

**Biomechanik des Unterschenkels und Fußes:
Etablierung einer standardisierten Messmethode
mittels Ultraschall im 3-dimensionalen Raum**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Alexander Sven Zink
Caracas/Venezuela

2007

Angefertigt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Dipl. Phys. Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. G. Schumpe
2. Gutachter: PD Dr. med. T. Wallny

Tag der Mündlichen Prüfung: 14.05.2007

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie & Unfallchirurgie

Direktor: Univ.-Professor Dr. med. D. C. Wirtz

Diese Dissertation ist auf dem Hochschulschriftenserver der ULB Bonn

http://hss.ulb.uni-bonn.de/diss_online elektronisch publiziert

**Sage niemals alles, was du weißt,
aber wisse immer alles, was du sagst.**

für meine Eltern Rosemarie und Michael,
meine Schwester Johanna,
und meine Freunde

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	S. 7
1.1 Allgemeine Biomechanik.....	S. 7
1.2 Zielsetzung.....	S. 7
2. Unterschenkel und Fuß.....	S. 8
2.1 Anatomische Grundlagen von Unterschenkel und Fuß.....	S. 8
2.1.1 Tibia und Fibula.....	S. 8
2.1.2 Oberes Sprunggelenk.....	S. 8
2.1.3 Talus.....	S. 10
2.1.4 Unteres Sprunggelenk.....	S. 11
2.1.5 Chopartsches Gelenk.....	S. 12
2.1.6 Distale Fußgelenke.....	S. 13
2.2 Biomechanik von Unterschenkel und Fuß.....	S. 14
2.2.1 Muskelapparat.....	S. 14
2.2.2 Oberes Sprunggelenk.....	S. 15
2.2.3 Tibiofibulare Gelenke.....	S. 16
2.2.4 Unteres Sprunggelenk.....	S. 17
2.2.5 Chopartsches Gelenk.....	S. 18
2.2.6 Intercuneiforme Gelenke.....	S. 18
2.2.7 Tarsometatarsale Gelenke.....	S. 19
2.3 Ganganalyse.....	S. 19
2.3.1 Instrumentelle Ganganalyse.....	S. 20
2.4 Überblick über bisherige Ganganalysen.....	S. 21
2.4.1 Gangzyklus.....	S. 22
2.4.2 Dreidimensionale Ganganalyse.....	S. 26
3. Material und Methoden.....	S. 27
3.1 Ultraschall-Topometrie.....	S. 27
3.2 Versuchsaufbau.....	S. 31
3.3 Versuchsablauf.....	S. 35
3.4 Probanden.....	S. 39
3.5 Graphische Auswertung.....	S. 40
3.5.1 Splinen.....	S. 41
3.5.2 Darstellung der Koordinaten gegen die Zeit.....	S. 41

3.5.3	Darstellung der Geschwindigkeit gegen die Zeit.....	S. 42
3.5.4	Darstellung der Beschleunigung gegen die Zeit.....	S. 43
3.5.5	Darstellung der Winkelveränderung.....	S. 44
3.5.6	Darstellung der Winkelgeschwindigkeit.....	S. 45
3.5.7	Darstellung der Winkelbeschleunigung.....	S. 45
3.5.8	Winkel, Winkelgeschwindigkeit, Winkelbeschleunigung bei anderen Winkeln.....	S. 47
3.6	Statistische Verfahren.....	S. 47
4.	Ergebnisse.....	S. 49
4.1	Beschreibung der Messergebnisse.....	S. 49
4.2	Exemplarische Ergebnisauswertung einer Einzelmessung.....	S. 49
4.3	Ergebnisse aller Probanden.....	S. 66
5.	Interpretation der Ergebnisse.....	S. 85
6.	Diskussion der Ergebnisse.....	S. 97
7.	Zusammenfassung.....	S. 102
8.	Literaturverzeichnis.....	S. 104
9.	Danksagung	S. 107

1 Einleitung

1.1 Allgemeine Biomechanik

Die allgemeine Biomechanik befasst sich mit den Wechselbeziehungen biologischer Lebensvorgänge in Bezug auf die Mechanik. An ihr sind Forscher aus den verschiedensten Wissenschaftsbereichen beteiligt. Für ein umfassendes Verständnis biomechanischer Zusammenhänge sind Kenntnisse aus Medizin, Physiotherapie, Physik, Technik, Biologie, sowie vielen weiteren Disziplinen vonnöten.

Die Biomechanik hat sich in den letzten 30 Jahren aus einer Disziplin zur Untersuchung und Entwicklung optimaler Bewegungsabläufe im Bereich des Hochleistungssports zu einem eigenständigen wissenschaftlichen Fachgebiet entwickelt, dessen Erkenntnisse dem Menschen vor allem im Bereich der Orthopädie und der Rehabilitation zugute kommen (Schewe, 2000).

1.2 Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist es, neue Erkenntnisse über das normale menschliche Gangbild, insbesondere über die Bewegungsabläufe in Unterschenkel und Fuß, zu sammeln. Zur gleichen Zeit sollte ein sehr genaues, ganzheitlich orientiertes, aber auch in der täglichen Praxis sehr einfach verwendbares Bewegungsanalysesystem für die Routinediagnostik gefunden und getestet werden. Hierzu bot sich die Anwendung des Ultraschalltopometers an, das jedoch auf die von uns benötigten Bedürfnisse abgestimmt werden musste. Des Weiteren war es unser Ziel, Maßstäbe und Kriterien für die Routine-Ganganalyse, sowie für die anschließende Datenauswertung zu entwickeln.

2 Unterschenkel und Fuß

2.1 Anatomische Grundlagen von Unterschenkel und Fuß

Die Gelenke des Fußes sind zahlreich und ihre jeweiligen Verbindungen untereinander sehr komplex. Nimmt man dann noch den jeweiligen Beitrag zu Fußbewegungen und somit die bewegungsphysiologische Bedeutung der einzelnen Knochen und Gelenke hinzu, so entsteht ein komplexes, und vielleicht auch verwirrendes Gesamtbild. Daher möchte ich zunächst auf die rein anatomischen Gesichtspunkte von Fuß und Unterschenkel zu sprechen kommen.

2.1.1 Tibia und Fibula

Tibia und Fibula artikulieren sowohl proximal, als auch distal miteinander. Proximal durch ein Gelenk, die *Articulatio tibiofibularis*, das jedoch durch straffe Bänder in seiner Beweglichkeit eingeschränkt ist. Distal befindet sich zwischen Tibia und Fibula eine Syndesmose, die *Syndesmosis tibiofibularis*, die ebenfalls von starken Bändern ventral und dorsal gestützt wird. Eine über große Distanz beider Knochen ziehende *membrana interossea* sorgt für zusätzliche Stabilität und schränkt die Bewegungsausmaße weiter ein.

2.1.2 Oberes Sprunggelenk (OSG)

Tibia und Fibula artikulieren des Weiteren distal beide mit dem Talus, indem sie den Talus zwischen sich nehmen. Diese so genannte *Articulatio talocruralis*, das obere Sprunggelenk, ist vielleicht als das funktionell bedeutsamste Gelenk im Fußwurzelbereich anzusehen (Kapandji, 2001). Der proximale Teil, bestehend aus distaler Tibia und distaler Fibula, auch Malleolengabel genannt, bildet gemeinsam einen Block, der eine zylindrische Rolle aufnehmen kann. Der Talus besitzt eine annähernd zylindrische Form mit quer gerichtetem Verlauf und passt somit mit seinem proximalen Anteil genau in die Malleolengabel hinein.

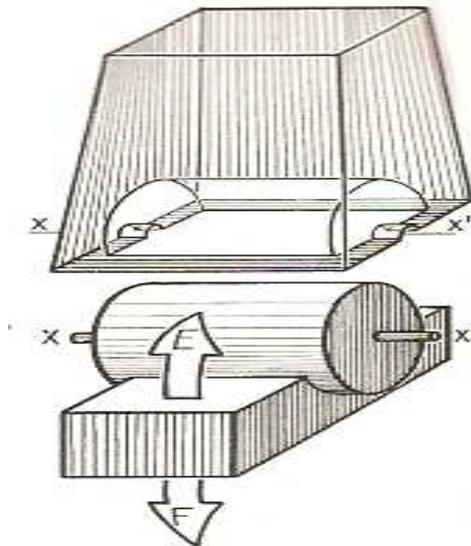


Abb. 1: Modell der Trochlea tali (aus Kapandji, 2001); oberer Block, bestehend aus distaler Tibia und distaler Fibula, artikuliert mit Talusrolle

Genauer betrachtet, besitzt die facies superior des Talus, auch Trochlea tali genannt, drei Gelenkflächen; eine mediale, eine laterale, sowie eine mittig angeordnete Rinne zwischen beiden erstgenannten Flächen.

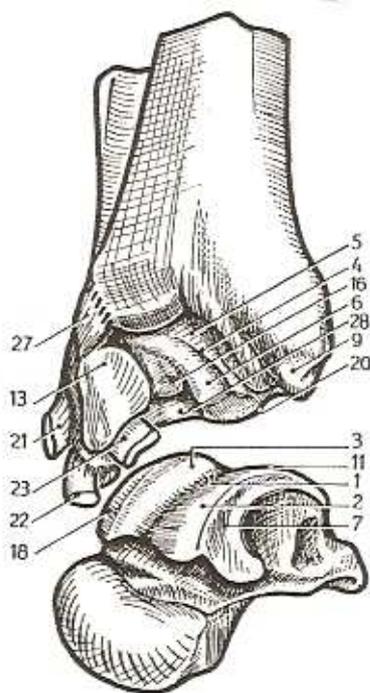


Abb. 2: Anatomischer Aufbau der Gelenkflächen der Trochlea tali (aus Kapandji, 2001)

Diese mittig angeordnete Rinne zeigt hierbei nicht exakt in sagittale Richtung, sondern ist leicht nach ventro-lateral orientiert (Kapandji, 2001). Die Längsachse des Fußes zeigt dieselbe ventro-laterale Ausrichtung. Die mediale und laterale Gelenkfläche artikulieren mit der malleolären Gelenkfläche von Tibia und Fibula. Die mittig angeordnete Rinne artikuliert ausschließlich mit einer gegensätzlich geformten Fläche der Tibia. Daraus ergibt sich auch bereits, dass die Tibia die Hauptlast des Körpers trägt, wohingegen die Fibula lediglich einen geringeren Anteil beiträgt. Der äußere Knöchel, Malleolus lateralis ist außerdem massiger als der innere und reicht deutlich weiter nach distal. Er liegt auch weiter dorsal als der innere Knöchel, der Malleolus medialis. Diese Anordnung bedingt, dass die grob geschätzt transversal ausgerichtete Hauptbewegungsachse des oberen Sprunggelenks in Wirklichkeit leicht schräg (ca. 20 Grad) nach dorso-lateral verläuft.

Das obere Sprunggelenk wird von starken medialen und lateralen Kollateralbändern fixiert, die von proximal des jeweiligen Knöchels bis nach distal zu den beiden Elementen des Rückfußes, also Talus und Calcaneus, reichen. Des Weiteren geben vordere und hintere Bänder zusätzlichen Halt, die ventral von Tibia zum Talus, sowie dorsal von Tibia und Fibula zum Talus ziehen. Alle Bänder des oberen Sprunggelenks strahlen in die gemeinsame Gelenkkapsel ein und stabilisieren diese somit zusätzlich.

2.1.3. Talus

Der Talus nimmt unter mehreren Gesichtspunkten, mechanisch wie auch funktionell, eine Sonderstellung ein. Er bildet den höchsten Punkt des gesamten Rückfußes. Somit überträgt er allein die Last auf das gesamte Fußskelett, was eine hohe mechanische Belastung bedeutet. Die von proximal her über die Talusrolle aufgenommenen Kräfte (siehe Pfeil Nr. 1) werden anschließend in drei Richtungen weitergegeben:

1. über die *Articulatio subtalaris* in Richtung Ferse (siehe Pfeil Nr. 2),
2. über die *Articulatio talonavicularis* nach ventro-medial zum medialen Bogen der Fußwölbung (siehe Pfeil Nr. 3),
3. über die *Articulatio talocalcaneare anterior* nach ventro-lateral zum lateralen Bogen der Fußwölbung (siehe Pfeil Nr. 4). (Kapandji, 2001)

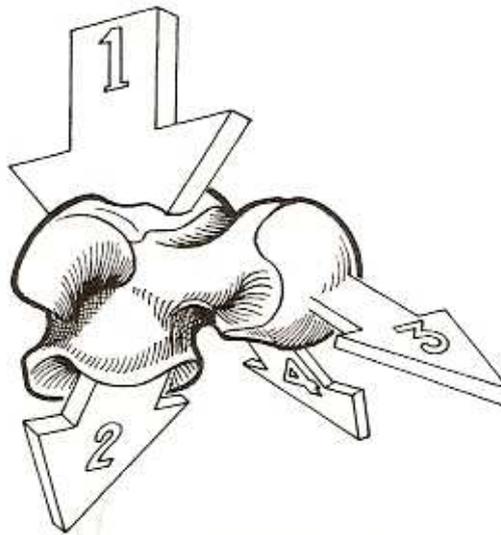


Abb. 3: Kräfteverteilung im Sprunggelenk (aus Kapandji, 2001);

Pfeil Nr. 1: die von proximal auf die Talusrolle einwirkenden Kräfte

Pfeil Nr. 2: die auf die Articulatio subtalaris weitergegebenen Kräfte

Pfeil Nr. 3: die über die Articulatio talonavicularis weitergegebenen Kräfte

Pfeil Nr. 4: die über die Articulatio talocalcaneare anterior weitergegebenen Kräfte

Obwohl am Talus selbst keine Muskeln ansetzen, wird er durch die Sehnen sämtlicher Unterschenkelmuskeln, die alle an ihm vorbei ziehen, stabilisiert. Des Weiteren sind zahlreiche Bänder an ihm fixiert, auf die später im Rahmen der Bewegungsphysiologie näher eingegangen wird.

