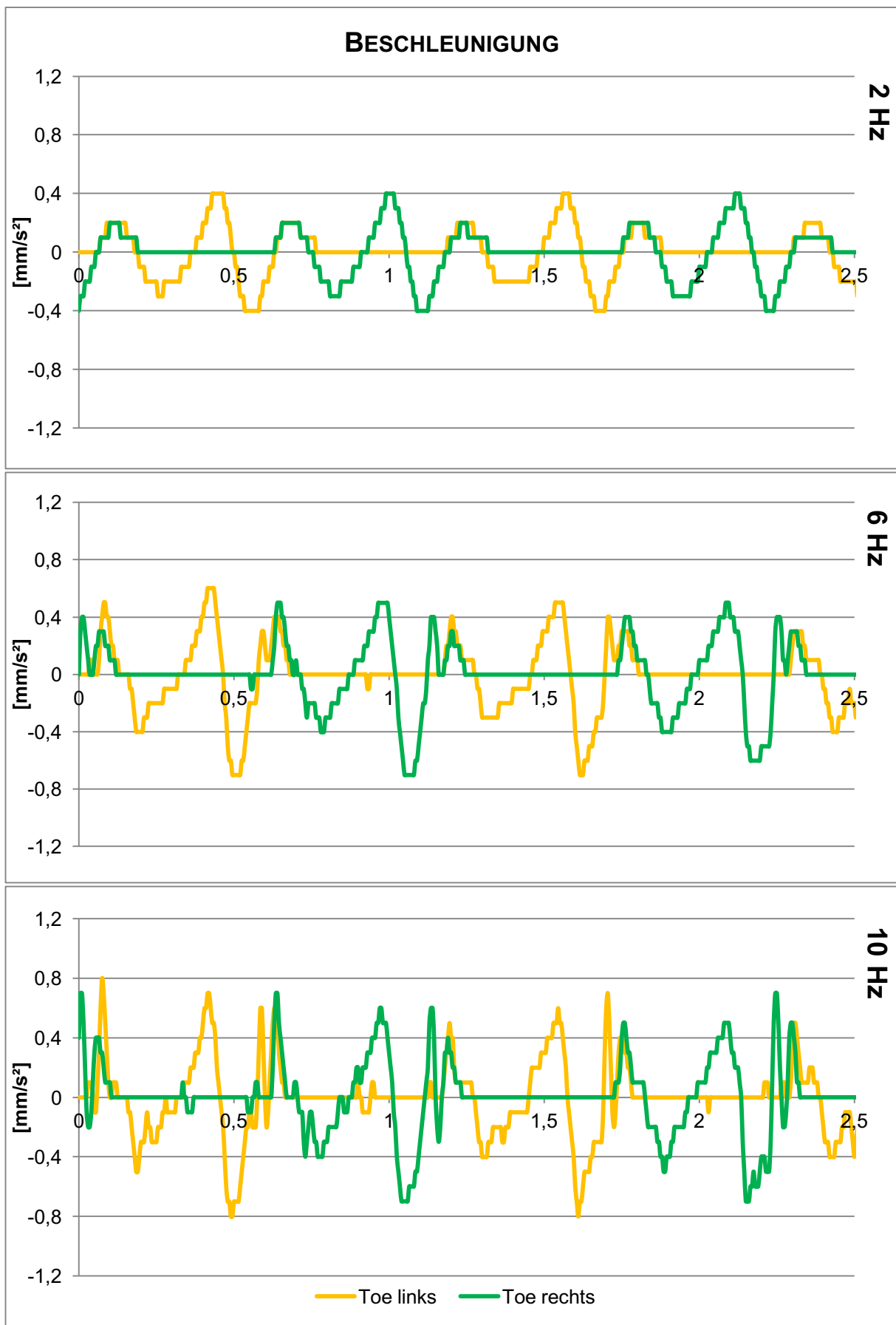
ÜBERPRÜFUNG DES FILTERNS AUF DEN VERLAUF DER MARKERTRAJEKTORIE



Anhang Abbildung 9: Verlauf der Markertrajektorie bei unterschiedlichen Filterfrequenzen (2 Hz – Oben, 6 Hz – Mitte und 10 Hz – Unten), Testperson C 06



Anhang Abbildung 10: Verlauf der Geschwindigkeit bei unterschiedlichen Filterfrequenzen (2 Hz – Oben, 6 Hz – Mitte und 10 Hz – Unten), Testperson C 11

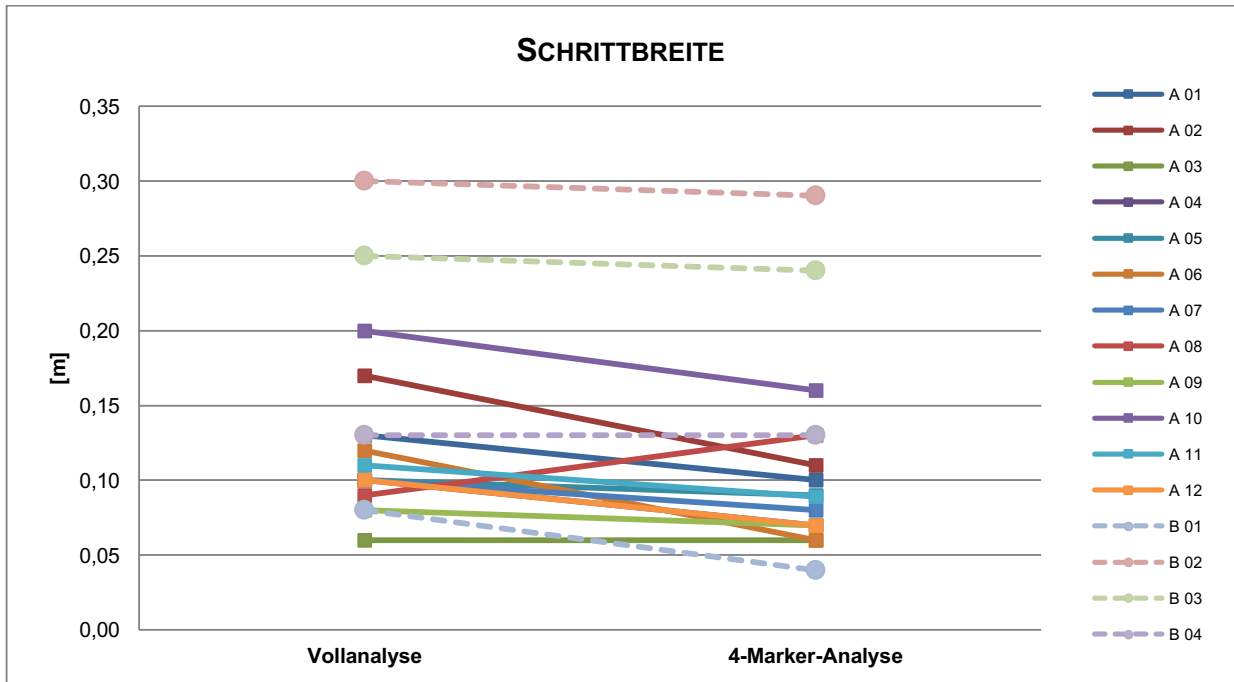


Anhang Abbildung 11: Verlauf der Geschwindigkeit bei unterschiedlichen Filterfrequenzen (2 Hz – Oben, 6 Hz – Mitte und 10 Hz – Unten), Testperson C 11

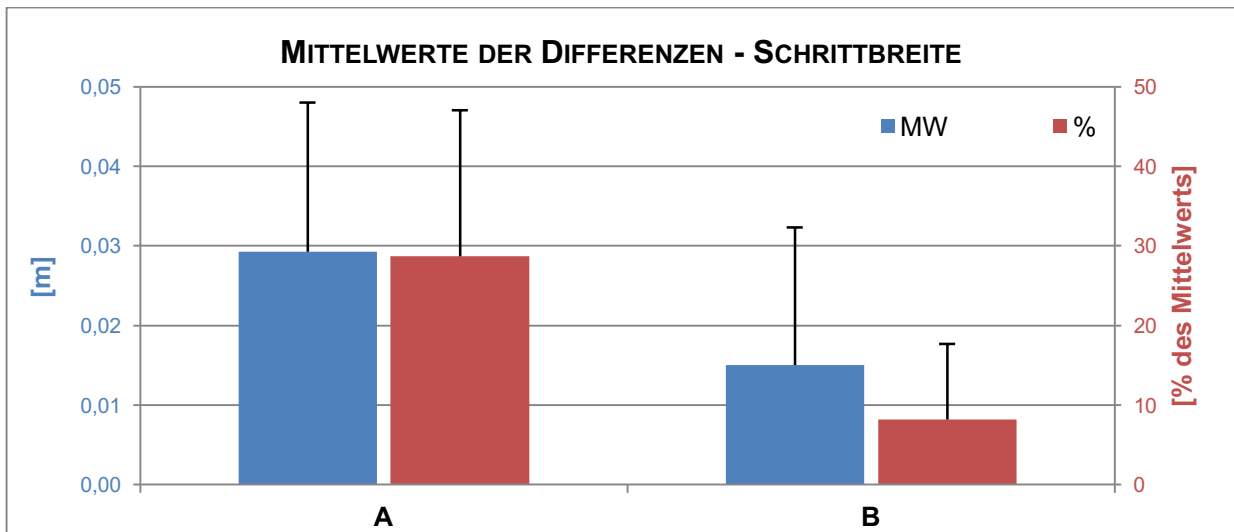
		C 03			C 11		
		2 Hz	6 Hz	10 Hz	2 Hz	6 Hz	10 Hz
Ganggeschwindigkeit [m/s]		1,32 (0,06)	1,32 (0,05)	1,32 (0,05)	1,3 (0,10)	1,32 (0,08)	1,32 (0,08)
Kadenz [Schritte/min]		126 (2,0)	126 (1,78)	126 (1,78)	103 (6,40)	104 (4,04)	104 (3,99)
Schrittbreite [m]		0,09 (0,02)	0,09 (0,02)	0,09 (0,02)	0,09 (0,02)	0,09 (0,01)	0,09 (0,01)
Doppelschrittlänge [m]		1,26 (0,04)	1,26 (0,03)	1,26 (0,03)	1,5 (0,02)	1,5 (0,03)	1,5 (0,03)
Schrittlänge [m]	L	0,63 (0,02)	0,62 (0,02)	0,62 (0,02)	0,77 (0,01)	0,79 (0,01)	0,79 (0,01)
	R	0,63 (0,03)	0,63 (0,02)	0,63 (0,02)	0,70 (0,02)	0,70 (0,01)	0,70 (0,01)
Einzel USPH [s]	L	0,35 (0,01)	0,37 (0,01)	0,37 (0,01)	0,41 (0,04)	0,44 (0,02)	0,43 (0,02)
	R	0,36 (0,01)	0,38 (0,01)	0,38 (0,01)	0,41 (0,03)	0,44 (0,02)	0,44 (0,03)
Schrittdauer [s]	L	0,49 (0,02)	0,49 (0,01)	0,49 (0,01)	0,58 (0,04)	0,58 (0,02)	0,58 (0,02)
	R	0,47 (0,01)	0,47 (0,01)	0,47 (0,00)	0,58 (0,04)	0,57 (0,03)	0,57 (0,03)
Doppelschrittdauer [s]	L	0,95 (0,02)	0,95 (0,01)	0,95 (0,02)	1,15 (0,07)	1,15 (0,05)	1,15 (0,05)
	R	0,96 (0,02)	0,95 (0,02)	0,95 (0,02)	1,18 (0,07)	1,16 (0,05)	1,16 (0,05)
Standphase [%]	L	61,85 (0,85)	60,03 (0,66)	60,03 (0,63)	64,9 (1,42)	62,27 (0,85)	61,56 (1,90)
	R	62,99 (0,73)	61,09 (0,82)	61,04 (0,80)	65,28 (0,92)	62,16 (0,81)	62,78 (0,72)
Ende 1. Doppel USPH [%]	L	11,73 (0,80)	10,71 (0,77)	10,60 (0,90)	14,35 (0,92)	11,43 (1,51)	12,17 (1,35)
	R	9,95 (6,18)	7,38 (5,56)	7,3 (5,52)	16,27 (0,05)	12,3 (0,83)	13,21 (1,57)