2.1.4 Unteres Sprunggelenk (USG)

Weiter distal folgt das untere Sprunggelenk, die Articulatio subtalaris, zwischen Talus und Calcaneus. Hierbei artikuliert die Unterfläche des Talus mit der Oberfläche des Calcaneus. Dieses Gelenk besteht aus zwei voneinander getrennten Gelenkkammern, einer vorderen und einer hinteren. In der vorderen Gelenkkammer kann weiter eine mittlere und eine vordere Gelenkfäche abgegrenzt werden. Wichtig für das spätere Verständnis der Gelenkfunktion könnte die anatomische Beschaffenheit der jeweiligen Gelenkflächen sein.

Die hintere Calcaneusfläche ist annähernd oval und konvex. Ihre Längsachse verläuft schräg nach ventro-lateral. Die quere Achse verläuft von dorso-kranial-lateral nach ventro-kaudal-medial und ist annähernd plan bis leicht konvex. Die mit dieser Fläche artikulierende hintere Talusfläche ist mit gleicher Achse und entsprechend entgegen gesetzter Krümmung versehen.

Die mittlere und vordere Calcaneusfläche ist bikonkav und nimmt den bikonvexen Taluskopf auf. Zusammen bilden die Calcaneusflächen mit dem Ligamentum deltoideum und der Gelenkkapsel eine Pfanne für den Kopf des Talus.

2.1.5 Chopartsches Gelenk

Weiter distal des unteren Sprunggelenks befinden sich mehrere Gelenke, die auch als *Articulatio tarsi transversa* (Chopartsches Gelenk) zusammengefasst werden. Im Einzelnen sind dies die *Articulatio talocalcaneonavicularis*, sowie die *Articulatio calcaneocuboidea*. Das Talonaviculargelenk liegt medial, das Calcaneocuboidgelenk lateral. Insgesamt fünf kräftige Bänder überbrücken das Chopartgelenk und pressen somit die Gelenkflächen fest aufeinander.

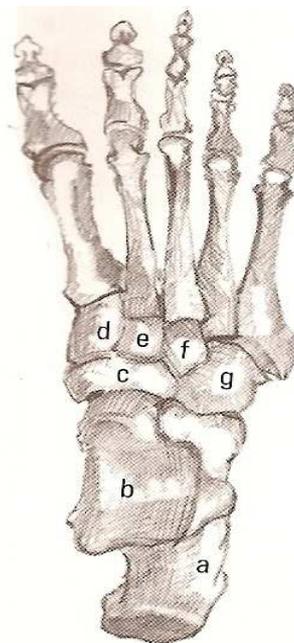


Abb. 4 Überblickzeichnung der Fußwurzelknochen, von kranial (aus Wirhed, 2001)

a = Calcaneus, b = Talus, c = Os naviculare, d, e, f = Ossa cuneiformia, g = Os cuboideum

2.1.6 Distale Fußgelenke

Alle nun weiter distal am Fuß gelegenen Gelenke sind Amphiarthrosen. Das bedeutet, dass die Bewegungsausmaße der einzelnen Gelenke sehr eingeschränkt sind. Der Beitrag zur Gesamtbewegung des Fußes während des Laufens, insbesondere bei Extrembewegungen, darf jedoch nicht unterschätzt werden. Zunächst artikulieren die proximal gelegenen Knochen Naviculare und Cuboid mit den weiter distal gelegenen Fußwurzelknochen. Im speziellen artikuliert das Naviculare mit den Cuneiformia mediale, intermedium und laterale, sowie das Cuboid von medial nach lateral mit dem Cuneiforme laterale, sowie dem vierten und fünften Metatarsale. Die Gelenke zwischen den Ossa cuneiformia weisen ebenfalls entsprechende Facetten und interossäre Bänder auf.

Weiter distal befinden sich die Articulationes tarsometatarsae. Hier artikulieren die drei Cuneiformia, sowie das Cuboid als proximale Seite einerseits, mit den Basen der fünf distal gelegenen Ossa Metatarsi andererseits. Die zwischen proximalem und distalem Gelenkanteil entstehende Linie wird auch Lisfrancsche Gelenklinie genannt. Kräftige Bänder überspannen die Lisfrancsche Gelenklinie longitudinal, sowie die einzelnen Knochen in Querrichtung. Dies erklärt die z.T. gute Verzahnung der Gelenke und die relativ geringen Bewegungsausmaße in den jeweiligen Gelenken.

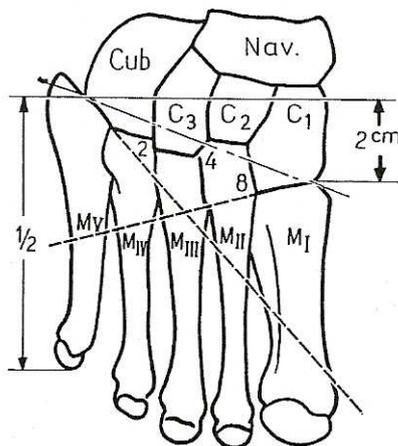


Abb. 5: distale Fußgelenke, Schemazeichnung von kranial (aus Kapandji, 2001)

Nav. = Os Naviculare

Cub. = Os Cuboideum

C 1-3 = Ossa Cuneiformia

M I-V = Ossa Metatarsalia

2.2 Biomechanik von Unterschenkel und Fuß

In diesem Kapitel sollen, nach kurzer Vorstellung der beteiligten Muskelgruppen, die biomechanisch und physiologisch möglichen Bewegungen in den einzelnen an der Unterschenkel- und Fußbewegung beteiligten Gelenken betrachtet werden.

2.2.1 Muskelapparat

Um ein besseres Verständnis, insbesondere der willkürlichen Bewegungen zu erhalten, bietet sich ein kurzer Überblick über die beteiligten Muskelgruppen, sowie die von ihnen hervorgerufenen Bewegungen an. Nach Tittel (Tittel, 1985) kontrollieren insgesamt 57 Muskeln an jedem Bein die zeitliche Abfolge und das Ausmaß von Bewegungen. Es existieren generell fünf verschiedene Muskelgruppen zwischen Fuß und Bein bzw. Unterschenkel. Die erste Gruppe zieht vom lateralen Fußrand zum lateralen Bein und sorgt somit für Plantarflexion und Eversion des Fußes. Die zweite Gruppe zieht vom lateralen Fußrand zur Vorderseite des Beins und sorgt für Dorsalflexion, sowie entweder Eversion oder Inversion. Die dritte Gruppe zieht vom medialen Fußrand zur Beinrückseite und verursacht Plantarflexion und Inversion. Die vierte Gruppe zieht vom Medialen Fußrand zum vorderen Bein, so dass eine Dorsalflexion und In-/Eversion stattfinden kann. Die fünfte und letzte Gruppe zieht vom Rückfuß zur Beinrückseite und sorgt insbesondere für Plantarflexion.

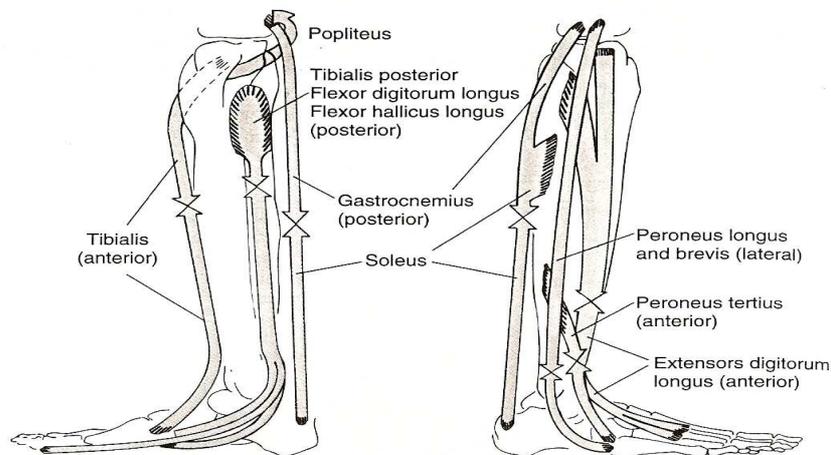


Abb. 5: Muskeln des Unterschenkels und Fußes, Schemazeichnung (aus: Wirhed, 2001);
linke Darstellung von medial, rechte Darstellung von lateral

2.2.2 Oberes Sprunggelenk (OSG)

Der Einfachheit halber unterscheiden die meisten Autoren die Bewegung in der sagittalen, also Flexion und Extension, von der Bewegung in der transversalen Ebene. Die Bewegungen Flexion und Extension entstehen zum größten Teil im oberen Sprunggelenk, der *Articulatio talocruralis*.

Zunächst möchte ich aber den Begriff der Flexion und Extension näher definieren. Aus neurologischer Sichtweise wäre eine Aufwärtsbewegung des Fußes richtigerweise eine Flexion, da es bei Hüft- und Knie- Beugesynergismen gleichfalls zu einem Anheben des Fußes kommt. Umgekehrt verursachen Streckesynergismen eine Abwärtsbewegung des Fußes, also eine Extension. Da einige Autoren Bewegungen des Fußes jedoch nach der Bewegung der Zehen beschreiben, somit eine Aufwärtsbewegung als Flexion ansehen, gibt es zwei gegensätzliche Definitionen. Aus diesem Grunde möchte ich die Worte „Dorsalflexion“ für Aufwärtsbewegungen des Fußes, sowie „Plantarflexion“ für Abwärtsbewegungen des Fußes im Sprunggelenk definieren.

Das obere Sprunggelenk (folgend OSG genannt), bei dem der Talus quasi zapfenartig in der Malleolengabel sitzt, ist somit prinzipiell ein Scharniergelenk mit einem Grad der Freiheit. Es legt die in der sagittalen Ebene erfolgenden Bewegungen des Unterschenkels gegenüber dem Fuß fest (Kapandji, 2001). Damit ist es von großer Wichtigkeit für die Fortbewegung auf ebenem und unebenem Untergrund.

Beuge- und Streckbewegungen werden in erster Linie durch die Ausmaße der Gelenkflächen in sagittaler Richtung bestimmt (Kapandji, 2001). Die tibiale Gelenkfläche besitzt ein Kreisbogenmaß von ca. 70 Grad, wohingegen die Talusrolle ein Kreisbogenmaß von ca. 140-150 Grad aufweist. Durch Subtraktion der kleineren von der größeren Gelenkfläche erhält man den theoretisch möglichen Bewegungsspielraum von ca. 70-80 Grad. Der Anteil der Plantarflexion hieran ist größer als der der Dorsalflexion, da die talare Gelenkfläche dorsal weiter nach plantar reicht, als die tibiale. Viel interessanter als der theoretisch mögliche Winkel oder auch der durch passive oder aktive Bewegung provozierte Bewegungsspielraum sind die tatsächlich auftretenden Bewegungen während des menschlichen Gangs. Durch einzelne Messungen mittels Bone Pins während des Gehens wurden im Jahr 2004 maximale Gesamtwinkel des OSG für Dorsalflexion

von 9,1 und für Plantarflexion von 9,6 Grad gefunden, also einem maximalen Bewegungsausmaß von 18,7 Grad (Arndt, 2004). Diese Erkenntnisse lassen die Schlüsse zu, dass einerseits noch weitere Fußgelenke an den Bewegungen Dorsalflexion/Plantarflexion beteiligt sind, und andererseits möglicherweise geringere Bewegungsausmaße während des Gehens auftreten, als insgesamt theoretisch möglich sind.

Bei maximaler Dorsalflexion des Fußes wird die Endbewegung eingeschränkt durch Spannung der hinteren Kapselwand, sowie des Ligamentum talofibulare posterius, des weiteren durch den Tonus des M. triceps surae, sowie schließlich durch Knochenhemmung. Bei maximaler Plantarflexion kommen die gleichen Mechanismen zur Geltung, indem die vordere Kapselwand und das Ligamentum talofibulare anterius passiv gespannt werden, und die Extensoren durch ihren Tonus die Bewegung begrenzen. Was die Stabilität im OSG betrifft, so verhindern die Vorder- und Hinterkante der distalen Tibia ein Herausgleiten des Talus nach ventral und dorsal. Durch aktive und passive Stabilisatoren wird das OSG in seinem Bewegungsrahmen gehalten. Hierbei spielen insbesondere die Muskeln und ihre, das Gelenk schienenden, Sehnen, sowie die Kollateralbänder eine bedeutende Rolle. Die kräftigen Kollateralbänder verhindern außerdem größere Drehbewegungen im OSG. Neuere Erkenntnisse belegen allerdings auch nicht zu unterschätzende Abduktions/Adduktionsbewegungen im OSG während des Gehens von bis zu 5 Grad (Arndt, 2004).

2.2.3 Tibiofibulare Gelenke

Drehbewegungen hingegen, können in den tibiofibularen Verbindungen stattfinden. Bei jeder Plantar- und Dorsalflexion im OSG geschieht automatisch eine Mitbewegung in der Articulatio und der Syndesmosis tibiofibularis. Die Syndesmosis tibiofibularis verengt sich bei Plantarflexion und weitet sich bei Dorsalflexion, damit sie zu jeder Zeit Gelenkflächenkontakt zur sich nach dorsal verjüngenden Trochlea Tali besitzt. Die Erweiterung und Verengung der Malleolengabel wird des Weiteren von einer Drehbewegung des lateralen Knöchels begleitet. Bei Dorsalflexion des Fußes bewegt sich die Fibula außerdem leicht nach proximal und rotiert nach innen. Bei Plantarflexion des Fußes bewegt sich das Wadenbein leicht nach distal und rotiert nach außen. In der Articulatio tibiofibularis beobachtet man ebenfalls ein leichtes Gleiten der

fibularen Gelenkfläche, bei Dorsalflexion nach proximal, bei Plantarflexion nach distal, sowie geringe Rotationsbewegungen, je nach Bewegungsrichtung der distalen Fibula.