Anhang Tabelle 1: Einfluss der unterschiedlichen Filterfrequenzen auf die Zeit-Weg-Parameter bei Testpersonen C 03 und C 11

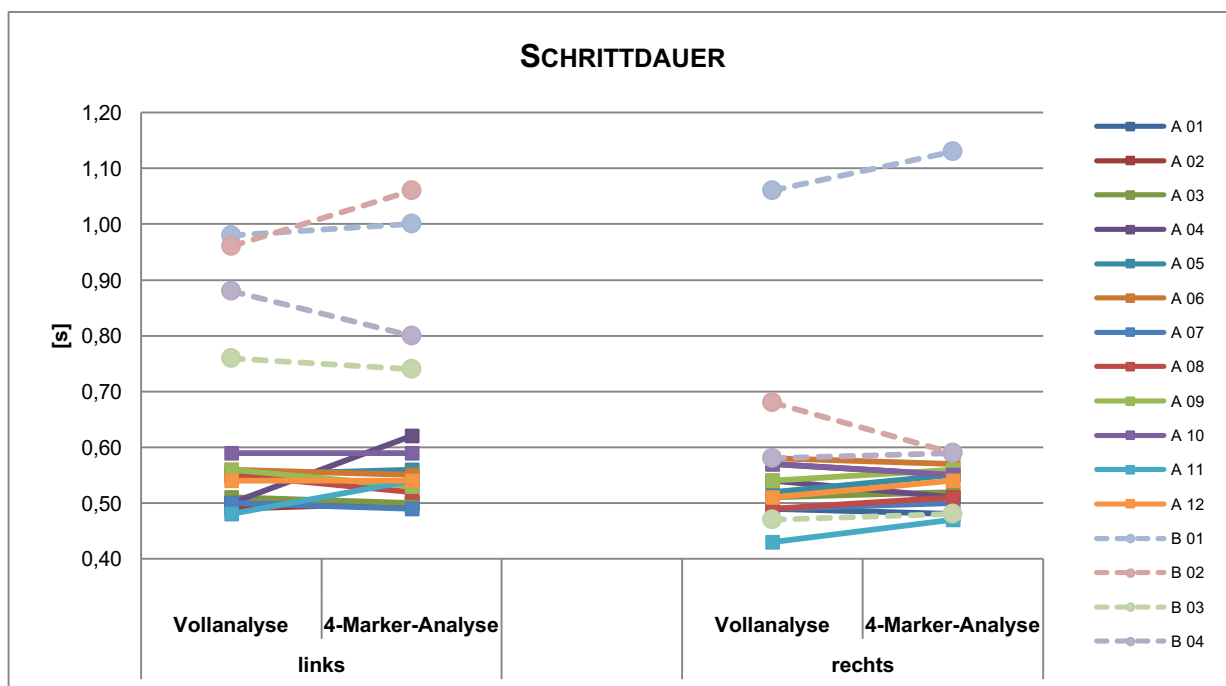
WEITERE GANGPARAMETER IM VERGLEICH VON VOLLANALYSE UND 4-MARKER-ANALYSE



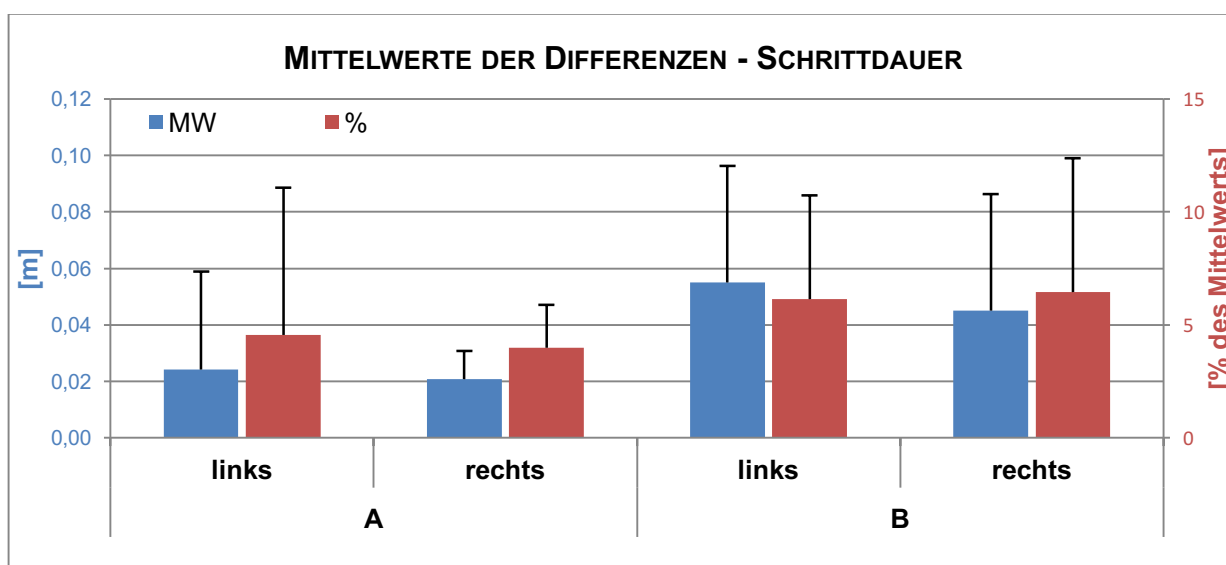
Anhang Abbildung 12: Vergleich der Schrittbreite, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse



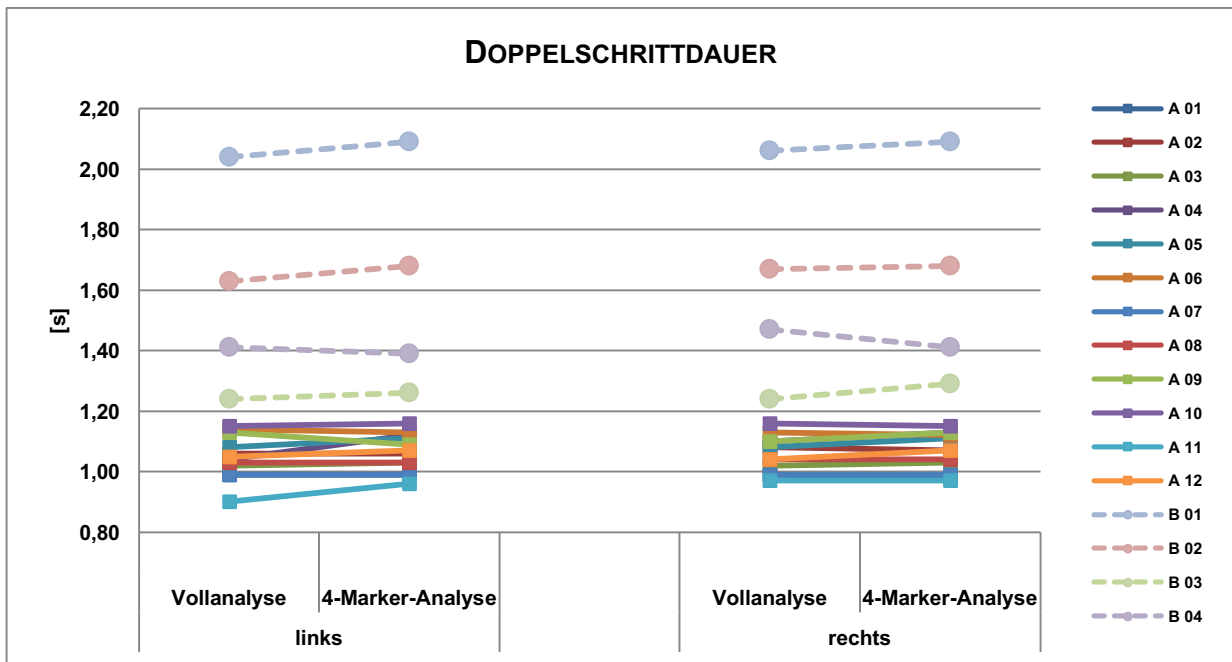
Anhang Abbildung 13: Mittelwerte der Differenzen der Schrittbreite der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse



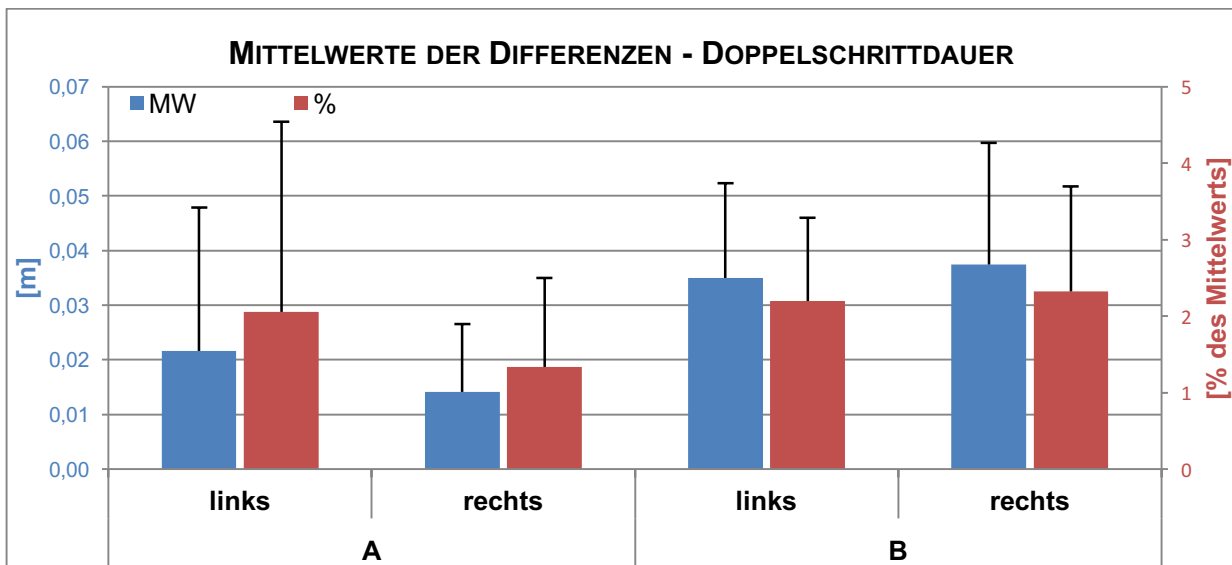
Anhang Abbildung 14: Vergleich der Schrittdauer, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse



Anhang Abbildung 15: Mittelwerte der Differenzen der Schrittdauer der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

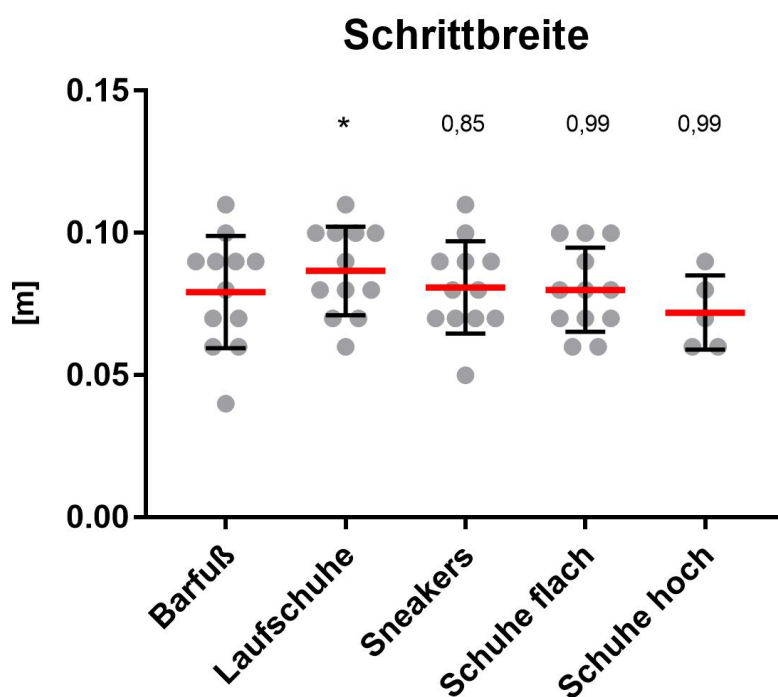


Anhang Abbildung 16: Vergleich der Doppelschrittdauer, berechnet mittels Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