Außer den im OSG stattfindenden Bewegungen von Plantar- und Dorsalflexion kann der Fuß Bewegungen um seine horizontale Längsachse (Pronation/Supination), sowie um die Vertikalachse des Unterschenkels (Ab-/Adduktion) vollziehen. Hierbei machen die möglichen Abduktions- (seitliches Wegführen des Vorfußes von der Körperachse) und Adduktionsbewegungen (Heranführen des Vorfußes zum Zentrum der Körperachse) allein des Fußes 35-45 Grad Bewegung aus (Kapandji, 2001). Hinzu kommen die durch das gebeugte Kniegelenk, oder durch Rotation des ganzen Beins im Hüftgelenk beigetragene Bewegungen. Während des Gangs wirklich auftretende Ab- und Adduktionsbewegungen bewegen sich jedoch lediglich in Ausmaßen von 5 Grad im OSG bzw. 6,1 Grad im USG (Arndt, 2004). Die Pronation (Heben des lateralen Fußrandes) wird in der Literatur mit 25-30 Grad, die Supination (Heben des medialen Fußrandes) mit 52 Grad angegeben. Die soeben beschriebenen Einzelbewegungen treten jedoch nie nur in einem Gelenk, sowie nie getrennt voneinander auf. Sie sind vielmehr ein Zusammenspiel aus mehreren Teilbewegungen in mehreren Gelenken gleichzeitig. So ist z.B. die Adduktion zwangsläufig mit einer Supination und einer geringen Plantarflexion kombiniert. Umgekehrt ist die Abduktion mit einer Pronation und einer geringen Dorsalflexion gekoppelt. Allerdings können automatisch und gleichzeitig stattfindende Bewegungen durch andere Gegenbewegungen kompensiert werden. Für den Fall der Adduktion kann z.B. die Plantarflexion durch eine aktive Dorsalflexion, sowie eine Adduktion des Fußes durch eine Außenrotation im Kniegelenk ausgeglichen werden. Reziprokes gilt für die Abduktion.

2.2.4 Unteres Sprunggelenk (USG)

Trotz des Aufbaus ähnlich einem Kugelgelenk muß das USG als *Articulatio plana* betrachtet werden, da es nicht möglich ist, zwei zylindrische und zwei kugelförmige Flächen innerhalb eines Gelenkes gleichzeitig gegeneinander zu bewegen, es sei denn, es wird teilweise der Flächenkontakt zwischen beiden Gelenkpartnern aufgehoben (Kapandji, 2001). Das USG ist somit maßgeblich an Inversion und Eversion des Fußes beteiligt. Die Gelenkachse verläuft hierbei grob gesagt von medial-kranial-ventral nach lateral-kaudal-dorsal. Auch bei einer

Adduktion des Fußes erfolgen Bewegungen im USG, indem der Calcaneus nach ventral gleitet und um 5 Grad gegenüber dem Talus rotiert. Bei Abduktion ist das Verhalten umgekehrt. Bei Supinationsbewegungen dreht sich der Calcaneus unter dem Talus um 20 Grad nach medial, bei Pronation in umgekehrter Richtung. Bei Plantarflexion verlagert sich der Calcaneus nach ventral und rotiert um 10 Grad, bei Dorsalflexion gegensinnig. Neuere Erkenntnisse deuten jedoch darauf hin, dass auch das USG maßgeblich, mit bis zu 5,2 Grad, an Adduktions- und Abduktionsbewegungen beteiligt ist (Arndt, 2004).

2.2.5 Chopartsches Gelenk (Articulatio tarsi transversa)

Das Chopart-Gelenk kommt einem Scharniergelenk gleich. Die gemeinsame Gelenkachse von Naviculare und Cuboid verläuft schräg von medial-kranial nach lateral-kaudal in einem Winkel von ca. 45 Grad (Kapandji, 2001). Damit unterstützt das Chopart-Gelenk die Bewegungen des USG. Die Bewegungen aus beiden Gelenken addieren sich in Bezug auf Inversion/Eversion, sowie Supination/Pronation. Im Einzelnen kann sich das Naviculare gegenüber dem Talus nach medial und plantar bewegen. Bei Inversion des Fußes nähert sich das Naviculare dem Calcaneus an. Das Cuboid kann auf der konvexen Calcaneusfläche ebenfalls nach plantar und medial gleiten.

Die Achsen von USG und Chopart-Gelenk lassen sich miteinander vereinen, da sie eine ähnliche Ausrichtung besitzen. Sie werden Summationsachse, oder auch ‚Henkesche Achse‘ genannt. In Wirklichkeit muss man allerdings von einer sich bewegenden Achse ausgehen, da sich ihre Lage während einer Bewegung ändert.

2.2.6 Intercuneiforme Gelenke

Die intercuneiformen Gelenke erlauben geringe vertikale Bewegungen, die die Querwölbung des Fußes bestimmen. Die Ossa cuneiformia bestimmen ebenfalls die Längswölbung des Fußgewölbes durch geringfügige Bewegungen gegenüber dem Naviculare. Die Ausrichtung der Lisfranc-Gelenklinie verläuft schräg von medial-kranial-ventral nach lateral-kaudal-dorsal. Somit

unterstützt dieses zusammengesetzte Gelenk ebenfalls die Eversions-Inversionsachse der Henkeschen Achse.

2.2.7 Tarsometatarsale Gelenke

Das erste Metatarsale kann eine Beugung und Abduktion vollziehen. Das zweite Metatarsale ist das unbeweglichste Segment aller Mittelfußknochen und bildet somit den höchsten Punkt im Dach des Fußquergewölbes. Der Kopf des fünften Metatarsale kann eine Flexions- und Adduktionsbewegung ausführen. Auch die Metatarsalia drei und vier vollziehen diese Bewegung mit, wenn auch in geringerem Ausmaße. Somit wirken alle Mittelfußknochen gemeinsam in Bezug auf verstärkte oder abgemilderte Querwölbung des Fußes.

2.3 Ganganalyse

Gehen ist eine in der Evolution und bezogen auf das heutige Leben eminent wichtige Funktion zur Fortbewegung des menschlichen Körpers. Der menschliche Gang ist eine hochkomplexe Funktion, für die das störungsfreie Zusammenspiel verschiedener Knochen, Bänder, Gelenke, Muskeln und Nerven gleichzeitig gebraucht wird. Und sogar komplette Bewegungsprogramme auf der Ebene von Rückenmark und Gehirn sind hierfür von großer Bedeutung.

Aus dem Gangbild einer Person lassen sich wichtige Rückschlüsse ziehen, die zur Diagnose und Behandlung von muskuloskelettalen, aber auch neurologischen, psychiatrischen Krankheitsbildern, und vereinzelt auch Erkrankungen aus weiteren Fachrichtungen herangezogen werden können. Bezüglich der Bewegungen in Sprunggelenken und Fuß werden hier insbesondere die Fasciitis Plantaris, Tendinitis des M. Tibialis Posterior, Tractus Iliotibialis-Syndrom, Kompartmentsyndrome, Achillodynie, sowie Patellofemorale Schmerzen genannt (Arndt, 2004; Segesser, 1995; Bahlsen, 1988). Denkbar sind jedoch ebenfalls feststellbare Veränderungen bei verschiedensten neurologischen Krankheitsbildern (z.B. M. Parkinson), sowie internistischen Erkrankungen, wie z.B. Stoffwechselstörungen (z.B. Diabetes mellitus), die durch Polyneuropathien und Angiopathien zu einem veränderten Gangbild führen. Bei der Hämophilie-

Krankheit wird die Ganganalyse bereits seit einigen Jahren zur Verlaufsbeschreibung und zur Erarbeitung therapeutischer Ansätze mit Erfolg verwendet.

Prinzipiell gibt es die verschiedensten Verfahren zur Beurteilung und Bewertung des Gangs. Sie reichen von der subjektiven Beschreibung von Eindrücken durch den jeweiligen Untersucher bis hin zu objektivierbaren, technisch messbaren Parametern des Gangbilds. Des Weiteren kann man sich entweder auf die phasische Muskel- und Gelenkfunktion konzentrieren, oder auf die entstehenden Gelenkkräfte, die Verschiebung des Körperschwerpunkts, die Geschwindigkeit sowie Beschleunigung der Körperglieder, oder einfach auf die Muster der Fußabdrücke. Aus einem rein biomechanischen Standpunkt betrachtet, kann man die Ganganalyse in die Kinematik und in die Kinetik einteilen (Cochran, 1988). Kinematik beschreibt die Bewegung der Körperteile, Kinetik die Bewegungen und die dabei entstehenden Kräfte. Aus klinischer Betrachtung ist der Begriff der Kinesiologie ein breiter Überbegriff, der Bewegungen, Kräfte und Muskelfunktion einschließt.

2.3.1 Instrumentelle Ganganalyse

Für die von uns verwendete, so genannte, Instrumentelle Ganganalyse benötigt man Verfahren zur Aufzeichnung und anschließenden Auswertung der kinematischen Daten. Von Interesse sind für uns insbesondere die Größen: Abstand, berechnet aus der Distanz zwischen zwei Punkten; Winkelmessung, durch Vergleich von mindestens drei bzw. vier Messpunkten; Geschwindigkeit durch einfache mathematische Ableitung vieler Positionswerte; Beschleunigung durch zweifache mathematische Ableitung der Positionswerte.

Als grundlegende zu bestimmende Parameter können für die Ganganalyse neben oben genannten noch Körpergröße, Beinlänge, Schuhgröße, Körpergewicht, Body-Mass-Index, Gangzyklus, Schrittlänge, Länge des Doppelschritts, Kadenz, Standzeitverhältnis, Gehgeschwindigkeit (bei unseren Messungen vorgegeben durch konstant eingestellte Laufbandgeschwindigkeit), Regelmäßigkeit, Rhythmus, sowie die Sinusförmigkeit der Bewegung bestimmt werden.

Die Körpergröße wird gemessen und in (cm) angegeben. Die Beinlänge kann gemessen werden, oder von der Körpergröße abgeleitet werden. Die Schuhgröße wird nach einheitlicher europäischer Normierung aufgeführt. Der Body-Mass-Index (BMI) wird durch $[\text{Körpergewicht (kg)} / \text{Körpergröße (m}^2)]$ berechnet, wobei ein BMI von 18,5-24,9 gemeinhin als Normalgewicht, und ein BMI bis 29,9 noch als Präadipositas gilt (Greten und Schettler, 2001). Der Gangzyklus ergibt sich aus dem Abstand zwischen dem letzten Kontaktpunkt und dem ersten Aufsetzen des gleichen Beins während des Laufens in (m). Die Schrittlänge hingegen beschreibt nur die Distanz in (m) oder in (cm) zwischen dem Fersenkontakt des einen bis zum Fersenkontakt des kontralateralen Fußes. Die Länge des Doppelschritts beschreibt die Distanz in (m) oder in (cm) zwischen dem Fersenkontakt eines Fußes bis zum erneuten Fersenkontakt desselben Fußes, also unabhängig von der o.g. Schrittlänge. Die Kadenz ist die Anzahl der Schritte pro Zeiteinheit (f / min). Sie kann als $\text{Anzahl der Schritte} \times 60 / \text{gestoppte Zeit (sec)}$ ohne große Abweichungen bestimmt werden (Whittle, 2001). Das Standzeitverhältnis bezeichnet die auf dem betrachteten Bein im Stand verbrachte Zeit im Vergleich zum kontralateralen Bein. Die Gehgeschwindigkeit ergibt sich aus der vom Patienten zurückgelegten Wegstrecke pro Zeit, und kann in m / sec oder in km / h angegeben werden. Da die Parameter Regelmäßigkeit, Rhythmus und Sinusförmigkeit der Bewegung einer subjektiven Einschätzung und Gewichtung unterliegen und näherer Erläuterung bedürfen, sei an dieser Stelle auf das Kapitel „Auswertung“ verwiesen.

2.4 Überblick über bisherige Ganganalysen

Die in der Literatur beschriebenen Arbeiten zur instrumentellen Ganganalyse beschäftigen sich zum überwiegenden Teil mit der Erfassung und Auswertung von Röntgenserienaufnahmen, Boden-Reaktions-Kräften, Elektromyographie, sowie verschiedensten optischen Verfahren, wie z.B. Foto- oder High-Speed-Videokamera-Aufnahmen (Arndt, 2004, Bahlsen, 1988, Cochran, 1988, Dobner und Perry, 2001, Götz-Neumann, 2003, Robertson, 2004, Witthle, 2001). Entsprechend der im vorigen Jahrhundert vorhandenen Technisierung, wurden zunächst einfache zweidimensionale Verfahren benutzt, wie z. B. die Auswertung mittels Röntgenaufnahmen oder die Auswertung von Boden-Reaktions-Kräften. Bereits in den 60er Jahren begann man jedoch, die Voraussetzungen für die dreidimensionale Kinematografie zu schaffen. Heute lassen sich mittels Verwendung mehrerer Kameras im Raum und entsprechend angepasster Software alle

Bewegungen des Körpers auch räumlich erfassen und darstellen. Neuere Verfahren haben sogar invasive Methoden genutzt, indem sie Bone pins, also Schraubdrähte, in einzelne Knochenelemente eingebracht haben, um genau die Einzelbewegungen der Fußwurzelknochen in Bezug zur Gesamtbewegung des Fußes zu studieren (Arndt, 2004). Der Gesamtfehler der optisch erhaltenen Positionsdaten ist hierbei kleiner als 1 mm. Die oben beschriebenen Verfahren und Möglichkeiten erscheinen uns derzeit als gut studiert.

2.4.1 Gangzyklus

Von historischer Bedeutung bei der menschlichen Ganganalyse ist die Einteilung des Gangzyklus. Damals ging man von 9 Abschnitten der Bewegung aus. Die Standphase (Stance) untergliederte man in 6 verschiedene Phasen, die Schwungphase (Swing) in 3 Phasen (Cochran, 1988). Die Gesamtlänge wurde hierzu als 100 % definiert. Dabei entsprechen die ersten 60 % des Gangzyklus der Standphase und die letzten 40 % der Schwungphase. Andere Autoren beschreiben lediglich die Standphase des Gangs, da sie den Anteil, bei dem der betrachtete Fuß kein Körpergewicht trägt, als für die Ganganalyse nicht relevant ansehen (Arndt, 2004). Neuere Erkenntnisse haben in den 1980er Jahren zu einer leicht modifizierten Einteilung des Gangzyklus geführt, die im Folgenden näher erläutert werden soll. Detailliertere Erkenntnisse über einzelne Bewegungsabläufe, die seitdem gewonnen wurden, haben wir ebenfalls eingefügt.

Beibehalten wurde das Verhältnis zwischen Standphase und Schwungphase von 60 % zu 40 %. Der Gangzyklus beginnt mit dem ersten Bodenkontakt des Fußes und endet mit dem nächsten Bodenkontakt bei 100 % bzw. 0 %. Die einzelnen Abschnitte innerhalb des Gangzyklus wurden hingegen neu definiert und die genaue Zeiteinteilung durch Vermessung größerer Stichproben von Probanden leicht modifiziert. Die Standphase wird dafür in die 5 Phasen **Initialkontakt**, **Belastungsantwort**, **Mittelstand**, **Terminalstand** und **Vorschwung** eingeteilt. Die Schwungphase wird dreigeteilt in **Frühe Schwungphase**, **Mittlere Schwungphase** und **Terminale Schwungphase**.

Der menschliche Gang beginnt bei 0 % mit der Phase **Initialkontakt (Initial contact)**. Hierbei bekommt die Ferse Bodenkontakt. Das Becken ist nach vorne gekippt, die Hüfte ist 20- 30 Grad

flektiert und befindet sich in Neutralstellung, was Rotation und Abduktion/Adduktion angeht. Das Kniegelenk ist 5 Grad flektiert. Die Tibia befindet sich in Außenrotation, um die Kniestabilität vor dem Fersenstoß zu verbessern. Das Sprunggelenk befindet sich annähernd in Neutralstellung. Das Subtalargelenk ist in Neutral-Null-Stellung bzw. leicht invertiert gehalten. Hüftstrecker, Kniebeuger und Strecker, sowie die Dorsalflektoren des Fußes sorgen beim Initialkontakt für Abbremsen und Stabilisierung des Beins und Fußes.

Die zweite Phase, die **Belastungsantwort (Loading response)**, nimmt die Zeit zwischen 0 und 10 % (bis 12 %) des Gangzyklus ein. Das betreffende Bein übernimmt nun das Körpergewicht. Es werden 60 % des Körpergewichts in nur 0.02 sec auf das jeweilige Bein übertragen (Götz-Neumann, 2003). Um hierbei eine Stoßdämpfung zu erhalten, sind die Gelenke flektiert. Das Hüftgelenk verbleibt in 20 Grad Flexion. Das Knie ist um 15 Grad gebeugt, das obere Sprunggelenk um 5-15 Grad plantarflektiert, unter anderem, um Bodenkontakt zu erhalten. Im Subtalargelenk wird leicht proniert durch 5 Grad Eversion des Calcaneus. Die Hüftabduktoren verhindern während der frühen Standphase die Beckenkipfung.

Der **Mittelstand (Mid stance)** nimmt die folgenden 20 % des Gangzyklus in Anspruch (von 10/12-30/31 %). Der Fuß übernimmt nun vollständig das Körpergewicht. Eine Abrollbewegung des Fußes nach vorne über den Außenrand und das Gewölbe findet statt, während sich die Tibia nach vorne bewegt. Dabei bewegt sich ebenfalls der Körperschwerpunkt über den Fuß nach vorne (Dobner und Perry, 2001). Die Hüfte ist hierbei vollständig gestreckt. Das Kniegelenk streckt sich aus 5 Grad Flexionsstellung. Die Tibia erreicht bei 15% des Gangzyklus die maximale Innenrotation, kombiniert mit einer Eversion des subtalaren Gelenks (USG). Sie beginnt darauffolgend mit der Außenrotation, im Gegenzug kombiniert mit Inversion des subtalaren Gelenks (USG). Das Sprunggelenk steht annähernd in Neutralstellung mit vollständigem Bodenkontakt der Fußsohle (Cochran, 1988).

Die Phase des **Terminalstands (Terminal stance)** nimmt die darauf folgenden 20% des Zyklus in Anspruch (von 30/31-50%). Der Körper bewegt sich weiter nach vorne über den Fuß des Standbeins. Hieraus folgt, dass sich der Körperschwerpunkt weit über die Unterstützungsfläche des Vorfußes hinaus verlagert. Die Tibia wird außenrotiert. Am Ende des Mittelstands bzw. Anfang des Terminalstands hebt die Ferse vom Boden ab. Dies geschieht noch bevor die Ferse des Gegenfußes Bodenkontakt hat. Das Hüftgelenk erreicht 20 Grad Hyperextension. Das

Kniegelenk ist 5 Grad flektiert. Der Fuß mit Bodenkontakt befindet sich nahezu in Neutralstellung oder leichter Plantarflexion. Manche Autoren berichten auch über 10 Grad Dorsalextension im OSG (Götz-Neumann, 2003). Im Subtalargelenk reduziert sich die Eversion auf 2 Grad. Während der späten Standphase steigt die Stabilität im transversen Tarsalgelenk (Chopard-Gelenk). Die Plantaraponeurose verkürzt sich durch Zug der kleinen Fußmuskeln und stärkt somit zunehmend das Fußgewölbe. Ab dem Zeitpunkt des Abstoßes beginnt erneut die Innenrotation.

Der nun folgende **Vorschwung (Pre-swing)** stellt das Schlüsselereignis der Standphase dar. Die Zehen stoßen den Körper vom Boden ab und bewirken durch Plantarflexion eine Beschleunigung. Das Körpergewicht verlagert sich dabei über den Vorfuß nach vorne weg. Darauf folgend wird das Körpergewicht auf den kontralateralen Fuß übertragen. Somit beinhaltet der Vorschwung eine Phase der doppelten Abstützung durch beide Beine. Er nimmt 10-12% des Gangzyklus ein (von 50-60/62%). Dabei wird der Fuß nach dem Abdrücken vom Untergrund rasch komplett entlastet. Das Knie beugt sich passiv bis 35-40 Grad. Diese Knieflexion entsteht dadurch, dass sich die Hyperextension im Hüftgelenk von 20 auf 10 Grad verringert. Das Sprunggelenk ist dabei mit 15-20 Grad vollständig plantarflektiert (Cochran, 2001, Götz-Neumann, 2003). Das Subtalargelenk steht in Neutral-Null-Stellung. Die Metatarsophalangealgelenke erreichen mit 60 Grad Dorsalflexion ihre maximale Auslenkung.

Der Abstoß der Zehen trennt die Stand- von der Schwungphase bei ca. 60-62% des Zyklus (Cochran, 2001). Die folgende **Frühe Schwungphase (Initial swing)** dauert nur ca. 8-13% des Gangzyklus (von 62-70/75%). Das Bein hebt vom Untergrund ab und der Oberschenkel bewegt sich schnell nach vorne (ca. 20cm in 0.1 sec (Perry, 1992)). Die Hüfte wird bis zu 15-20 Grad gebeugt, das Knie flektiert (überwiegend passiv) bis 60-70 Grad, das obere Sprunggelenk wird 5-10 Grad plantarflektiert. Subtalar- und Metatarsophalangealgelenke verbleiben in Neutral-Null-Stellung.

Die **Mittlere Schwungphase (Mid swing)** nimmt 12-15% des Gangzyklus ein (von 70/75-85/87%). Die Hüfte wird weiter bis ca. 25-30 Grad flektiert. Das Knie beginnt sich passiv zu strecken. Die Tibia wird senkrecht gestellt. Oberes Sprunggelenk und Fuß bewegen sich in Neutralstellung zurück.

Die **Terminale Schwungphase (Terminal swing)** besteht aus den letzten 12-15% des Zyklus (85/87-100%). Das Becken rotiert nach vorn, die Hüftbeugung erreicht volle 20-30 Grad und die Tibia wird nach vorne geführt, bis das Knie vollständig extendiert ist. Das Sprunggelenk verbleibt in neutraler Position. Die Metatarsophalangealgelenke befinden sich in Neutral-Null-Stellung oder sind bis zu 25 Grad flektiert, um initialen Bodenkontakt zu vermeiden. Die Terminale Schwungphase endet bei 100% des Gangzyklus, simultan mit dem Initialkontakt (Initial contact), dem Nullpunkt des nächsten Zyklus (Cochran, 1988; Götz-Neumann, 2003). Von den Ausmaßen von Hüftgelenksflexion, Kniegelenksexension und Vorwärtsrotation des Beckens hängt maßgeblich die Schrittlänge ab.

Neben der eigentlichen Ganganalyse lassen sich, weiter oben im Text bereits erwähnte, repräsentative Gangparameter für den erwachsenen Probanden ausmachen. Hierzu gehört eine freie Gehgeschwindigkeit von durchschnittlich 82-84 m/min (Perry, 1992) mit einer Variationsbreite von ca. 60-90 m/min, entsprechend 3,6-5,4 km/h. Hierbei gibt es allerdings auch geschlechtsspezifische Unterschiede. Männer erreichen durchschnittlich 86 m/min, Frauen 77 m/min. Die Schrittlänge beträgt je nach Literatur meist 55-90 cm, wobei sie von Alter, Körpergröße und Gehtempo abhängt (Cochran, 1988; Dobner und Perry, 2001). Hierbei kommt es anstatt auf die Absolutwerte insbesondere darauf an, ob die Schrittlänge für beide Beine nahezu gleich ist. Beim Gesunden nehmen Schrittlänge und Schrittfrequenz linear mit dem Gehtempo zu. Bei Patienten mit Gelenkproblemen erhöht sich bei gleichem Tempo die Schrittfrequenz, während die Schrittlänge abnimmt (Dobner und Perry, 2001). Hierbei ist vor allem die Schwungphase verkürzt. Ein normaler Rhythmus, auch Kadenz genannt, sind 90-120 Schritte pro Minute bei einer durchschnittlichen Standzeit von 0,5-2 s. Die Standzeit beschreibt die Abstützung auf einem Bein. Sie ist ein wichtiger Parameter, der besonders empfindlich auf Gangstörungen reagiert (Cochran, 1988). Die Zeit der Doppelabstützung, die während 10-20% des Vorschwungs der einen Seite und während des Initialkontakts der kontralateralen Seite stattfindet, nimmt gewöhnlich Werte von 20% des Gangzyklus an. Da die Doppelabstützung jedoch lediglich während der Standphase stattfindet, und diese sich bei langsamerem Gehen gegenüber der Schwungphase verlängert, findet hierbei gleichzeitig eine Verlängerung der Doppelabstützung statt (Götz-Neumann, 2003). Umgekehrt vermindert sich die Zeit der Doppelabstützung auf einen Betrag von Null bei einem Rhythmus von 140-150 Schritten. Bezüglich der möglichen auftretenden Winkel in den einzelnen Gelenken sei auf die Kapitel „Anatomie“, sowie „Biomechanik der Bewegung“ verwiesen. Winkelgeschwindigkeiten reichen

in der Regel von -500 bei hoher Belastung bis +900 Grad/s bei Null-Widerstand (Robertson und Gordon, 2004). Die beim Gehen auftretenden Muskelkräfte betragen für die Achillessehne bis zu 2400 N. Die Druckkraft, die das OSG belastet, entspricht ca. 3200 N (Dobner und Perry, 2001). Sie ist sehr davon abhängig, welchen Betrag die Schrittlänge hat. Da das Körpergewicht konstant bleibt, ändert sich die Vertikalkomponente F_y nicht. Dagegen hängen die beiden Kräfte F und F_x vom Aufsetzwinkel α ab (Dobner und Perry, 2001). Je größer die Schrittlänge, desto höher also sind die Belastungen der Ferse, insbesondere bei höheren Gehgeschwindigkeiten. Bei einem Winkel von $\beta = 10$ Grad entsteht eine Kraft von 141 N. Bei einem Winkel von $\beta = 30$ Grad sind es bereits 462 N. Hieraus resultiert, warum Probanden mit Gelenkbeschwerden instinktiv lieber mehr kleinere Schritte bei höherer Gehgeschwindigkeit vollziehen, als die Schrittlänge zu verlängern.

Auch der Energiebedarf beim Gehen ist bekannt. Er beträgt für einen 60 Kg-Probanden durchschnittlich 480 J bei 4 km/h Laufgeschwindigkeit. Ein 90 Kg- Proband muss bei gleicher Geschwindigkeit bereits ca. 720 J Energie aufwenden. Es gilt, dass die Körpermasse den Energiebedarf linear erhöht, wohingegen das Gehtempo den Energiebedarf quadratisch erhöht (Dobner und Perry, 2001).

2.4.2 Dreidimensionale Ganganalyse

Für die dreidimensionale Ganganalyse müssen weitere Bedingungen erfüllt sein. So kann man nicht einfach die aus zweidimensionalen Messungen erhaltenen Winkel in sagittaler, frontaler und transversaler Richtung zu einer 3-D Analyse verbinden (Robertson und Gordon, 2004). Vielmehr muss man wahre Winkel im dreidimensionalen Raum ausmessen. Für dreidimensionale Bewegungsanalysen gilt außerdem, dass man ein globales Koordinatensystem für die Raumrichtungen des biomechanischen Labors, sowie ein lokales Koordinatensystem definieren muss (Robertson und Gordon, 2004). Für das globale Koordinatensystem gilt, dass sich die x-Achse in mediolateraler, die y-Achse in anteroposteriorer, und die z-Achse in vertikaler Ausrichtung befindet. Das lokale Koordinatensystem sollte so platziert werden, dass es im Massezentrum des zu vermessenden Körpers zu liegen kommt, jeweils abhängig davon, wo die Messpunkte am Körper positioniert sind.