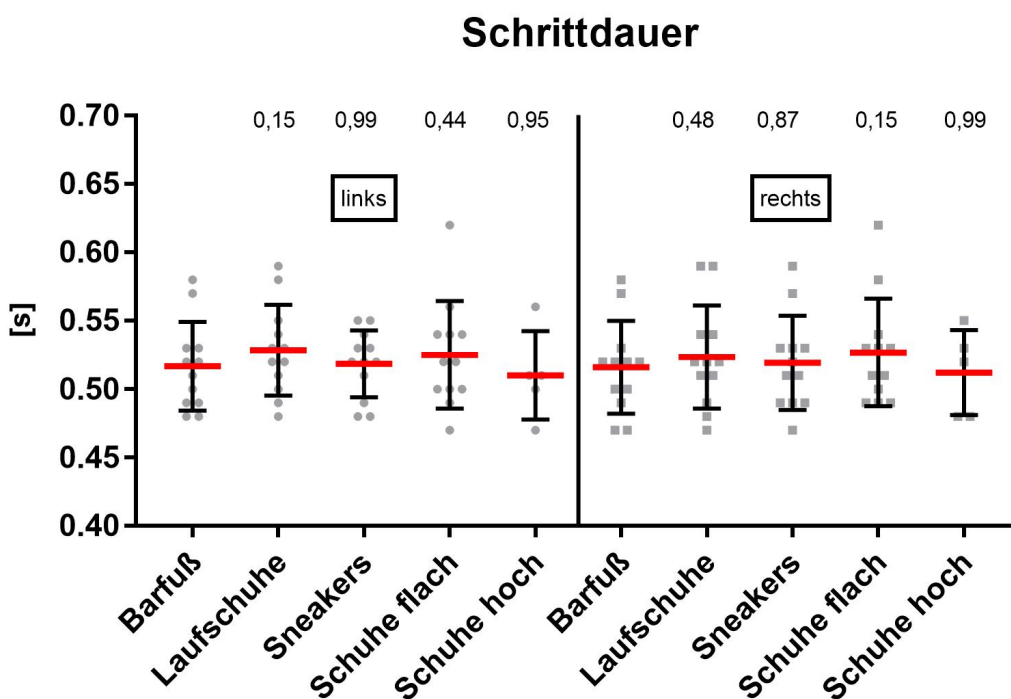


Anhang Abbildung 17: Mittelwerte der Differenzen der Doppelschrittdauer der Testgruppen A und B, berechnet nach Vollanalyse und 4-Marker-Analyse

WEITERE GANGPARAMETER DER TESTGRUPPE C

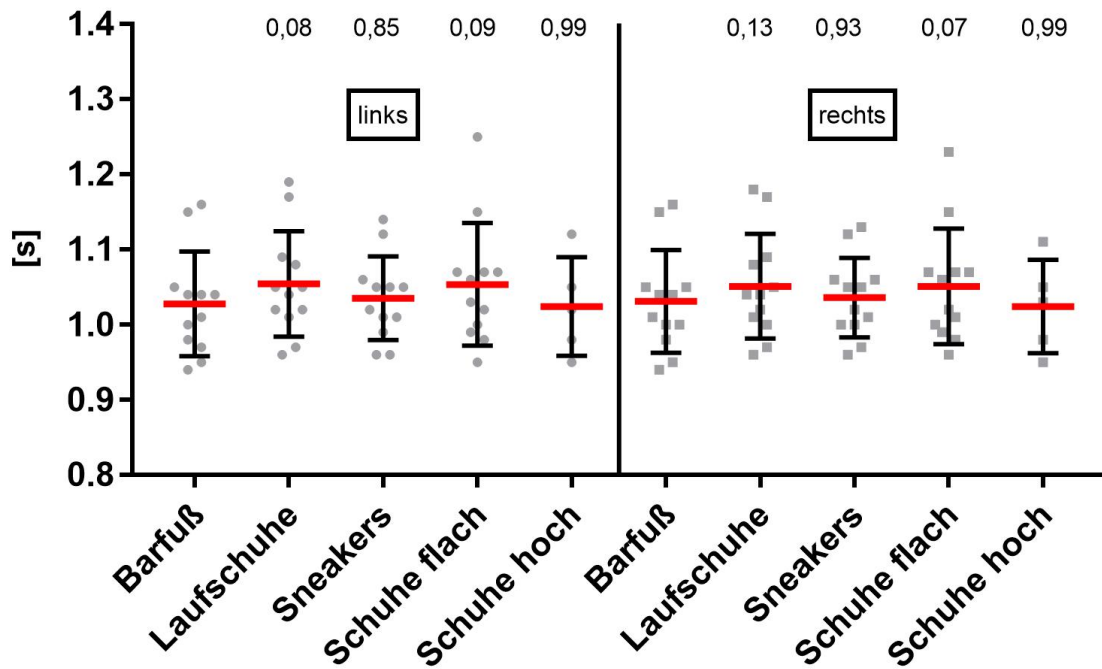


Anhang Abbildung 18: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Schrittbreite
one-way ANOVA mit *Tukey Test*, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n = 12$ (Schuhe hoch $n = 5$)



Anhang Abbildung 19: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Schrittdauer
one-way ANOVA mit *Tukey Test*, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n = 12$ (Schuhe hoch $n = 5$)

Doppelschrittdauer



Anhang Abbildung 20: Einfluss verschiedener Schuhe auf die Doppelschrittdauer
 one-way ANOVA mit Tukey Test, signifikante Unterschiede zu barfuß, wenn $p < 0,05$ (*) und $p < 0,01$ (**), $n = 12$ (Schuhe hoch $n = 5$)

STATISTISCHE ERGEBNISSE DER TESTGRUPPE C

Ganggeschwindigkeit [s]					
Schuhe hoch					
Schuhe flach					0.95
Sneakers			0.23	0.17	
Laufschuhe		0.86	0.40	0.56	
barfuß	0.01	<0,01	0.09	0.99	
	barfuß	Lauf-schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	1.38	1.47	1.48	1.43	1.38
SD	0.08	0.12	0.11	0.10	0.16

Kadenz [Schritte/min]					
Schuhe hoch					
Schuhe flach					0.99
Sneakers			0.99	>0,99	
Laufschuhe		0.62	0.92	0.67	
barfuß	0.59	0.99	0.99	0.99	
	barfuß	Lauf-schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	117.00	115.40	117.20	116.60	117.80
SD	7.31	7.34	6.60	5.84	7.69

Doppelschrittlänge [m]					
Schuhe hoch					
Schuhe flach					0.93
Sneakers			0.55	0.09	
Laufschuhe		0.92	0.30	0.11	
barfuß	<0,01	<0,01	<0,01	0.88	
	barfuß	Lauf-schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	1.42	1.54	1.53	1.50	1.41
SD	0.09	0.10	0.11	0.10	0.15

Schrittbreite [m]					
Schuhe hoch					
Schuhe flach					0.98
Sneakers			0.99	0.99	
Laufschuhe		0.01	0.34	0.35	
barfuß	0.05	0.85	0.99	0.99	
	barfuß	Lauf-schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	0.08	0.09	0.08	0.08	0.07
SD	0.02	0.02	0.02	0.01	0.01

Schrittlänge links [m]					
Schuhe hoch					0.97
Schuhe flach					0.84
Sneakers			0.30	0.23	0.06
Laufschuhe					
barfuß		<0,01	<0,01	0.02	0.94
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	0.71	0.77	0.76	0.75	0.70
SD	0.06	0.06	0.05	0.05	0.08

Schrittlänge rechts [m]					
Schuhe hoch					0.57
Schuhe flach					0.63
Sneakers					0.04
Laufschuhe			0.93	0.21	0.01
barfuß		<0,01	<0,01	<0,01	0.92
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	0.71	0.77	0.77	0.76	0.70
SD	0.05	0.05	0.05	0.05	0.07

Einzel USPH links [s]					
Schuhe hoch					0.53
Schuhe flach					0.18
Sneakers					0.51
Laufschuhe			0.73	0.56	0.59
barfuß		0.99	0.96	0.65	0.98
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	0.37	0.38	0.37	0.39	0.38
SD	0.04	0.02	0.03	0.05	0.03

Einzel USPH rechts [s]					
Schuhe hoch					0.43
Schuhe flach					0.01
Sneakers					0.67
Laufschuhe			0.60	0.04	0.38
barfuß		0.15	0.02	0.98	0.38
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	0.39	0.38	0.37	0.39	0.37
SD	0.03	0.02	0.02	0.02	0.02

Standphase links [% des Gangzyklus]					
Schuhe hoch					0.99
Schuhe flach					0.22
Sneakers					0.2
Laufschuhe			0.98	0.36	0.41
barfuß		<0.05	0.02	0.02	0.36
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	61.69	63.89	63.75	62.73	62.82
SD	1.07	2.56	1.82	1.22	2.20

Standphase rechts [% des Gangzyklus]					
Schuhe hoch					0.58
Schuhe flach					0.13
Sneakers					0.97
Laufschuhe			0.86	0.43	0.79
barfuß		0.07	<0,01	0.03	0.36
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	61.62	64.15	63.62	62.70	63.22
SD	0.99	2.77	1.06	1.27	1.97

Ende der 1. Doppel USPH links [% des Gangzyklus]					
Schuhe hoch					0.82
Schuhe flach					0.22
Sneakers					0.88
Laufschuhe			0.69	0.39	0.71
barfuß		0.08	0.03	0.04	0.37
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	11.69	14.08	13.38	12.60	12.91
SD	1.29	2.59	1.25	1.02	1.88

Ende der 1. Doppel USPH rechts [% des Gangzyklus]					
Schuhe hoch					0.96
Schuhe flach					0.93
Sneakers					0.77
Laufschuhe			0.43	0.53	<0.05
barfuß		0.11	0.14	0.77	0.99
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	10.18	12.73	11.36	10.88	10.66
SD	1.85	2.95	2.02	2.37	3.20

Aufsatzwinkel links [°]					
Schuhe hoch					0.97
Schuhe flach					0.99
Sneakers					0.15
Laufschuhe			>0,99	0.99	0.11
barfuß		<0,01	<0,01	0.01	0.61
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	17.21	26.60	26.54	27.02	18.78
SD	2.97	2.90	3.33	8.32	3.14

Aufsatzwinkel rechts [°]					
Schuhe hoch					0.94
Schuhe flach					0.51
Sneakers					0.22
Laufschuhe			0.90	0.05	0.15
barfuß		<0,01	<0,01	0.05	0.99
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	16.76	26.20	25.26	22.55	18.14
SD	4.29	4.33	3.02	6.14	4.00

Abdruckwinkel links [°]					
Schuhe hoch					
Schuhe flach					0.82
Sneakers				<0,01	0.13
Laufschuhe			0.04	0.02	0.10
barfuß		0.11	<0,01	0.47	0.26
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	72.11	74.26	76.45	70.14	63.59
SD	4.11	4.70	4.12	5.85	10.80

Abdruckwinkel rechts [°]					
Schuhe hoch					
Schuhe flach					0.98
Sneakers				0.03	0.21
Laufschuhe			0.73	0.43	0.10
barfuß		0.87	0.19	0.77	0.17
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	73.19	74.22	76.30	71.33	65.35
SD	5.19	7.29	3.24	5.64	10.34

Fußöffnungswinkel links [°]					
Schuhe hoch					
Schuhe flach					>0,99
Sneakers				0.39	>0,99
Laufschuhe			0.83	0.54	0.92
barfuß		0.26	<0.05	0.57	0.75
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	11.05	8.05	7.32	8.86	5.62
SD	7.17	5.40	4.85	4.98	1.71

Fußöffnungswinkel rechts [°]					
Schuhe hoch					
Schuhe flach					0.78
Sneakers				0.64	0.99
Laufschuhe			0.70	0.99	0.99
barfuß		0.94	0.78	0.97	0.99
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	10.34	9.68	11.96	9.78	7.64
SD	6.88	5.93	9.81	8.46	4.47