3 Material und Methoden

3.1 Ultraschall-Topometrie

Die Ultraschall-Topometrie ist eine berührungslose akustische Messmethode zur dreidimensionalen Bewegungsdiagnostik. Es lassen sich mit ihr, je nach Anordnung von Ultraschall-Sendern, komplexe Bewegungen des menschlichen Körpers im dreidimensionalen Raum erfassen und darstellen. Das verwendete Messverfahren wurde in der Abteilung für Biomechanik der Orthopädischen Klinik an der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn entwickelt (Schumpe, 1984). Zur Vermessung der Bewegungen von Unterschenkel, Sprunggelenk und Fuß werden Sender an definierten Körperpunkten angebracht, die zu vorgegebenen Zeitpunkten kugelsymmetrische Ultraschallimpulse aussenden. Diese Schallimpulse werden von einem im Raum angebrachten Empfängersystem aufgefangen und an ein computergestütztes Auswertungssystem weitergeleitet.



Abb. 6: Ultraschalltopometer (eigene Fotografie),
Anordnung der vier Sender an den Eckpunkten eines imaginären Rechtecks,
darunter Standfuß mit rollbarer Transportkiste

Das Messprinzip basiert auf den Unterschieden in den Laufzeiten der Ultraschall-Impulse vom Körper des Probanden zu räumlich getrennten Empfängern. Diese Empfänger sind fest montiert auf einem Empfängerrahmen, und bilden zusammen eine rechteckige Anordnung im Raum. Geometrisch betrachtet liegt jeder Sender an der Spitze einer Pyramide, deren Basis durch vier Empfänger gebildet wird. Streng genommen werden für eine genaue Ortsbestimmung lediglich drei Empfänger benötigt. Der vierte Empfänger dient der Redundanzmessung und somit als Messkontrolle.

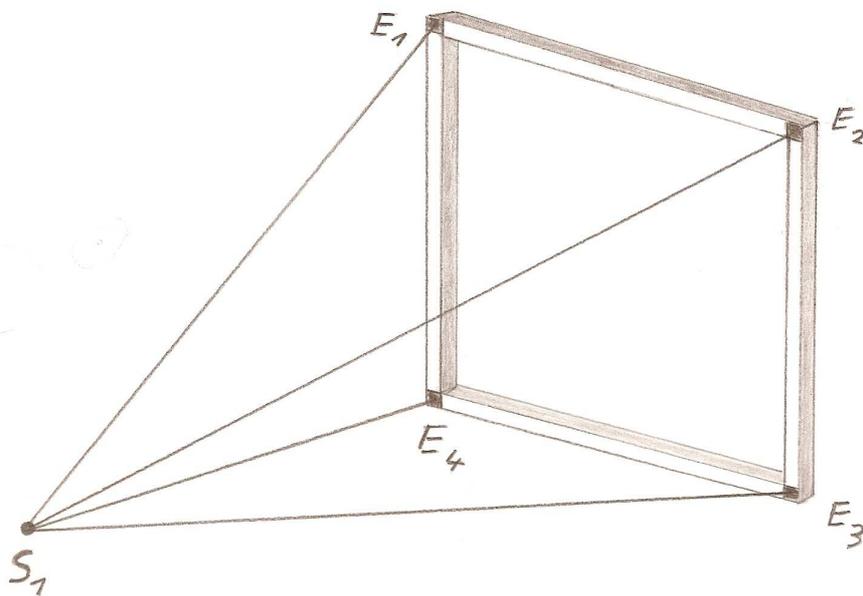


Abb. 7: 3-dimensionale Verhältnisse zwischen Ultraschallsender und Empfängern, (eigene Schemazeichnung), S_1 = Sender Nr. 1, E 1-4 = Empfänger Nr. 1-4 die Position des Ultraschallsenders im Raum kann durch eine Pyramide beschrieben werden, deren Basis die vier Empfänger (E 1-4) bilden.

Die Laufzeit des Schallsignals ist insbesondere abhängig von der temperaturbezogenen Schallgeschwindigkeit V_t ($V = 330$ m/sec bei 0 Grad Celsius) und von den zurückgelegten Wegstrecken W_1 , W_2 , W_3 . Die Schallgeschwindigkeit wird hierbei durch Ausschluss möglicher äußerer Einflüsse konstant gehalten. Hierfür wurde insbesondere darauf geachtet, dass Türen und Fenster des gut abgeschirmten Messraums geschlossen gehalten wurden, um einen eventuellen Luftzug zu vermeiden. Die Raumtemperatur wurde zwischen 18 und 22 Grad C konstant

gehalten. Des Weiteren wurden alle nicht benötigten elektrischen und elektronischen Geräte ausgeschaltet, um eventuelle Störungen des empfindlichen Meßsystems zu vermeiden.

Die Sender emittieren nun Ultraschallimpulse mit einer vorher definierten Wiederholungsfrequenz (Clock-Frequenz). Die Impulse werden daraufhin je nach zurückgelegter Wegstrecke zeitverzögert empfangen. Durch den für jeden Impuls ermittelten Laufzeitunterschied von einem Sender zu allen Empfängern auf dem Empfängerrahmen kann die Senderposition im dreidimensionalen Raum nun genau berechnet und grafisch dargestellt werden (sog. Dopplereffekt). Für das Sichtbarmachen wandelt ein Analog-Digital-Wandler die empfangenen Signale um und leitet sie an das computergestützte Mess- und Auswerteprogramm MEDA Version 2.0 weiter.

Wiederholt man die Messung innerhalb einer Messzeit mehrmals, so kann man die Sender während der Messzeit im Raum bewegen. Aus den Einzelwerten ergibt sich durch einen kubischen Splinevorgang, sowie eine Analyse nach Least Squarefit (die Summe der Quadrate oberhalb und unterhalb der Kurve darf einen gewissen Wert nicht überschreiten) eine grafische Bewegungsspur. Das Messsystem erlaubt Messfrequenzen von $F=1$ Hz bis $F=120$ Hz. Zur Reduzierung der Datenmenge, bei jedoch gleich bleibend hoher Ortsauflösung, bedient man sich einer Messfrequenz von 25 Hz. Jede Messung erfolgt mit einer Messerfassungszeit von $1/60000$ Sekunde. Das topometrische Messsystem arbeitet mit Ultraschallstoßwellen, die eine Flankensteilheit von 40 KHz besitzen. Damit wird eine theoretische Ortsauflösung von 0,08 mm gewährleistet (UST medical analysis system, 1993). Die Erfassung eines Messpunktes dauert demnach nur ca. 8 Mikrosekunden. Bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 4 km/h (entspricht 1111mm/sek) und einer maximalen Messzeit von 20 Mikrosekunden erreicht die Ortsauflösung Werte von besser als $1/10$ mm. Zu berücksichtigen ist jedoch, dass sich einzelne Körperteile und somit die Sender um ein Vielfaches schneller bewegen, als das Laufband. Ein Gegenstand, der sich z.B. mit einer Geschwindigkeit von 125 m/sec bewegt, hat seine Position innerhalb von 8 Mikrosekunden also nur um einen Millimeter verändert. Da die menschlichen Körperbewegungen, mit Ausnahme einiger weniger Bewegungsabläufe im Sport, diese Geschwindigkeiten nie überschreiten, spielt die Gehgeschwindigkeit bei dieser Messmethode keine bedeutende Rolle. Somit erscheint das Messverfahren mittels Ultraschall-Topometer in Bezug auf die theoretische Messgenauigkeit das derzeit beste verfügbare Verfahren zu sein.

Die praktische Messgenauigkeit hängt hingegen noch von einigen weiteren Faktoren ab. Hierauf wird in den folgenden Kapiteln noch eingegangen.

Die Ultraschallsender sind so klein dimensioniert (Durchmesser: 20 mm, Höhe: 11 mm, Gewicht: 2-3 g), dass sie ohne Probleme an der menschlichen Körperoberfläche angebracht werden können (UST medical analysis system, 1993)



Abb. 8: Ultraschallsender (eigene Fotografie),

Ultraschallsender weiß mit mittig angeordneter Austrittsöffnung, Kabel und Stecker

Mittels der erhaltenen Messdaten können auch Geschwindigkeiten, Beschleunigungen und Drehmomente errechnet werden, die in Rehabilitation und Erkennung krankhafter Bewegungen eine weit größere Rolle spielen als z.B. absolute Bewegungsausmaße von Gelenken sowie absolute Längen zurückgelegter Wegstrecken.

3.2 Versuchsaufbau

Um nun die entscheidenden Schritte hin zur gewählten Methodik und dem damit verbundenen Versuchsaufbau zu erläutern, möchte ich einige generelle Anmerkungen vorausschicken. Es darf als bekannt vorausgesetzt werden, dass es in der Biomechanik grundsätzlich Größen gibt, die direkt messbar sind, wie beispielsweise die Zeit oder der Ort. Andere Größen, wie die Geschwindigkeit oder die Beschleunigung, können lediglich aus anderen vorher gemessenen Werten berechnet werden. Hierbei ist das messen definiert als ein Vergleich, bei dem ein qualitatives Merkmal in ein Verhältnis gesetzt wird zu einer Größe der gleichen Dimension, die als Einheit gewählt wurde (Schewe, 2000). Hierfür sollte jedes Messsystem an der entsprechenden Urgröße Gültigert, also geeicht, werden. Insbesondere auch bei sensiblen elektronischen Geräten, wie dem Ultraschall-Topometer, muss zusätzlich vor jedem Gebrauch eine Kalibrierung vollzogen werden. Insbesondere wenn man abgeleitete Messgrößen berechnen muss, können sich ansonsten hierbei entstandene Fehler potenzieren. Das kann zu unrealistischen und daher nicht mehr verwertbaren Ergebnissen führen, wie wir später sehen werden. Des Weiteren sollte bei den verwendeten Messgeräten natürlich immer darauf geachtet werden, dass der Bewegungsablauf des Probanden bei der Messung nicht oder nur gering beeinträchtigt wird, um möglichst realitätsnahe Ergebnisse zu erhalten.

Nachdem man die Fragestellung im Voraus genau definiert hat und die Messgrößen identifiziert worden sind, kann nun nach einer geeigneten Messmethode gesucht werden.

Nach Robertson und Gordon (Robertson und Gordon, 2004) gibt es prinzipiell vier verschiedene Arten der Anbringung von Markern:

1. Marker, die auf Bone Pins angebracht sind
2. auf die Haut aufgebrachte Marker an speziellen anatomischen Punkten am Körper
3. Marker auf einer festen, verwindungssteifen Oberfläche, die dann wiederum am Körper angebracht wird
4. eine Kombination von Markern an speziellen anatomischen Punkten, sowie Markern auf einer festen Schiene (2. + 3.)

Hierbei gilt, dass bei Verwendung von Markern, die direkt am oder im Knochen des Probanden verankert werden, die Bewegungen des jeweiligen Knochens am genauesten erfasst werden können (Robertson und Gordon, 2004; Fuller et al, 1997; Reinschmidt et al, 1997). Einzeln auf der Haut des Probanden angebrachte Marker stellen die ungenaueste Messsituation dar (Fuller et al, 1997; Reinschmidt et al, 1997), wie wir auch in eigenen Experimenten mit einem eigens angefertigten Strumpf mit aufgenähten Klettflächen für Ultraschallsender nachweisen konnten. Die Unterschiede zwischen im Knochen verankerten und auf der Haut angebrachten Markern werden in der Fachliteratur mit bis zu 20 mm, also als signifikant, angegeben, allerdings sind sie jeweils abhängig von der ausgewählten Positionierung am Körper des Probanden (Fuller et al, 1997). Hierbei entsteht das Problem von gegensinnigen Bewegungen ein und desselben Bewegungssegments, also eine Bewegung, die z.B. bei zwei an unterschiedlichen Enden eines Knochens platzierten Markern in der Realität nicht auftreten dürfte. Dieser Unterschied ergibt sich insbesondere daraus, dass sich die Marker bzw. Verankerungsflächen völlig unabhängig voneinander bewegen, also lediglich durch Bindegewebeverschiebungen auftreten. Somit bieten einzeln auf die Haut aufgebrachte Marker des Weiteren beachtliche Fehlerquellen für daran anschließende Kalkulationen.

Aus oben genanntem folgt, dass bei Markern, die auf der Haut des Probanden angebracht werden, größere Messungenauigkeiten auftreten, als bei Markern, die auf einer verwindungssteifen Platte verankert werden (Angeloni et al, 1993). Daher entschieden wir uns für Marker, die jeweils auf einer festen Platte angebracht werden, wie von Robertson und Gordon unter Nr. 3. (s.o.) vorgeschlagen. Hieraus ergibt sich zwar eine möglicherweise größere Messungenauigkeit im Vergleich zu Markern, die im Knochen verankert werden würden. Da unsere Zielsetzung jedoch darin bestand, eine möglichst alltagstaugliche Messmethode zu finden, die sich später auch in der orthopädischen und sportmedizinischen Praxis als Routinediagnostik durchsetzen können soll, schieben invasivere Verfahren von vornherein aus.

Zur genauen Positionierung der Ultraschallsender mussten neben Aspekten der Bewegungsphysiologie und den zu messenden biomechanischen Bewegungen der interessierenden Gelenke des Weiteren Aspekte der praktischen Messungsdurchführung sowie der subjektive Tragekomfort für die Probanden beurteilt werden. Was die bewegungsphysiologisch sinnvolle Anbringung der Sender betrifft, so konnten wir uns an

Grundlagenstudien sowie der Fachliteratur orientieren. Unsere Senderpositionierung entspricht mit leichten Modifikationen der von Gordon und Robertson vorgeschlagenen.

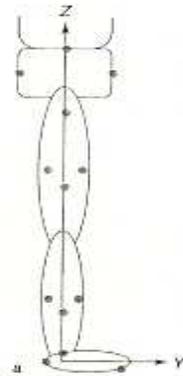


Abb. 9: Schema zur optimalen Positionierung von Sendern an der unteren Extremität (aus Gordon und Robertson 2004), von Lateral gesehen $Z = Z$ -Achse / Hoch-Achse
 $Y = Y$ -Achse (in Laufrichtung)
die Punkte geben die optimalen Senderpositionen an

Die praktische Messungsdurchführung betreffend musste insbesondere darauf geachtet werden, dass die ausgesendeten Impulse der angebrachten Ultraschallsender möglichst zu jedem Zeitpunkt der Bewegung vom Empfänger „gesehen“, also erfasst werden. Aus eigenen Messserien zur Entwicklung unserer Messschienen wussten wir, dass insbesondere bei der am Fuß anzubringenden Messschiene besonders viele Messfehler und Ungenauigkeiten auftreten können. Insbesondere Reflexionen, aber auch schlechte Messergebnisse durch Auslöschung von Impulsen bei den bodennah angebrachten Ultraschallsendern verursachten hierbei die größten Probleme. Die besten Ergebnisse in Bezug auf die Messungsdurchführung wurden schließlich mit der 13 cm langen, 3 cm breiten, 1,1 cm tiefen, 28g leichten Aluminium-Schiene erzielt. Die Klettfläche zur Anbringung der Sender weist 20 Grad nach kranial.