Schrittdauer links [s]					
Schuhe hoch					
Schuhe flach					0.98
Sneakers				0.73	>0,99
Laufschuhe			0.35	0.91	0.65
barfuß		0.15	0.99	0.44	0.95
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	0.52	0.53	0.52	0.53	0.51
SD	0.03	0.03	0.02	0.04	0.03

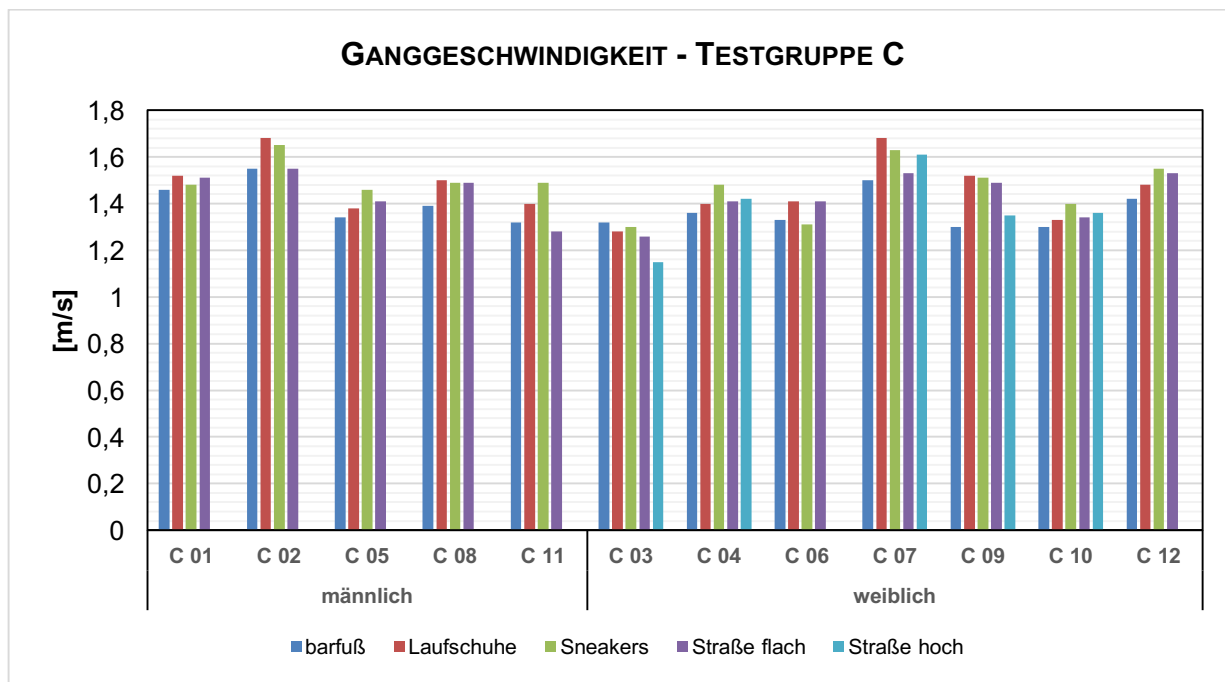
Schrittdauer rechts [s]					
Schuhe hoch					
Schuhe flach					0.97
Sneakers				0.16	0.99
Laufschuhe			0.79	0.85	0.96
barfuß		0.48	0.87	0.15	0.99
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	0.52	0.52	0.52	0.53	0.51
SD	0.03	0.04	0.03	0.04	0.03

Doppelschrittdauer links [s]					
Schuhe hoch					
Schuhe flach					0.99
Sneakers				0.25	0.92
Laufschuhe			0.06	0.99	0.62
barfuß		0.08	0.85	0.09	0.99
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	1.03	1.05	1.04	1.05	1.02
SD	0.07	0.07	0.06	0.08	0.07

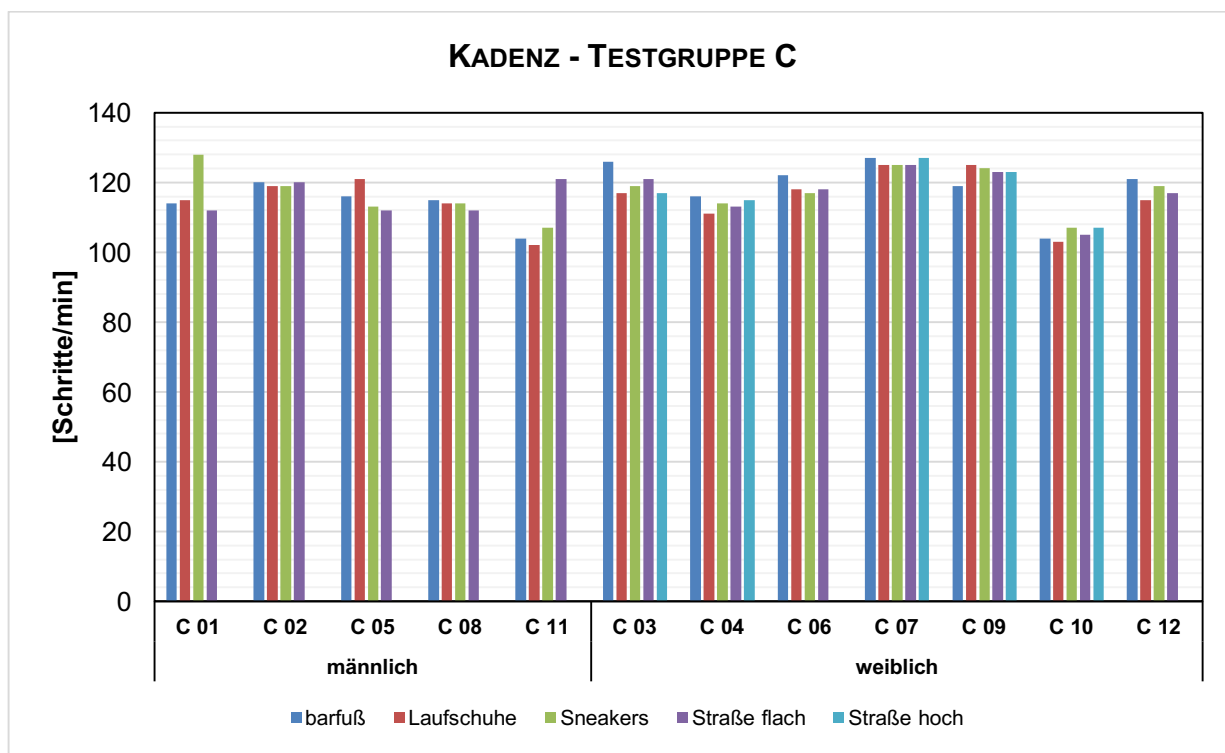
Doppelschrittdauer rechts [s]					
Schuhe hoch					
Schuhe flach					0.99
Sneakers				0.35	0.99
Laufschuhe			0.19	>0,99	0.75
barfuß		0.13	0.93	0.07	0.99
	barfuß	Lauf- schuhe	Sneakers	Schuhe flach	Schuhe hoch
Mittelwert	1.03	1.05	1.04	1.05	1.02
SD	0.07	0.07	0.05	0.08	0.06

Anhang Tabelle 2: Statistische Daten des Vergleichs verschiedener Schuhmodelle in der Testgruppe C, one-way ANOVA mit Tukey Test, signifikante Unterschiede sind hervorgehoben, n=12 (Schuhe hoch n=5)

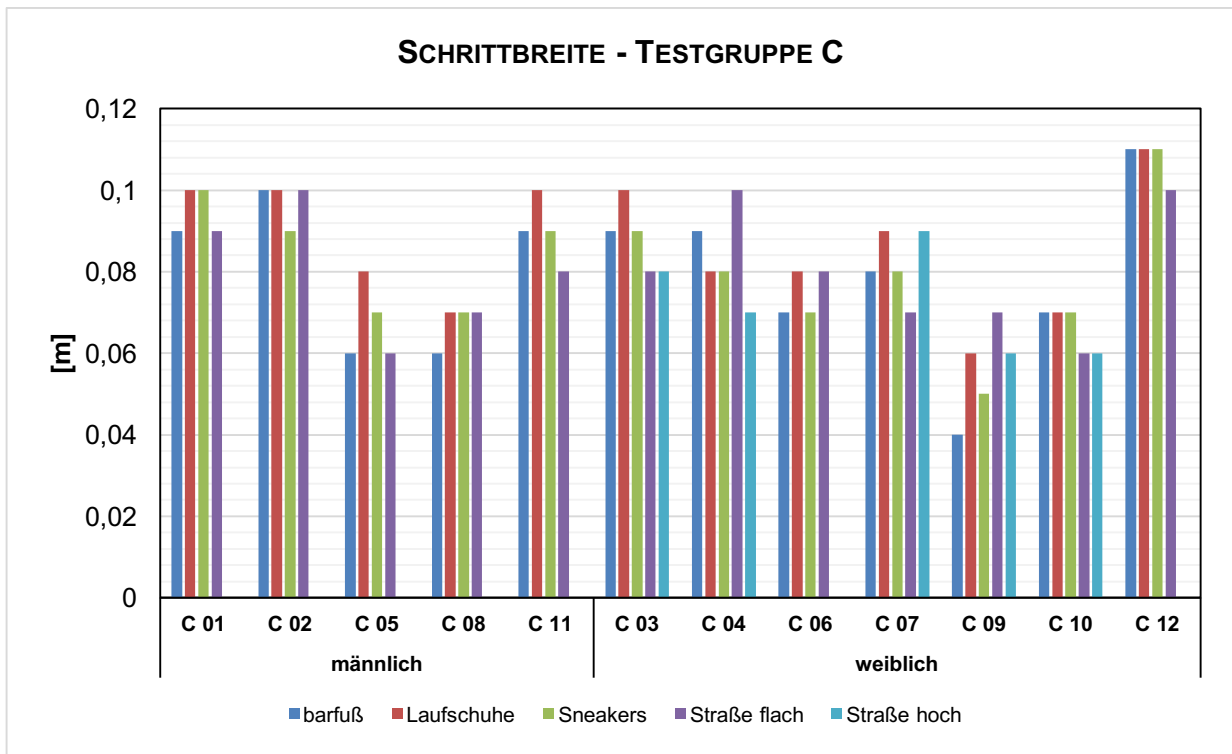
EINZELERGEBNISSE DER TESTGRUPPE C



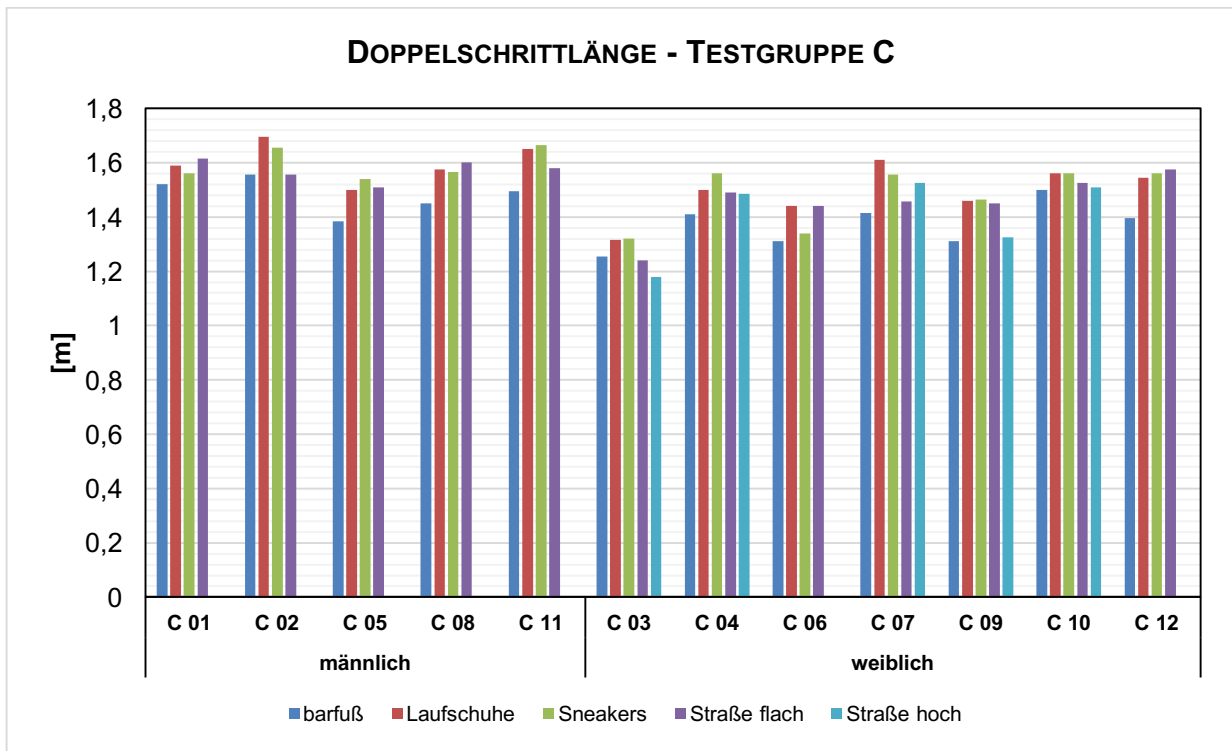
Anhang Abbildung 21: Ergebnisse der Testgruppe C (nach Personen) – Ganggeschwindigkeit