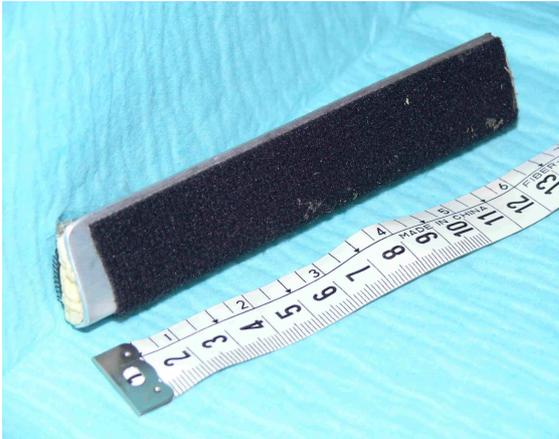


Abb. 10: Messschiene Fuß/ Fußaußenrand von ventro-lateral gesehen, (eigene Fotografie)



Abb. 11: Messschiene Fuß, am Fußaußenrand angebracht, mit Senderpositionierung von lateral gesehen, (eigene Fotografie)

Sie wird mittels fest haftenden Klebe-Klettbands, möglichst in senkrechter Ausrichtung, am Schuhaußenrand fixiert. Mit dieser Schiene treten praktisch kaum noch messbare Reflexionen am Boden des Labors auf. Für die korrekte Anbringung der Schiene war es wichtig, dass für die Messungen keine Schuhe mit erhöhtem Absatz zum Einsatz kamen und dass die verwendeten Schuhe einen möglichst gerade ausgerichteten Schuhaußenrand besaßen. Die Art der Schuhe, insbesondere in Bezug auf die Härte der Sohle, hat zwar bei höheren Laufgeschwindigkeiten einen Einfluss auf die Biomechanik des Bewegungsapparates (Hardin et al, 2004). Da unsere Zielsetzung jedoch war, die Probanden in Schuhen laufen zu lassen, die sie auch überwiegend im Alltag völlig beschwerdefrei tragen, erachten wir die Unterschiede, insbesondere bei geringer Gehgeschwindigkeit sowie gleich bleibender geringer Härte des von uns benutzten Untergrundes, als marginal. Größere Unterschiede in Kinematik, Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung in Hüft-, Knie- und Sprunggelenk treten dagegen für unterschiedliche Boden härten auf (Hardin et al, 2004), weshalb diese in unseren Experimenten auf dem Laufband gleich bleibend mittelhart blieb.

Die Messschiene für Sender 3 und 4 ist ein gleichseitiges Dreieck aus hartem und verwindungssteifem Kunststoff. Die Kantenlänge beträgt 12 cm, die Wandstärke 0,5 cm und das Gewicht 46 g. Sie wird mittels eines elastischen Klettbands am lateralen Unterschenkel fixiert. Ihre Oberkante liegt mittig unmittelbar unter dem Fibulaköpfchen des Probanden (siehe Abb.13).

Ein weiterer Aspekt, der Berücksichtigung bedarf, ist die Gehgeschwindigkeit. Bei höherer Gehgeschwindigkeit kommt es zu höheren Kräften unter dem Fuß (GRF) (Miyoshi et al, 2004). Winkelgeschwindigkeit und Beschleunigung erhöhen sich ebenfalls signifikant. Um diesen Fehler auszuschließen, wurde für sämtliche Experimente eine standardisierte Laufbandgeschwindigkeit von 4 km/h gewählt.

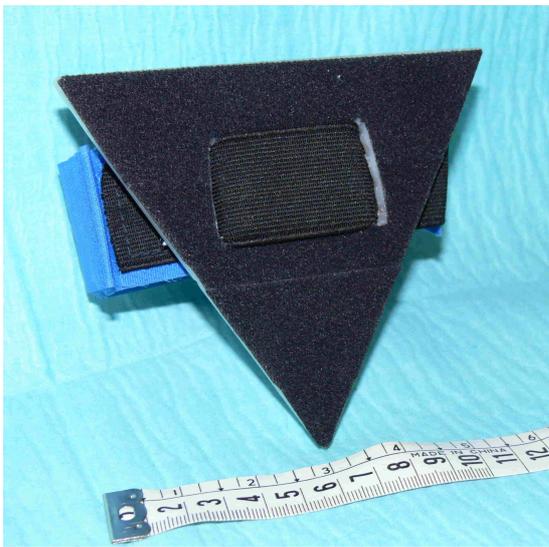


Abb. 12: Messschiene Unterschenkel, von lateral gesehen (eigene Fotografie)

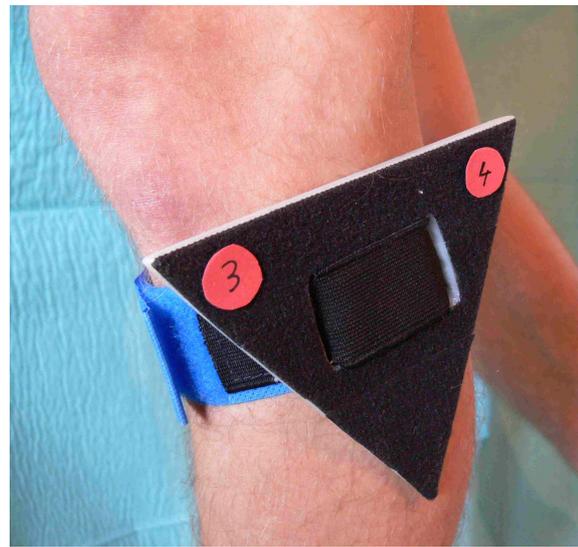


Abb. 13: Messschiene Unterschenkel, Oberkante in Höhe des Fibulaköpfchens, mit Senderpositionierung für Sender 3 und 4, von ventro-lateral gesehen (eigene Fotografie)

3.3 Versuchsablauf

Zunächst wurde der Proband über alle relevanten Risiken, sowie Ablauf und Zielsetzung der folgenden Experimente aufgeklärt und informiert. Die Ausschlusskriterien wurden mit dem Probanden besprochen und eventuelle Abweichungen des Gesundheitszustands erörtert. Keiner der Probanden verfügte bis dato über Erfahrung auf dem Laufband. Es erfolgte nun eine schriftliche Einverständniserklärung seitens des Probanden für das im Folgenden beschriebene

Experiment sowie für die Verarbeitung der personenbezogenen Daten. Daraufhin wurden Name, Geburtsdatum, Gesundheitszustand, Körpergröße, Körpergewicht und Schuhgröße des Probanden sowie der Untersuchungszeitpunkt schriftlich festgehalten. Das mitgebrachte Schuhwerk wurde insbesondere auf die Beschaffenheit von Sohle und Schuhaußenrand hin überprüft. Es wurde vom Untersucher sichergestellt, dass im Labor für Biomechanik in der Orthopädischen Klinik der Universitätskliniken Bonn alle Fenster und Türen geschlossen und alle nicht benötigten elektrischen und elektronischen Geräte ausgeschaltet waren.

Nun erfolgte die Anbringung der beiden Sender-Schienen. Um standardisierte Bedingungen zu erhalten und jedes Bein aus nur einer Raumrichtung vermessen zu müssen, wurden die Messungen in zwei gleiche Abschnitte aufgeteilt. Einmal wurden die o.g. Schienen mit den jeweiligen Ultraschallsendern am rechten Bein des Probanden befestigt. Zur Vermessung des linken Beins wurden danach die Schienen und Sender in gleicher Weise an der Außenseite des linken Beins angebracht. Die Anbringung der dreieckigen Schiene am Unterschenkel erfolgte direkt distal des zu tastenden Fibulaköpfchens mittels eines Gummiklettbands. Die Ausrichtung sollte möglichst parallel zum Laufband sowie zur Bewegungsachse des Probanden sein. Die Sender 3 und 4 wurden, wie in der Abbildung gezeigt, in den beiden äußeren Ecken der Schiene mittels Klettflächen angebracht. Die Schiene am Fuß wurde mittels fest klebenden Klebebands mit Klettstückseite auf den Sohlenanteil des Schuhaußenrands aufgeklebt und mittels eines straffen Bandes am mittleren Vorfuß fixiert. Die Sender wurden nun nach einem vorher festgelegten standardisierten Schema auf den Klettflächen angebracht. Dieses Schema sieht vor, den Sender 2 direkt unter dem Malleolus lateralis anzubringen. Sender 1 wird 8 cm distal davon, also ungefähr in Höhe des Köpfchens des Metatarsale IV positioniert. Es wurde auf die genaue Positionierung in Bezug auf den Malleolus lateralis und auf das Fibulaköpfchen geachtet.



Abb. 14: Senderpositionierung auf der Messschiene am linken Fuß, von lateral gesehen (eigene Fotografie)

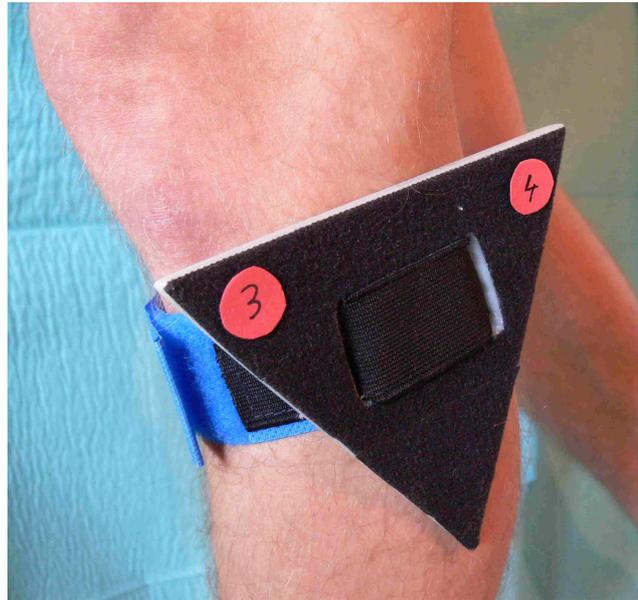


Abb. 15: Senderpositionierung auf der Messschiene am linken Unterschenkel, von ventro-lateral gesehen (eigene Fotografie)

Der wackelfreie Sitz aller Sender und die spannungsfreie Anbringung und Ableitung aller benötigten Kabel wurde manuell-digital überprüft. Die Steckplatine für die Ultraschallsender wurde dem Probanden an einem Gürtel um die Hüfte geschnallt. Nun erfolgte die Prüfung auf spannungsfreien Sitz aller Kabel mittels Kniebeugen und großen Ausfallschritten auf dem Laufband. Daran schloss sich eine Testmessung mit Kalibrierung der Sender/Empfänger an. Der Messrahmen für alle Messungen wurde auf 0,90 m in jede Richtung des Raumes festgelegt. Ein Bewegungsspielraum von 0,9x0,9x0,9 m ist, nach unseren Erfahrungen, für eine gewöhnliche Laufbandanalyse völlig ausreichend. Einschränkungen dadurch, dass die Intensität des Schalls proportional zum Quadrat der Entfernung zwischen Sender und Empfänger abnimmt, werden durch Auswahl eines nicht zu großen Messrahmens vermieden.



Abb.16: Linker Unterschenkel und Fuss in Messkonfiguration, von ventro-lateral gesehen, (eigene Fotografie)

Der Proband wurde nun gebeten, mehrere Minuten auf dem anfahrenen Laufband zu laufen. Hierbei sollte er in natürlicher Weise gehen und beide Arme seitlich des Körpers mitschwingen lassen. Die Geschwindigkeit des Laufbands wurde für jede Messung auf eine Gehgeschwindigkeit von 4 km/h eingestellt. Nach 3 Minuten Eingewöhnungszeit wurde die erste Messung mittels PC und dem Programm Meda 2.0 aufgezeichnet. Es wurden für jeden Fuß je nach erhaltener Aufnahmequalität drei bis fünf Messungen gemacht, von denen die ein bis drei besten Messungen von 10-16 Sekunden Dauer als tka-Datei im Messcomputer gespeichert wurden. Um Missverständnissen vorzubeugen, möchte ich an dieser Stelle noch einmal ausdrücklich betonen, dass zu diesem Zeitpunkt zur Auswahl geeigneter Datensätze aus den Einzelmessungen lediglich die Aufnahmequalität beurteilt wurde (Quotient aus Anzahl der erfassten Impulse und Anzahl der ausgesendeten Impulse sollte mindestens gleich 90% betragen). Es fand also keine subjektiv gefärbte Auswahl von Datensätzen statt. Dem Probanden waren

Zeitpunkt, Dauer und Anzahl der vorgenommenen Messungen während des gesamten Versuchs unbekannt. Für die Vermessung des kontralateralen Fußes mussten die beiden Messschienen am kontralateralen Unterschenkel angebracht werden. Es wurde anschließend wieder die korrekte Position von Sendern und Empfängerrahmen sichergestellt. Es folgte erneut eine Kalibrierungsmessung sowie Eingewöhnung an das Laufen auf dem Laufband, bevor mit den Messungen begonnen wurde.