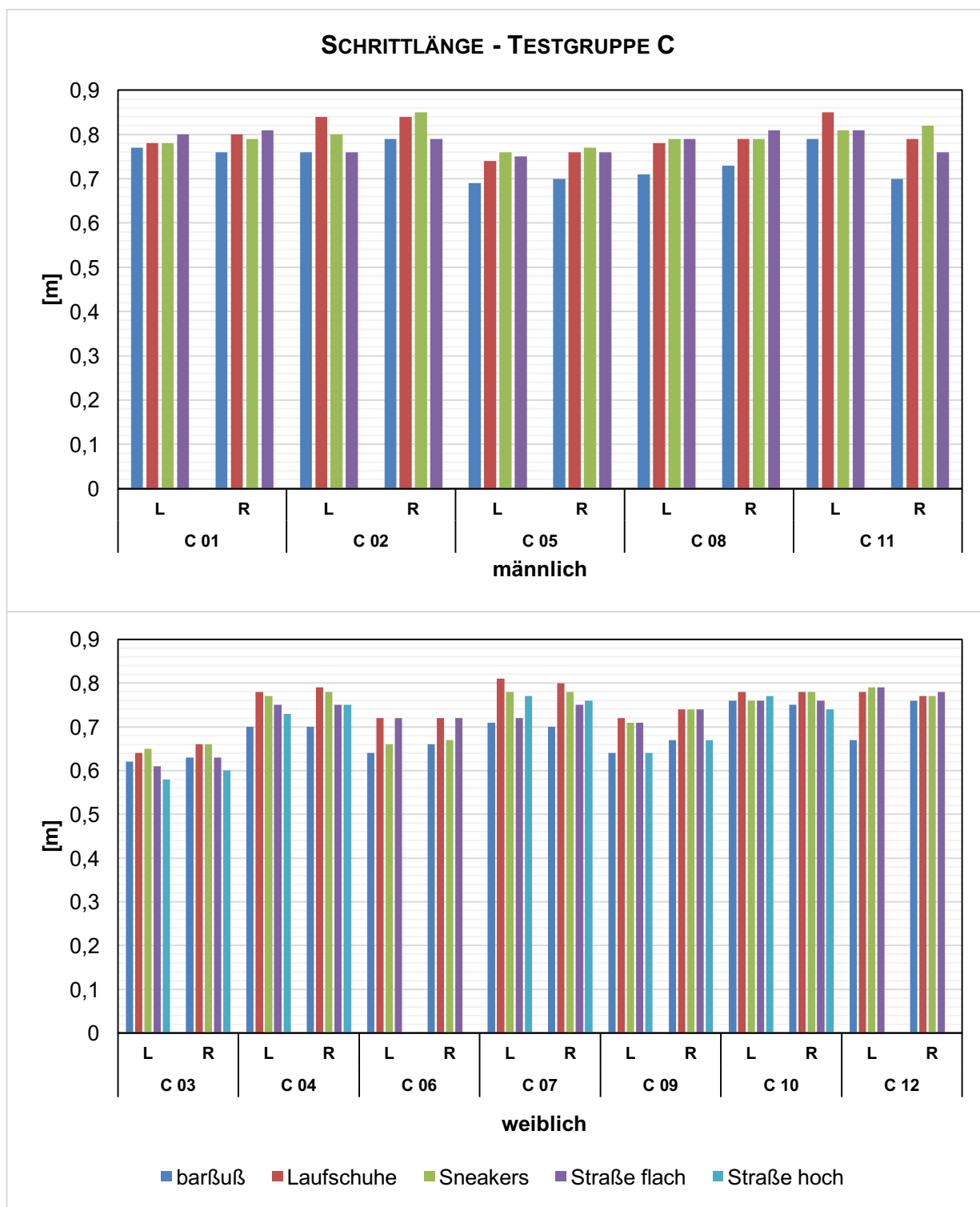
Anhang Abbildung 22: Ergebnisse der Testgruppe C (nach Personen) – Kadenz



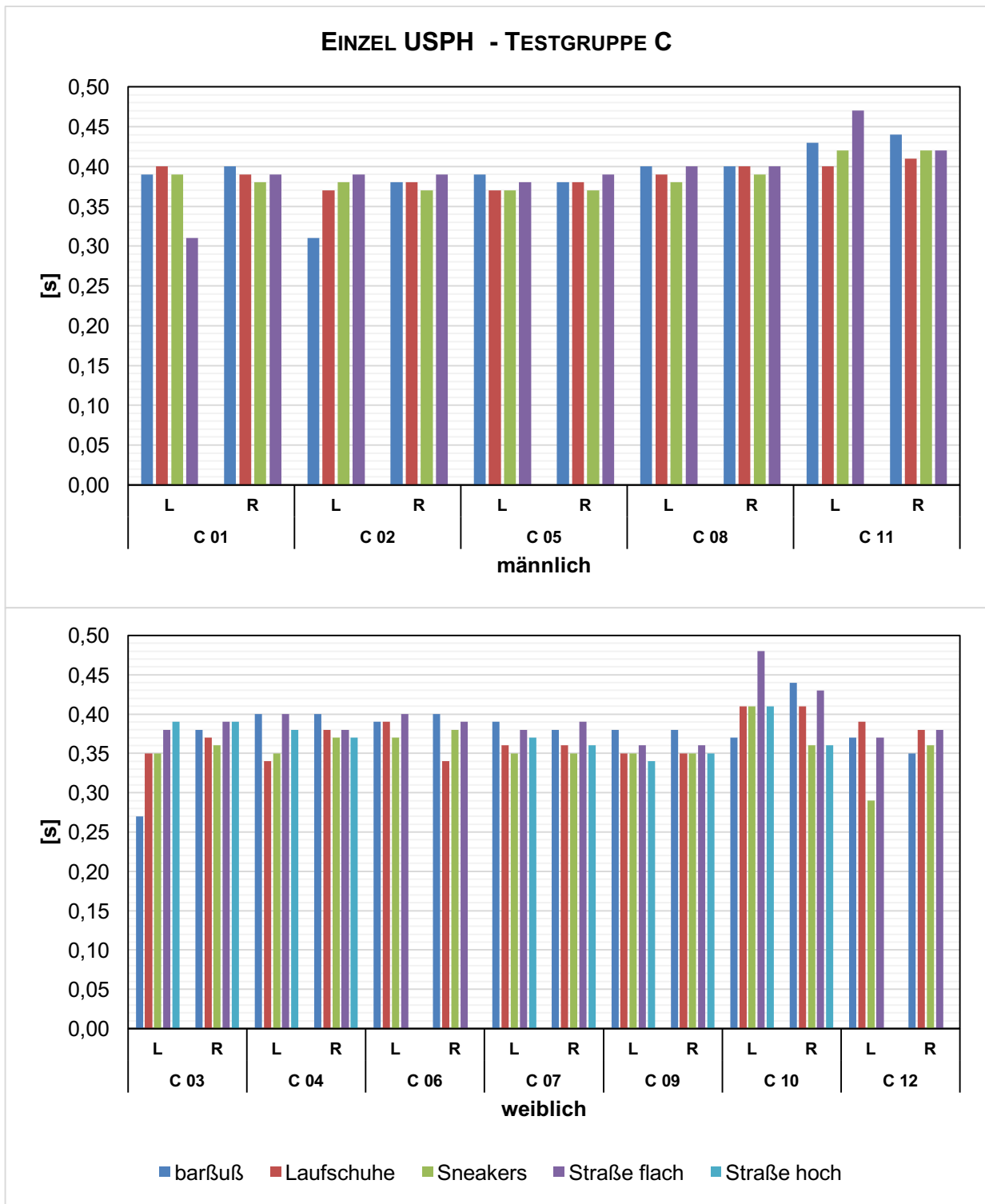
Anhang Abbildung 23: Ergebnisse der Testgruppe C (nach Personen) – Schrittweite



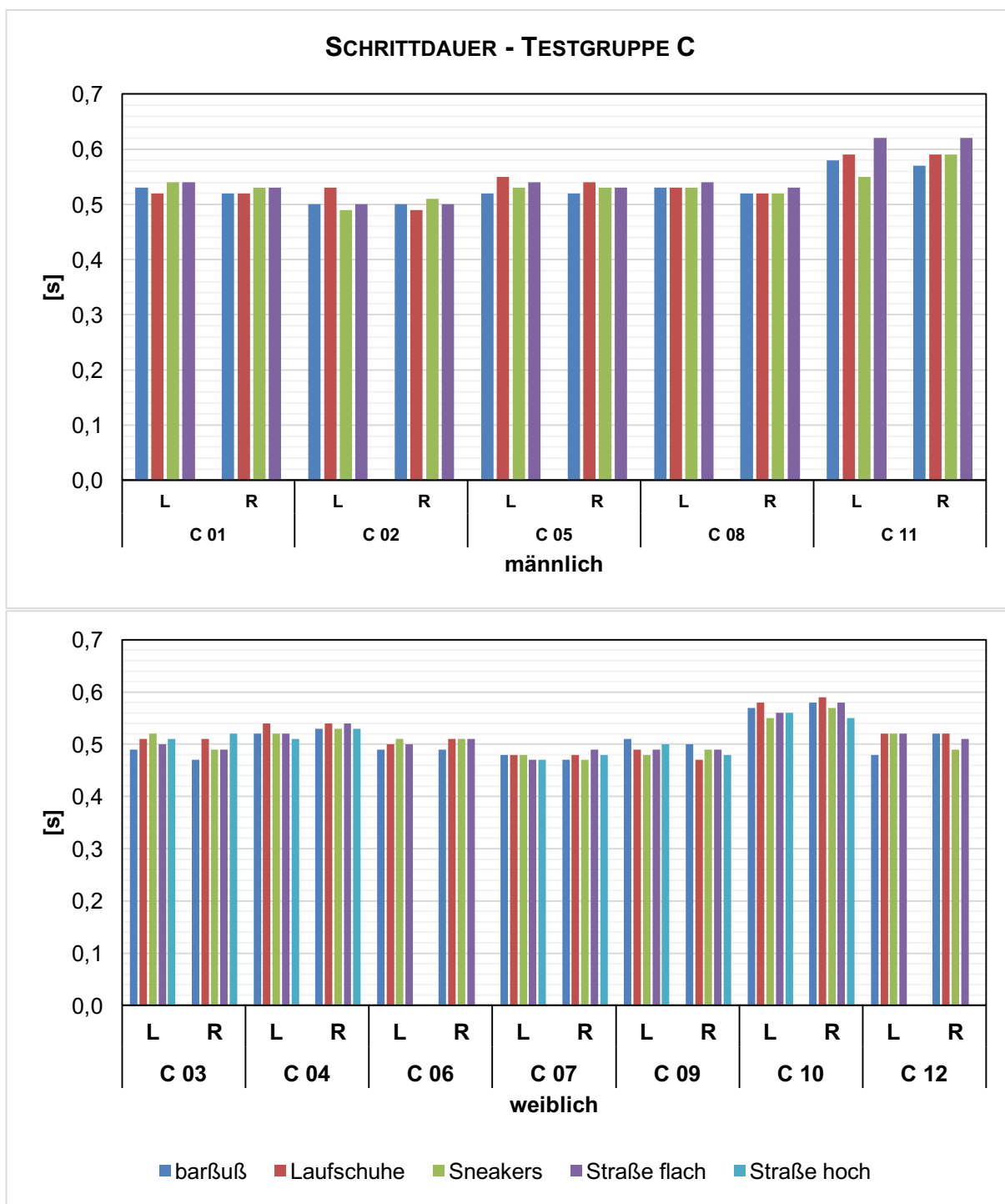
Anhang Abbildung 24: Ergebnisse der Testgruppe C (nach Personen) – Doppelschrittlänge