3.4 Probanden

Die 11 Probanden, die sich freiwillig für unsere Laufbandexperimente zur Verfügung gestellt haben, waren ausschließlich junge, gesunde Menschen. Außer den im Folgenden genannten Ausschlusskriterien (Alter, BMI, Vorerkrankungen etc) wurde keine subjektive Auswahl der Probanden getroffen. Es wurde bei der den Messungen vorangehenden Anamneseerhebung und Besprechung der Ausschlusskriterien insbesondere auf orthopädische und unfallchirurgische Krankheiten, wie Knochen-, Knorpel- und Weichteilschäden eingegangen. Auch internistische und neurologische Krankheiten, die bekanntermaßen mit einem veränderten Gangbild einhergehen können, wurden anamnestisch ausgeschlossen. Um Einflüsse einer eventuell bestehenden und noch nicht diagnostizierten Arthrose in allen beteiligten Gelenken auszuschließen bzw. unwahrscheinlich zu machen, wurde die Altersbegrenzung auf maximal 35 Jahre festgelegt. Um auf der anderen Seite ein bereits abgeschlossenes Knochenwachstum zu garantieren, wurde das Mindestalter für Probanden auf 18 Lebensjahre festgesetzt.

Von den 11 Probanden waren 7 männlichen und 4 weiblichen Geschlechts. Der jüngste Proband war zum Untersuchungszeitpunkt 19 Jahre alt, der älteste 34 Jahre, bei einem Durchschnittsalter aller Probanden von 26,64 Jahren, und einem Median von 28 Jahren. Das Durchschnittsalter der männlichen Probanden von 26,57 Jahren wich nicht signifikant vom Durchschnittsalter ab (Signifikanz =0,05). Das Durchschnittsalter der weiblichen Probanden betrug 26,75 Lebensjahre und zeigte somit noch weniger Abweichung vom Durchschnitt des Alters aller Probanden. Die Körpergröße aller Probanden reichte von 165 cm bis 194 cm (Durchschnitt bei 179,09 cm, Median bei 180 cm) bei einem Körpergewicht zwischen 53 Kg und 88 Kg (Durchschnitt bei 70,91 Kg, Median bei 73,0 Kg). Der errechnete BMI lag im Durchschnitt bei 22,54, der Median

bei 22. Mit einer Spannbreite zwischen 20 und 25 lag dieser bei allen Probanden im Normbereich (Norm =20 bis 25 BMI). Die Schuhgröße lag durchschnittlich bei 42,36, mit einem Median bei 43, bei einer Spannbreite zwischen Größe 38 und 47.

<u>Proband</u>							
<u>Nr.</u>	<u>Geschlecht</u>	<u>Körpergröße</u>	<u>Körpergewicht</u>	<u>BMI</u>	<u>Schuhgröße</u>	<u>Untersuchungsjahr</u>	<u>Alter</u>
1	männlich	194 cm	70 Kg	22	44	2004	28 Jahre
2	männlich	186 cm	87 Kg	25	44	2003	29 Jahre
3	männlich	183 cm	73 Kg	22	44	2003	26 Jahre
4	männlich	180 cm	80 Kg	25	42	2003	28 Jahre
5	weiblich	169 cm	57 Kg	20	39	2003	29 Jahre
6	weiblich	168 cm	53 Kg	21	39	2004	27 Jahre
7	weiblich	172 cm	59 Kg	20	40	2004	29 Jahre
8	männlich	179 cm	77 Kg	24	43	2004	34 Jahre
9	männlich	184 cm	77 Kg	23	47	2005	22 Jahre
10	männlich	190 cm	88 Kg	24	46	2005	19 Jahre
11	weiblich	165 cm	59 Kg	22	38	2005	22 Jahre

Tab. 1: anonymisierte Kenngrößen aller Probanden, geordnet nach Probandennummer

Nach Abschluss aller Optimierungen von Sendern, Messschienen und Labor-, sowie Auswertebedingungen haben wir unsere Messungen in den Jahren 2003 bis 2005 durchgeführt.

3.5 Grafische Auswertung

Die grafische Darstellung der Bewegungsspuren der einzelnen Sender wird durch eine EDV-gestützte Umrechnung in kartesische Koordinaten ermöglicht. Die X-Ebene zeigt hierbei Auslenkungen der Sender im rechten Winkel zur Bewegungsrichtung des Laufbands, im medizinischen Sinne also z.B. Abduktion und Adduktion von Unterschenkel und Fuß. Die Y-Ebene zeigt Auslenkungen genau in Bewegungsrichtung des Laufbands, also z.B. Extension und

Flexion des Unterschenkels. Die Z-Ebene zeigt Auslenkungen in der Höhe, wie sie z.B. beim Heben und Senken des Fußes im Stand auftreten.

Die Registrierung der Messdaten erfolgt mit Hilfe eines Analogschreibers. Anschließend folgt eine Darstellung der Bewegungsspuren auf einem PC mit Hilfe des Bewegungs-Analyse-Programms „Bapsy“, Version 2.0. Zunächst werden die erhaltenen Daten im Spline-Menü geglättet. Danach erfolgt die Betrachtung der geglätteten Daten aus unterschiedlichen Blickwinkeln und mit unterschiedlichen weiteren Funktionen. Es können im Anschluss an die Messung z.B. Zeitkoordinaten, Winkelfunktionen, Geschwindigkeiten, Beschleunigungen etc. abgeleitet werden.

3.5.1. Splinen

Mittels der Spline-Funktion „Alle Sender glätten“ im Programm „Bapsy“ Version 2.0 werden alle vorhandenen Messpunkte durch einen vorher definierten kubischen Spline geglättet. Für alle Messungen und Einzeldarstellungen wurde hierzu eine Standardabweichung von 0,71 mm eingestellt. Nach Gass (Gass, 1992) werden durch das Splinen folgende Effekte erzielt:

1. Fehlende Messpunkte können ergänzt werden
2. Die Senderkoordinaten bei einer Einzelmessung beziehen sich auf exakt denselben Zeitpunkt, so dass Analysen, bei denen mehrere Sender betrachtet werden (z.B. Winkelfunktionen), zuverlässiger werden
3. „Werteausreißer“, die als Folge kleiner Messungenauigkeiten auftreten, werden korrigiert und geglättet, wodurch realistischere Ergebnisse erzielt werden.

3.5.2. Darstellung der Koordinaten gegen die Zeit (Sxt/Syt/Szt)

In diesen drei Darstellungen können die Bewegungen der einzelnen Sender im Raum und zueinander eingesehen werden. Da jedoch in x-, y- und z-Darstellung alle Messpunkte und somit auch die daraus ermittelten Kurven jeweils auf eine zweidimensionale Ebene, nämlich auf das

Koordinatensystem des Empfängerrahmens, projiziert werden, ist die Deutung der Kurven eingeschränkt. Es werden also keine echten dreidimensionalen Winkel oder Funktionen dargestellt. Wir haben die Darstellung der Koordinaten gegen die Zeit insbesondere dafür verwendet, um den Erfolg des Splinens beurteilen zu können sowie weitere einzelne Ausreißer-Messwerte erkennen und eliminieren zu können. Es werden immer alle vier Sender in jeder Darstellung gezeigt.

Die $S_x(t)$ -Darstellung ist dabei eine Projektion der Messwerte auf die y-z-Ebene. Respektive ist die $S_y(t)$ -Darstellung eine Projektion auf die x-z-Ebene, und die $S_z(t)$ -Darstellung eine Projektion auf die x-y-Ebene (siehe Darstellung).

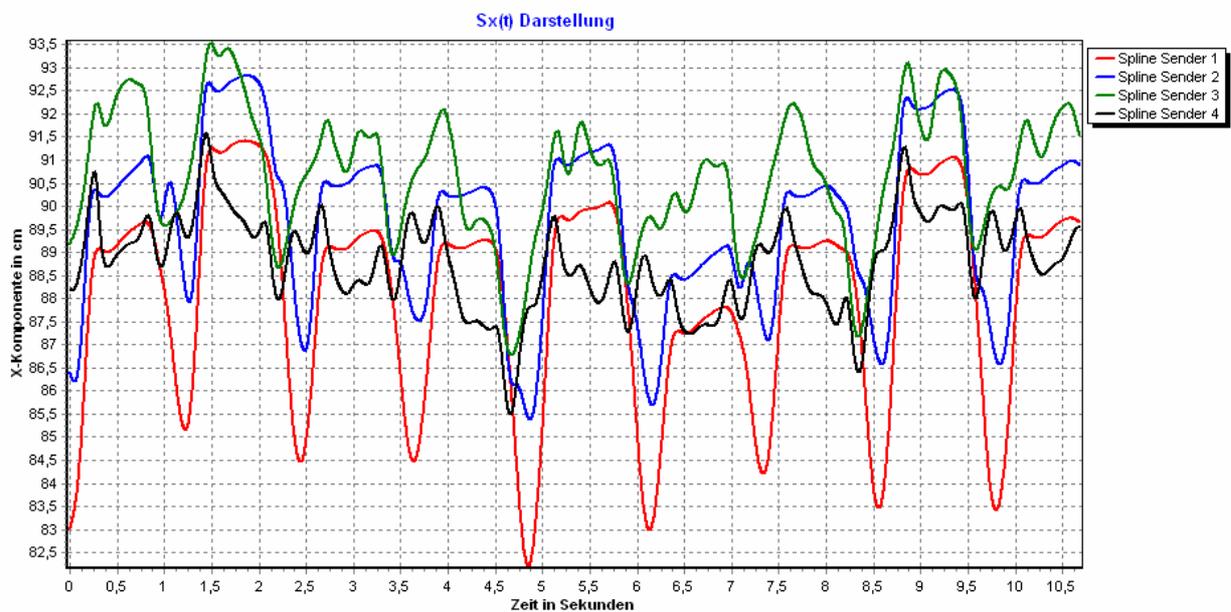


Abb. 17: exemplarische Darstellung der $x(t)$ -Funktion (eigene Darstellung)

3.5.3. Darstellung der Geschwindigkeit gegen die Zeit (V_{t1} , V_{t2} , V_{t3} , V_{t4})

Die V_t -Darstellungen geben die Geschwindigkeiten in cm/s aller vier Sender wieder. Sie stellen somit die erste mathematische Ableitung der Rohdaten dar. Messfehler oder Ausreißer, die bereits in den $S_x(t)/S_y(t)/S_z(t)$ -Darstellungen sichtbar waren, nehmen durch die mathematische Ableitung größere Ausmaße an. Der Übersichtlichkeit halber haben wir für jeden Sender eine eigene Darstellung angelegt.

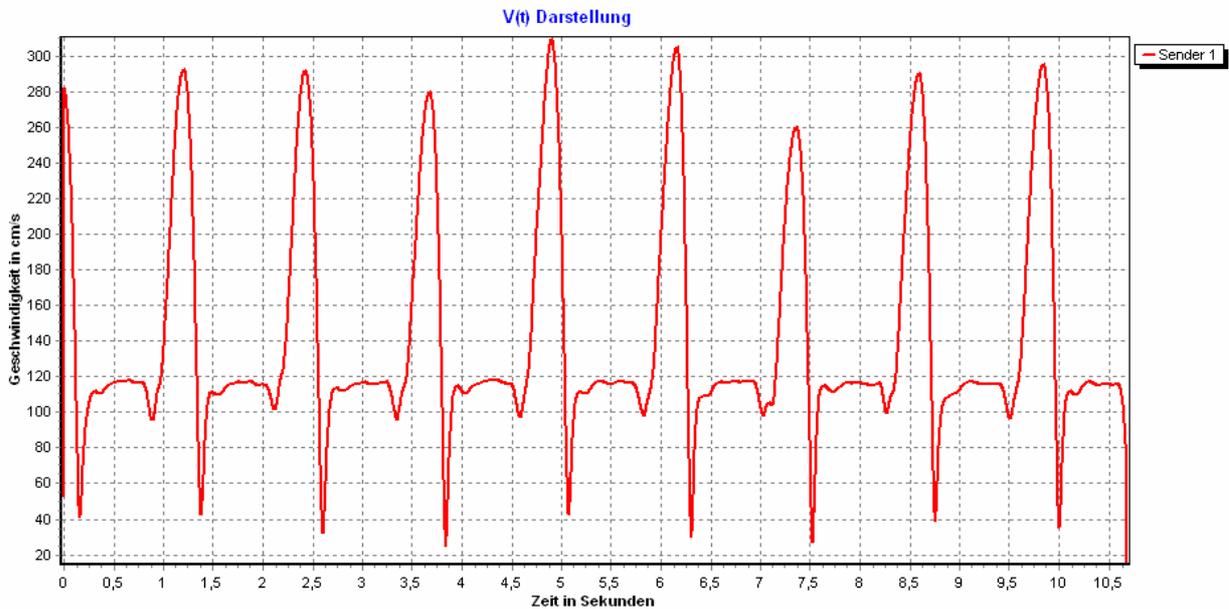


Abb. 18: exemplarische Darstellung der V_t -Funktion (hier V_t Sender 1) (eigene Darstellung)

3.5.4. Darstellung der Beschleunigung gegen die Zeit (A_{t1} , A_{t2} , A_{t3} , A_{t4})

Die A_t -Darstellungen zeigen die Beschleunigungen in cm/s^2 aller vier Sender. Sie stellen somit die zweite mathematische Ableitung der Rohdaten dar, bzw. auch gleichzeitig die weitere Ableitung der Geschwindigkeitsdaten. Messfehler oder Ausreißer, die bereits in den V_t -Darstellungen deutlich sichtbar waren, potenzieren sich in den A_t -Darstellungen dadurch nochmals. Der Übersichtlichkeit halber haben wir für jeden Sender wieder eine eigene Darstellung angelegt.