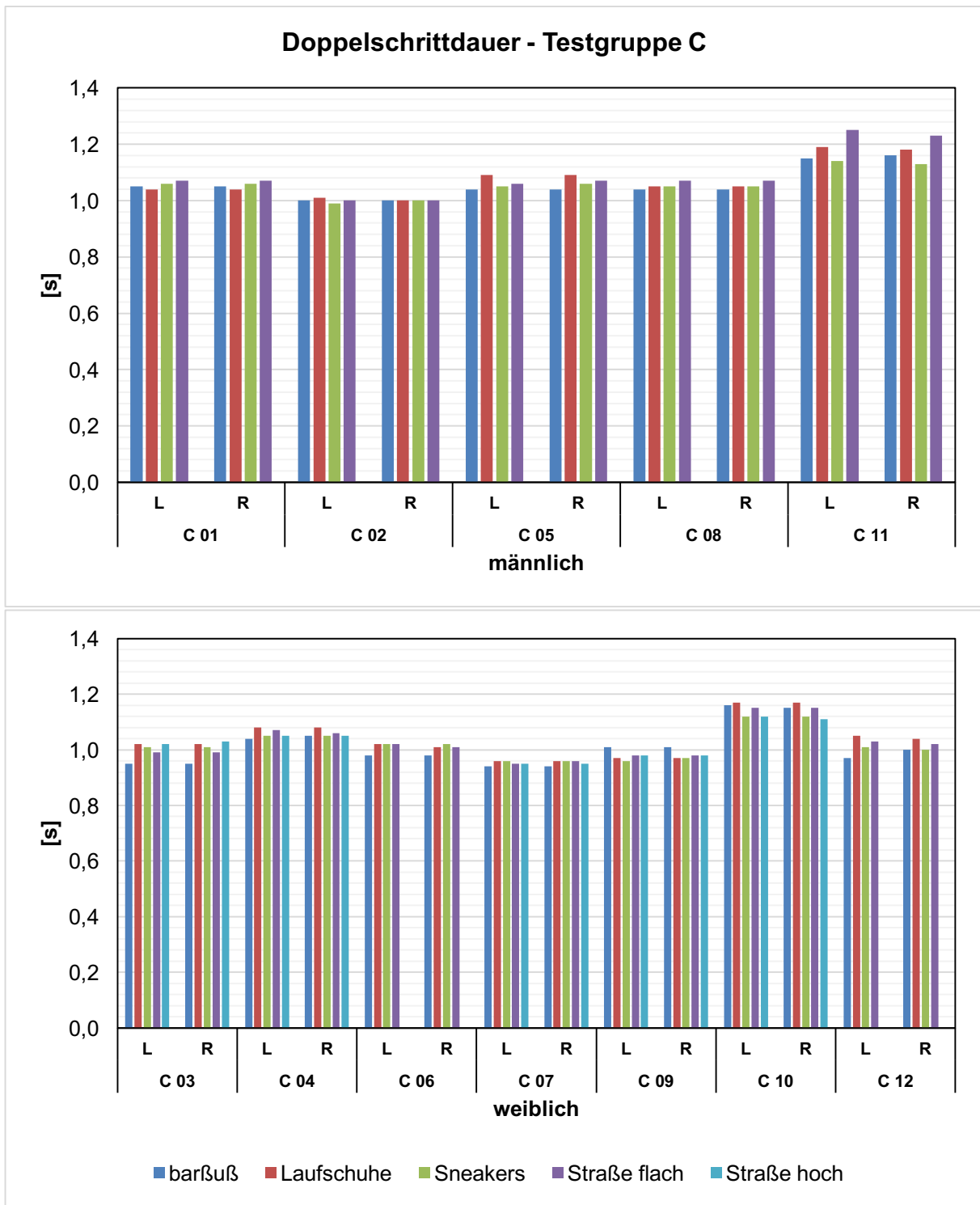
Anhang Abbildung 25: Ergebnisse der Testgruppe C (nach Personen) – Schrittlänge



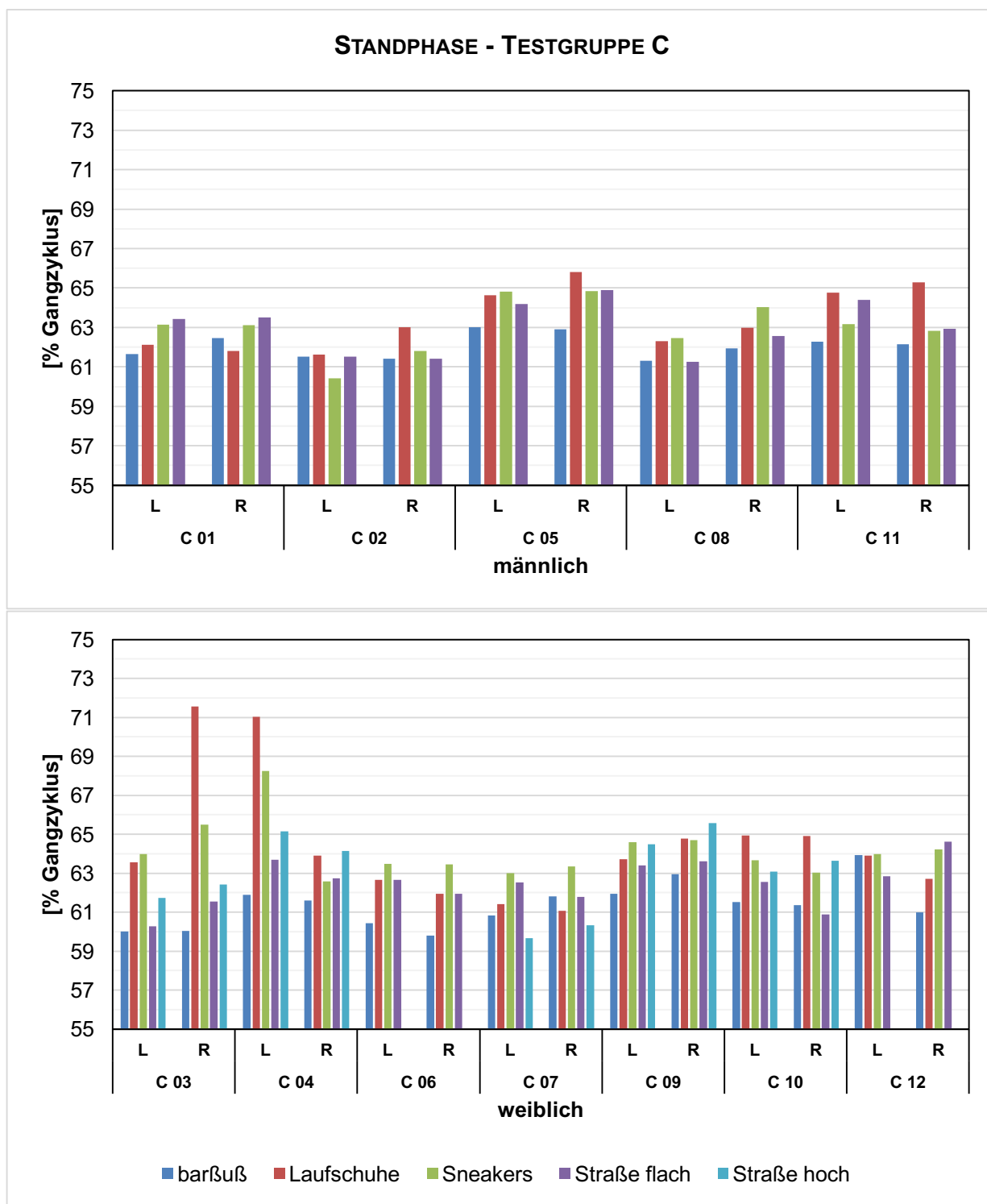
Anhang Abbildung 26: Ergebnisse der Testgruppe C (nach Personen) – Einzel USPH



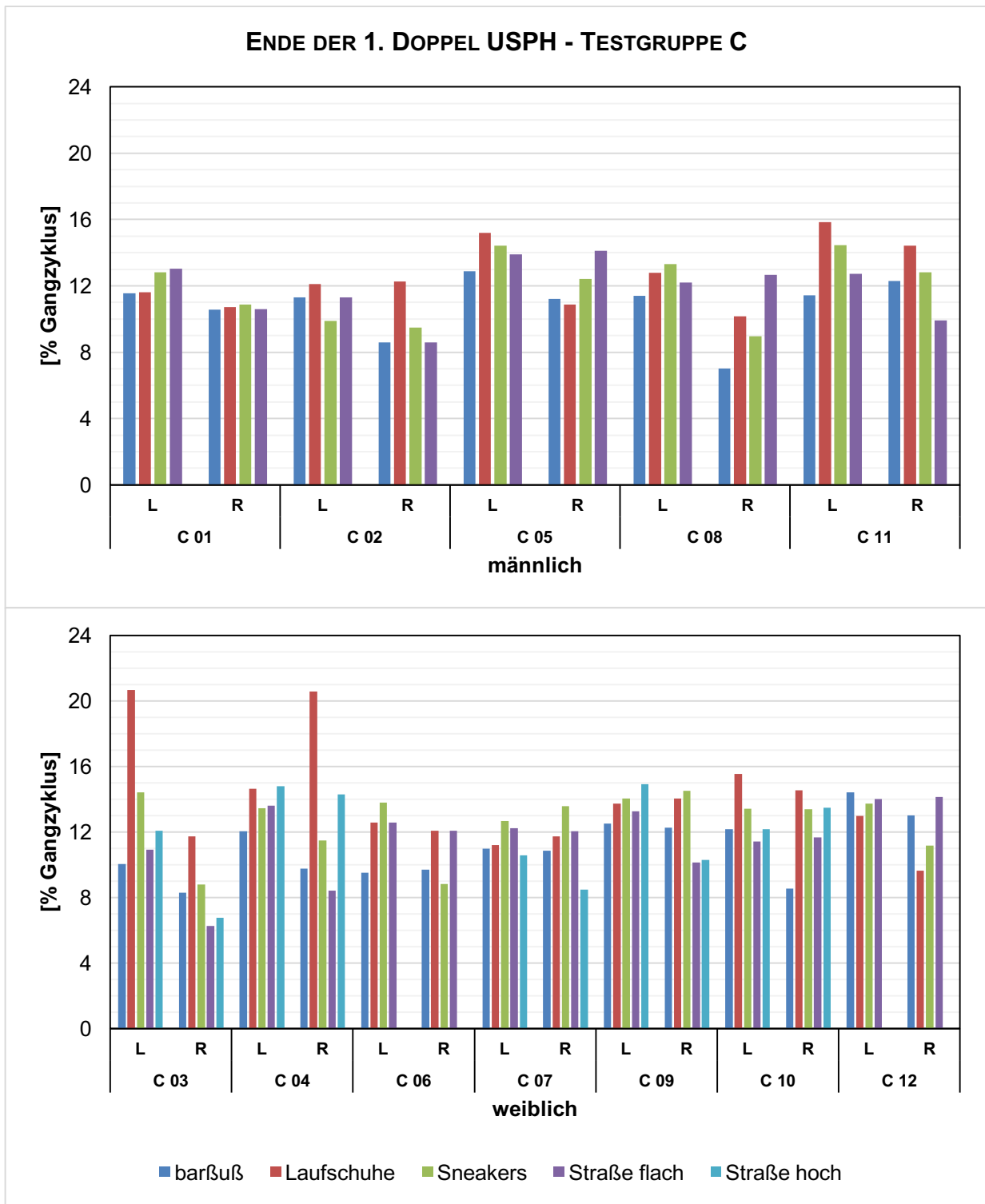
Anhang Abbildung 27: Ergebnisse der Testgruppe C (nach Personen) – Schrittdauer



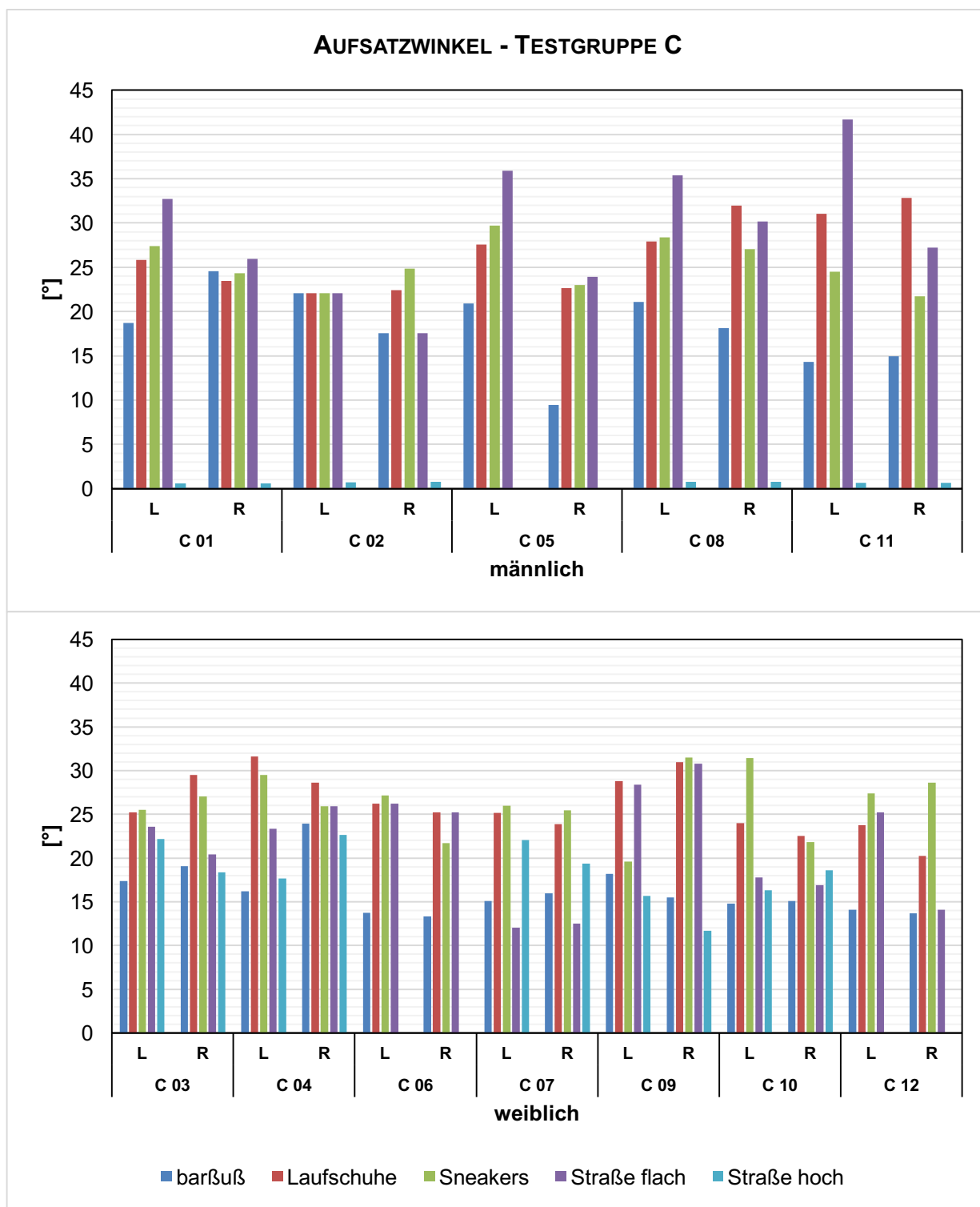
Anhang Abbildung 28: Ergebnisse der Testgruppe C (nach Personen) - Doppelschrittdauer



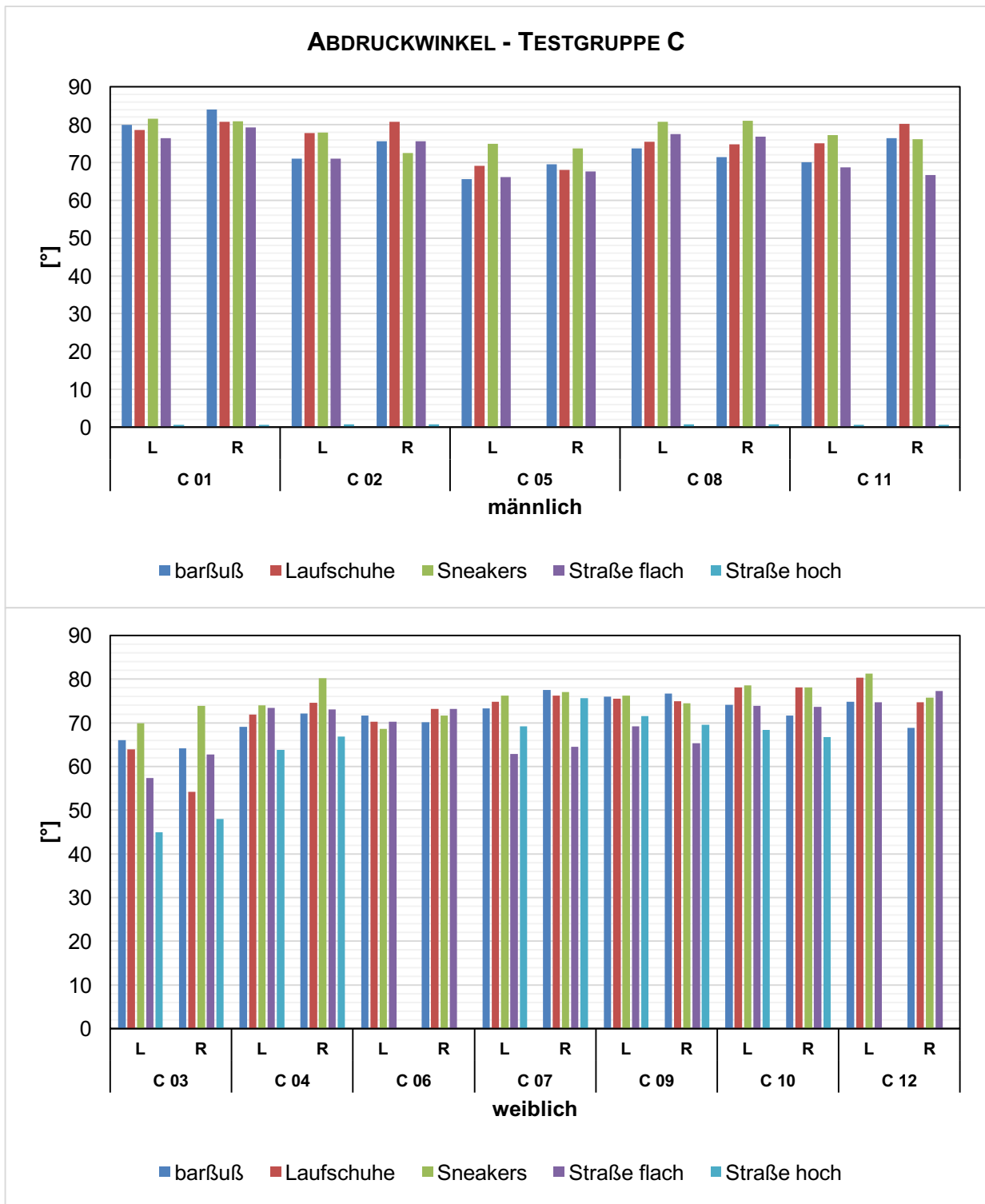
Anhang Abbildung 29: Ergebnisse der Testgruppe C (nach Personen) – Standphase



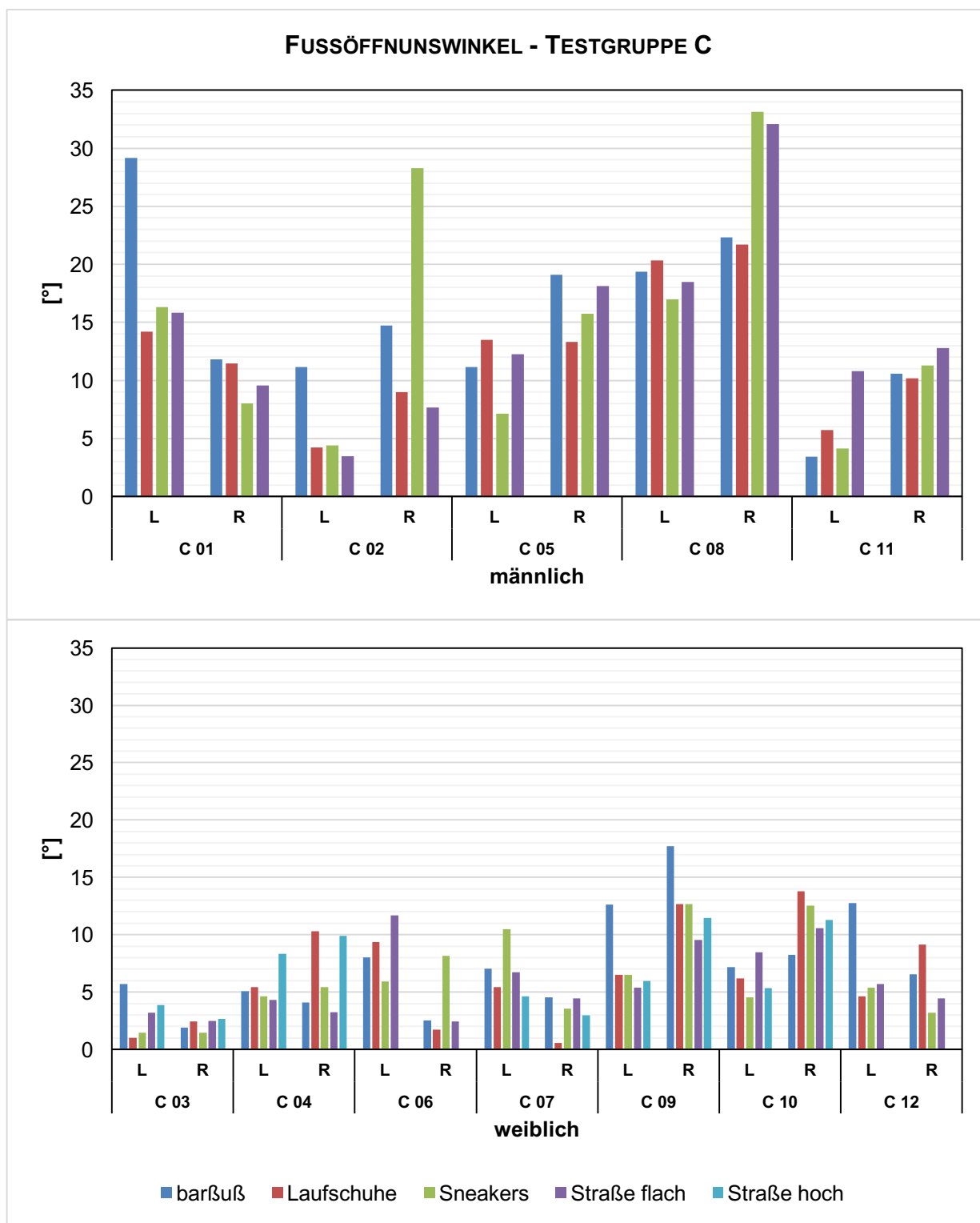
Anhang Abbildung 30: Ergebnisse der Testgruppe C (nach Personen) – Ende der 1. Doppel USPH



Anhang Abbildung 31: Ergebnisse der Testgruppe C (nach Personen) – Aufsatzwinkel



Anhang Abbildung 32: Ergebnisse der Testgruppe C (nach Personen) – Abdruckwinkel



Anhang Abbildung 33: Ergebnisse der Testgruppe C (nach Personen) – Fußöffnungswinkel

ANHANG II

WICHTIGE TEILE DES ALGORITHMUS ZUR BESTIMMUNG VON LAUFSTIL UND EVENTS BEI DER LAUFANALYSE

ÜBERSICHT HAUPTPROGRAMM

```

% Running
% Determination of IC and TO in Running Analysis
% Determination of Strike Pattern (heel, midfoot, toe)
% Carina Klimitsch
% Aug 2017
% Version 1.0

%% Variablen global
global fc1
global M_zeit_vz_az
global Berechnung_TO
global Winkel_alpha
global Daten_gefiltert
global Events_IC_Traj
global Events_IC_vz_Toe
global Events_IC_Winkel
global IC

%% Laden der Daten

[fileName, PathName] = uigetfile('*.mat', 'Select the Mat-file'); % Auswahl des mat-files
File = fullfile(PathName, fileName); % Dateipfad
load(File) % load file

%% Aufbereitung der Rohdaten
% Erstellen der Datenmatrix mit den gewünschten Markerdaten

A = Reply.Traj.Value;
Marker = Reply.Traj.Label;

for J=1:3
    for Z=1:4
        for I=1:size(A(:,Z,1),1) % Ersetzen der Inf mit 0, um filtern zu können
            if A(I,Z,J) == Inf
                A(I,Z,J) = 0;
            end
        end
    end
end
clear J Z I

RHEE = find(strcmp('RHEE',Marker));
RTOE = find(strcmp('RTOE',Marker));
LHEE = find(strcmp('LHEE',Marker));
LTOE = find(strcmp('LTOE',Marker));

R_TOE=A(:,RTOE,:);
R_HEEL=A(:,RHEE,:);
L_TOE=A(:,LTOE,:);
L_HEEL=A(:,LHEE,:);

clear A

A = [L_TOE,R_TOE,L_HEEL,R_HEEL]; % [x,y,z;L_TOE,R_TOE,L_HEEL,R_HEEL]

%% Filtern der Daten

fc1 = 12; %Grenzfrequenz
fps = Reply.VideoFreq;

for s=1:length(A)
    [b,a]=butter(4,2*2*fc1/fps,'low'); % 4th order Butterworthfilter
    Daten_gefiltert=filtfilt(b,a,A); %Literatur: 4th, 12Hz zero-lag
end

for J=1:3
    for Z=1:4
        for I=1:size(Daten_gefiltert(:,Z,1),1) % Wenn negative Werte beim Filtern entstehen, werden
diese durch 0 ersetzt
            if Daten_gefiltert(I,Z,J) < 0
                Daten_gefiltert(I,Z,J) = 0;
            end
        end
    end
end

```

```

        end
    end
end

clear J Z I fcl fps
%% Berechnung der Differentialquotienten Z-Richtung
% M_t_v_a = [s_z,v_z,a_z] (:,1-4)=Trajektorie (:,5-8)=Geschwindigkeit(v)
% (:,9-12)=Beschleunigung(a)

for i = 1:length(Daten_gefiltert)
    M_Zeit_vz_az = Differentialquotienten_Traj_z(Daten_gefiltert);
end

clear i

%% Berechnung der Winkelverläufe Z-Richtung
% Winkel_alpha(links,rechts)

for i = 1:length(Daten_gefiltert)
    Winkel_alpha = Winkelverlauf(Daten_gefiltert);
end

clear i

%% Bestimmung Laufstil (Strike Pattern)
%% 1=Vorfuß 2=Mittelfuß 3=Ferse

for i = 1:length(Winkel_alpha)
    Laufstil = Bestimmung_Laufstil(Winkel_alpha);
end

clear i

%% Bestimmung der Events
%% TOE OFF

for i = 1:length(Daten_gefiltert)
    Berechnung_TO = Berechnung_Events(Daten_gefiltert); % Differenz 2mm
end

%% Berechnung IC

if Laufstil == 1 % Vorfuß
    Events_IC_Winkel = IC_Winkel(Winkel_alpha);
    IC = Events_IC_Winkel;
else if Laufstil == 2 % Mittelfuß (ev für alle)
    Events_IC_vz_Toe = IC_vz_Toe(M_Zeit_vz_az);
    IC = Events_IC_vz_Toe;
else Laufstil == 3; % Ferse
    Events_IC_Traj = IC_Trajektorie(Daten_gefiltert);
    IC = Events_IC_Traj;
end
end

%% Ausgabe Events
TO_left = Berechnung_TO(:,1);
TO_right = Berechnung_TO(:,2);
IC_left = IC(:,1);
IC_right = IC(:,2);

% Laufstil
if Laufstil == 1; %Vorfuß
    Laufstil = 'Vorfuß'
else if Laufstil == 2; %Mittelfuß
    Laufstil = 'Mittelfuß'
else Laufstil == 3; %Ferse
    Laufstil = 'Ferse'
end
end

%% SAVE
%Testperson, Laufstil, Events

Testperson1 = replace(Testperson,'.c3d','');
save(sprintf('Events_%s',Testperson1),'Testperson1','Laufstil','TO_left','TO_right','IC_left','IC_right') % 'Analyse_TO'

%% END

BERECHNUNG DES SOHLENWINKELS
%% LINKS

```

```

for i = 1:length(M_Zeit)
    links_x(i,:) = abs((M_Zeit(i,1,1)) - (M_Zeit(i,3,1)));
    links_z(i,:) = abs((M_Zeit(i,1,3)) - abs(M_Zeit(i,3,3)));

    alpha_links_1(i,:) = links_z(i,:) / links_x(i,:);

    if M_Zeit(i,1,3) > M_Zeit(i,3,3)
        alpha_links(i,:) = -atand(alpha_links_1(i,1));
    else if M_Zeit(i,1,1) < M_Zeit(i,3,1)
        alpha_links(i,:) = atand(alpha_links_1(i,1)) + (90 - atand(alpha_links_1(i,1)))*2;
    else
        alpha_links(i,:) = atand(alpha_links_1(i,1));
    end
end
end
clear i
alpha = [alpha_links, alpha_rechts]; % Vektor [links rechts]

```

BERECHNUNG DER DIFFERENZIALQUOTIENTEN

```

%% Berechnung des Gradienten der Geschwindigkeit
s_z = [M_Zeit(:,1,3),M_Zeit(:,2,3),M_Zeit(:,3,3),M_Zeit(:,4,3)];

%% Geschwindigkeit in Z-Richtung (1. Ableitung)
vz_Toe_L = gradient(s_z(:,1));
vz_Toe_R = gradient(s_z(:,2));
vz_Heel_L = gradient(s_z(:,3));
vz_Heel_R = gradient(s_z(:,4));

v_z = [vz_Toe_L,vz_Toe_R,vz_Heel_L,vz_Heel_R];

```

BESTIMMUNG DES LAUFSTILS

```

%% LINKS
pks = findpeaks(-Winkel_alpha(:,1));
maxi = abs(max(pks));
mini = abs(min(pks));

diff = 15;
pks = pks*(-1);

pks_1 = [];

for i = 1:length(pks)
    if pks(i,1) < diff
        pks_1 = [pks_1;pks(i,1)];
    end
end

clear i pks maxi mini diff

%% Berechnung Mean links und rechts
mittel_l = mean(pks_1);
mittel_r = mean(pks_r);
mittel_1 = [mittel_l mittel_r];
mittel = mean(mittel_1, 'omitnan');

%% BESTIMMUNG LAUFSTIL
% Vorfuß (größer -1) Mittelfuß (-1 bis -16) Ferse (kleiner -16)

if mittel > -1
    % Vorfuß = 1
    X = 1;
else if mittel < -1 && mittel > -16
    % Mittelfuß = 2
    X = 2;
else mittel < -16;
    % Ferse = 3
    X = 3;
end
end

Laufstil = X;

```

BESTIMMUNG DES TO

```

function[Events_Trajektorie] = Berechnung_Events(Daten_gefiltert)
%% Bestimmung von TO

% LINKS
[pks,z] = findpeaks(-Daten_gefiltert(:,1,3));
pks = pks * (-1);

for i = 1:length(pks) % falls min = 0, dann wird 0 durch NaN ersetzt
    if pks(i,1) == 0
        pks(i,1) = NaN;
    end
end

mini = min(pks)+5;

TO_l_1 = [];

for i = 1:length(pks) % Mimima bestimmen
    if pks(i,1) < mini
        TO_l_1 = [TO_l_1;pks(i,1) z(i,1)];
    end
end

TO_l = [];

s = 2;
i = 1;

for y = 1:length(TO_l_1)-1
    for ss = 1:50
        if Daten_gefiltert(TO_l_1(y,2)+s,1,3) - Daten_gefiltert(TO_l_1(y,2)+(s-1),1,3) > 3 && i == 1
            TO_l(y,1) = TO_l_1(y,2)+s;

            i = i + 1;
        else
            s = s+1;
        end
    end
    i = 1;
    s = 2;
end

clear pks z mini i

```

BESTIMMUNG DES IC (NACH LAUFSTIL)**VORFUSSAUFSATZ (WINKELVERLAUF)**

```

%% Links

maxi = max(Winkel_alpha(:,1));
limi = maxi * 0.5;
[pks_l IC_Winkel_l] = findpeaks(Winkel_alpha(:,1));

IC_Winkel_l_1 = [];

for i = 1:length(pks_l)
    if pks_l(i,1) < limi
        IC_Winkel_l_1 = [IC_Winkel_l_1;pks_l(i,1) IC_Winkel_l(i,1)];
    end
end

%IC_Winkel_l_2 = IC_Winkel_l_1(:,2);

IC_Winkel_l_2 = [];

for i = 1:length(IC_Winkel_l_1)-1
    if IC_Winkel_l_1(i+1,2) - IC_Winkel_l_1(i,2) > 50
        IC_Winkel_l_2 = [IC_Winkel_l_2; IC_Winkel_l_1(i+1,2)];
    end
end

clear maxi limi

```

MITTELFUSSAUFSATZ (TOE VZ)

```
%% Links

mini = min(M_Zeit_vz_az(:,5));
limi = mini * 0.25;
[pks_l z_l] = findpeaks(-M_Zeit_vz_az(:,5));
pks_l = pks_l*(-1);

IC_Winkel_l = [];

for i = 1:length(pks_l)
    if pks_l(i,1)<limi
        IC_Winkel_l = [IC_Winkel_l;pks_l(i,1) z_l(i,1)];
    end
end

IC = IC_Winkel_l(:,1);
z = IC_Winkel_l(:,2);

IC_Winkel_l_1 = [];

for i = 1:length(z(:,1))-1
    if z(i+1,1)-z(i,1) < 50
        IC_Winkel_l_1 = [IC_Winkel_l_1; z(i+1,1)];
    end
end

IC_Winkel_l_2 = [];

for i = 1:length(IC_Winkel_l_1(:,1))-1
    if IC_Winkel_l_1(i+1,1) - IC_Winkel_l_1(i,1) > 50
        IC_Winkel_l_2 = [IC_Winkel_l_2; IC_Winkel_l_1(i+1,1)];
    end
end

clear maxi limi z
```

FERSENAUFSATZ (TRAJEKTORIE)

```
%% Links

Heel_l = Daten_gefiltert(:,3,3);

[pks_l_1 IC_Traj_l] = findpeaks(-Heel_l);
pks_l_1 = pks_l_1*(-1);

medi = median(pks_l_1);
limi_1 = medi - 10;
limi_2 = medi + 10;

pks_l = [];

for i = 1:length(pks_l_1)
    if pks_l_1(i,1) > limi_1 && pks_l_1(i,1) < limi_2
        pks_l = [pks_l; pks_l_1(i,1) IC_Traj_l(i,1)];
    end
end

pks_l1 = [];

for i = 1:length(pks_l(:,2))-1
    if pks_l(i+1,2) - pks_l(i,2) > 50
        pks_l1 = [pks_l1; pks_l(i+1,2)];
    end
end

clear i medi limi_1 limi_2
```