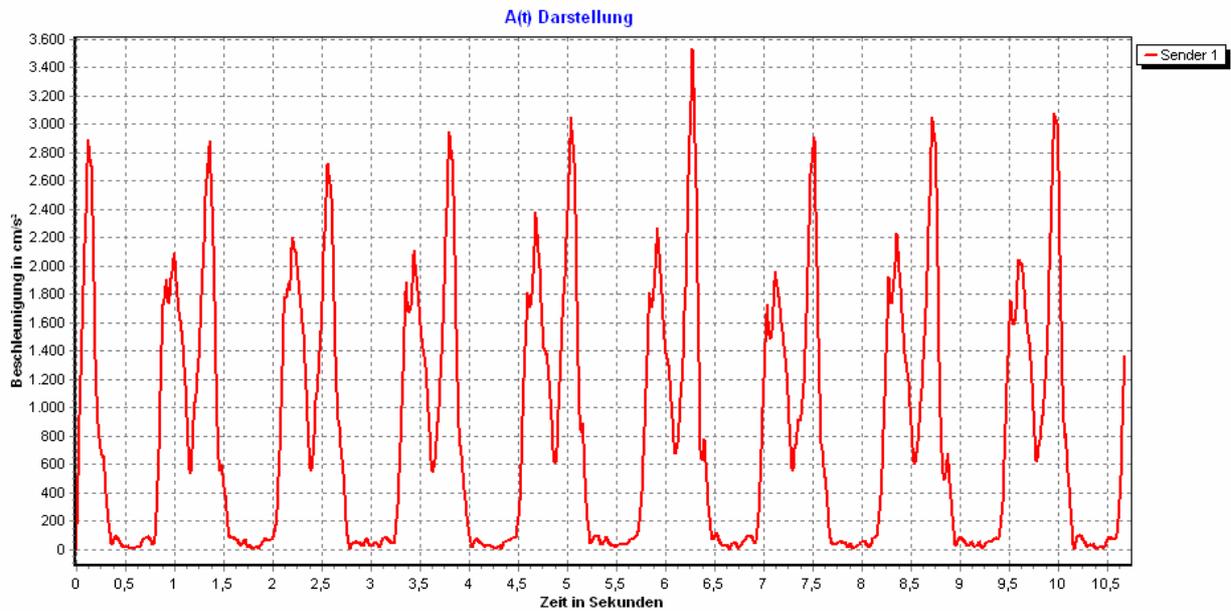


Abb. 19: exemplarische Darstellung der At-Funktion (hier At Sender 1) (eigene Darstellung)

3.5.5. Darstellung der Winkelveränderung (wt, wxt, wzt)

Mit Hilfe dieser Funktion lassen sich Winkelveränderungen gegen die Zeit darstellen. Der gewählte Winkel wird gebildet aus zwei geometrischen Segmenten (Geraden). Die eine Gerade verläuft durch Sender 1 und Sender 2 (obere Messschiene am Unterschenkel), die zweite Gerade verläuft durch Sender 3 und Sender 4 (untere Messschiene am Fußaußenrand). Der dadurch gebildete Winkel (in Grad) wird zu jedem Zeitpunkt der Messung angegeben.

Man kann hierbei entweder den Gesamtwinkel (wt), oder die Winkel der x-, y- oder z-Ebene gegen die Zeit betrachten. Die Darstellung der y-Ebene gegen die Zeit bringt jedoch bei der oben beschriebenen Versuchsanordnung keine verwertbaren Ergebnisse. Als wichtigste Darstellung der drei Winkelfunktionen muss die wt-Darstellung genannt werden, da sie die einzige Darstellung der Ergebnisse ist, die einen wahren dreidimensionalen Winkel im Raum zeigt. Im Gegensatz dazu zeigen die Darstellungen wxt und wzt Winkel, die lediglich durch Projektion der Messwerte auf die jeweilige Ebene des Koordinatensystems entstanden sind, die also keine echten Winkel im dreidimensionalen Raum darstellen.

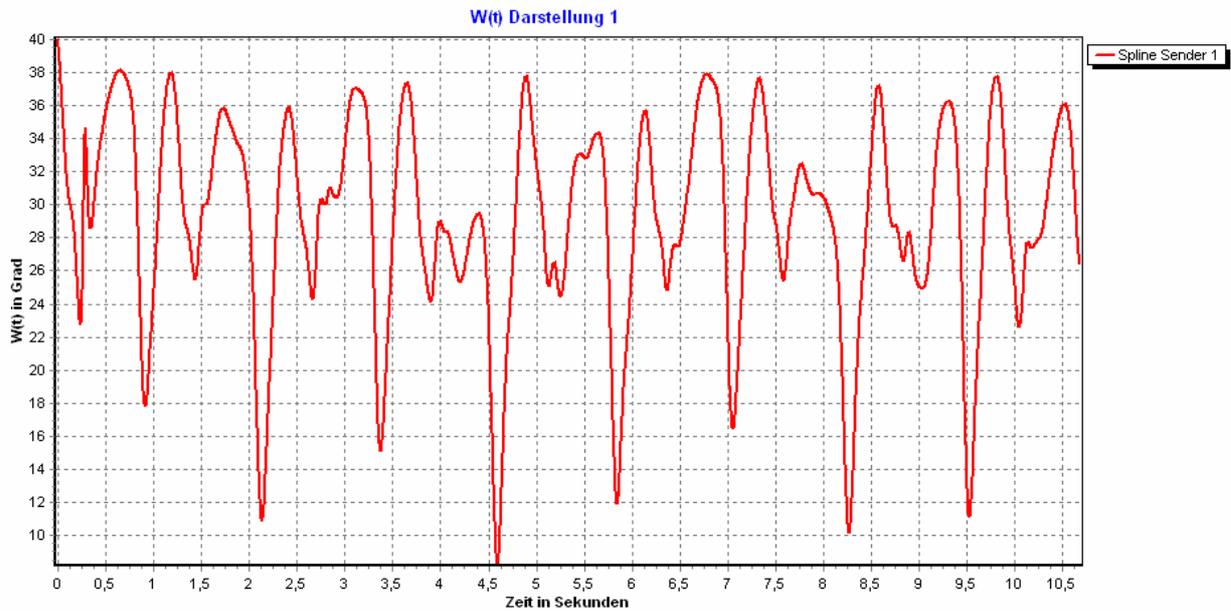


Abb. 20: exemplarische Darstellung der W_t -Funktion (eigene Darstellung)

3.5.6. Darstellung der Winkelgeschwindigkeit (wvt , $wvxt$, $wvzt$)

Diese Funktion beschreibt die erste mathematische Ableitung der Winkelfunktionen. Der Winkel ist wieder der Winkel zwischen Sendern 1 und 2, sowie Sendern 3 und 4. Die interessanteste Darstellung ist auch hierbei wieder die wvt -Kurve, da nur hierbei echte dreidimensionale Winkelgeschwindigkeiten wiedergegeben werden. Pathologische Veränderungen in der Winkelgeschwindigkeit sprechen insbesondere für ein Vorliegen von Koordinationsstörungen (Brüggemann, 1995). Die $wvzt$ -Darstellung würde wieder unverwertbare Ergebnisse liefern und wird somit nicht angegeben.

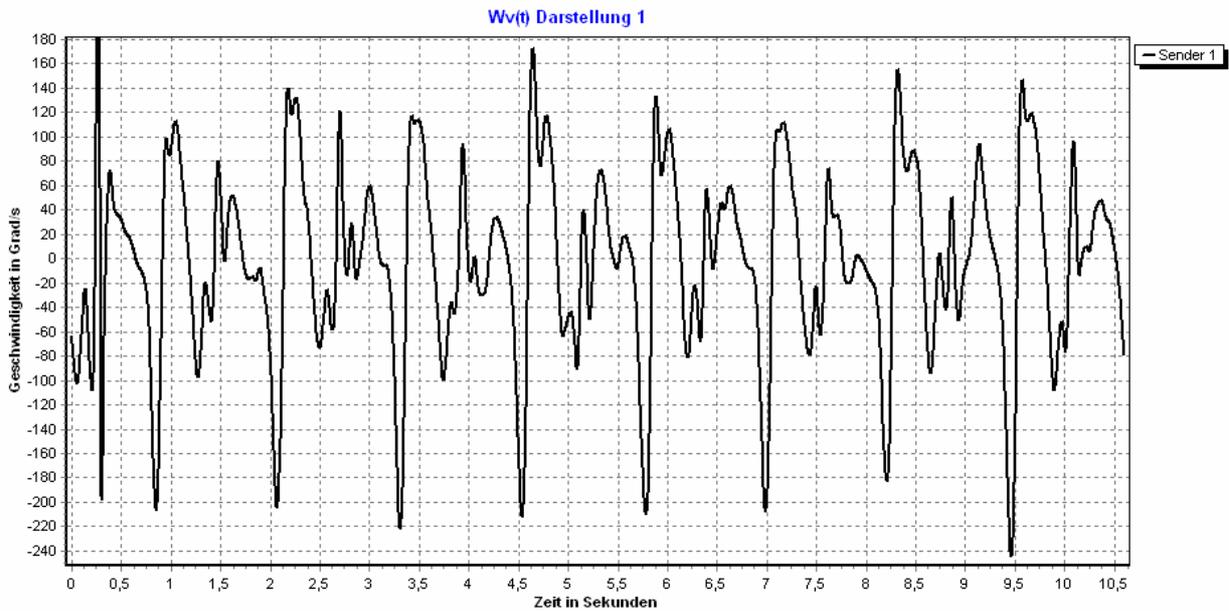


Abb. 21: exemplarische Darstellung der Wv(t)-Funktion (Auswert. Seite 5) (eigene Darstellung)

3.5.7. Darstellung der Winkelbeschleunigung (wat, waxt, wazt)

Die Winkelbeschleunigung bezieht sich, wie die absolute Winkelveränderung und die Winkelgeschwindigkeit auf den Winkel zwischen den Sendern 1 und 2 mit Sendern 3 und 4. Auch hierbei ist die wat-Kurve die interessanteste Darstellung, da nur hierbei echte dreidimensionale Winkelbeschleunigungen gezeigt werden. Pathologische Veränderungen in der Winkelbeschleunigung sind häufig ein Hinweis auf eine Kraftminderung (Brüggemann, 1995). Die wayt-Darstellung ist auch hierbei zu vernachlässigen und wird daher nicht angezeigt.

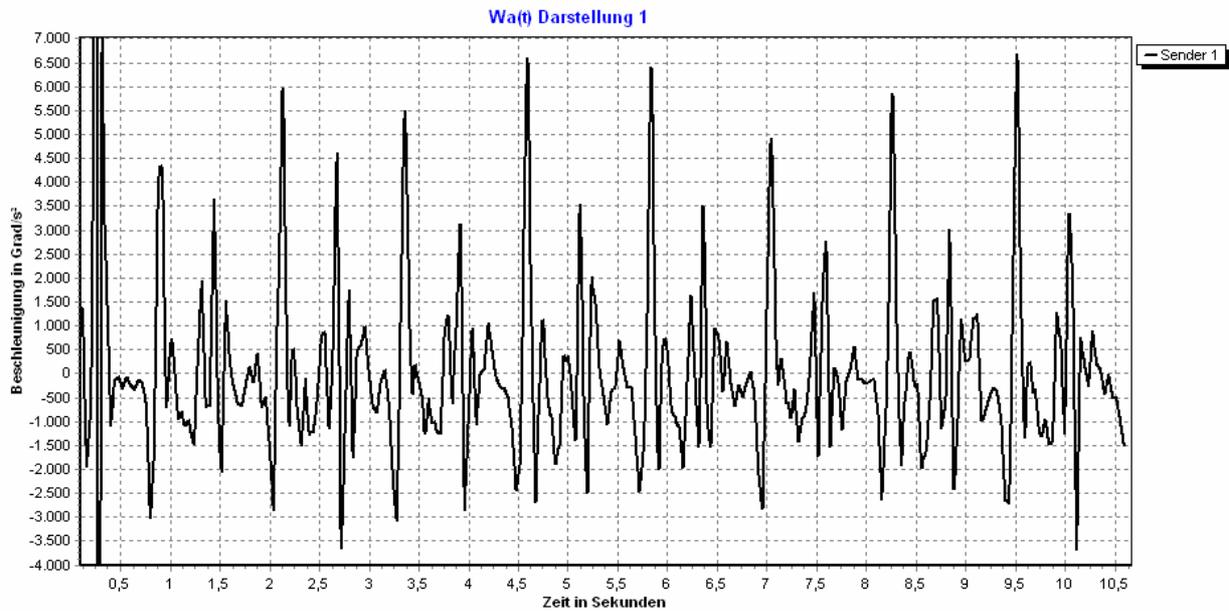


Abb. 21: exemplarische Darstellung der WAt-Funktion (Auswert. Seite 6) (eigene Darstellung)

3.5.8. Winkel, Winkelgeschwindigkeit, Winkelbeschleunigung bei anderen Winkeln (wt, wvt, wat)

Die oben beschriebenen Darstellungen wt, wvt, und wat werden auf den beiden letzten Seiten der graphischen Auswertung nochmals verwendet, um einen Winkel im dreidimensionalen Raum zwischen Sendern 1 und 2 mit den Achsen, sowie einen weiteren Winkel zwischen den Sendern 3 und 4 mit den Achsen zu erhalten. Die genannten Darstellungen sind allesamt wahre Winkel im dreidimensionalen Raum

3.6 Statistische Verfahren

Es wurden für die Auswertung der folgenden Werte jeweils identische statistische Methoden verwendet, die im Folgenden erläutert werden. Dies trifft zu für die Ermittlung der Werte für Kadenz, Länge des Doppelschritts, Xt-Projektion, Yt-Projektion, Zt-Projektion (jeweils aller Sender Nr. 1 bis 4), Sendergeschwindigkeit, Senderbeschleunigung, Absolutwinkel der Sender 1/2/3/4, Winkelgeschwindigkeit der Sender 1/2/3/4, Winkelbeschleunigung der Sender 1/2/3/4, Absolutwinkel der Sender 1/2:Raumachsen, Winkelgeschwindigkeit der Sender 1/2:Raumachsen,

Winkelbeschleunigung der Sender 1/2:Raumachsen, Absolutwinkel der Sender 3/4:Raumachsen, Winkelgeschwindigkeit der Sender 3/4:Raumachsen, Winkelbeschleunigung der Sender 3/4:Raumachsen.

Es wurde jeweils das arithmetische Mittel aus allen erhaltenen Werten gebildet. Der Standardfehler des Mittelwerts wurde ebenfalls berechnet. Median und Modalwert wurden angegeben. Die errechnete Standardabweichung, sowie Varianz wurden dargestellt. Aus der Subtraktion des minimalen durchschnittlichen Werts vom maximalen durchschnittlichen Wert wurde eine Spanne, der sogenannte `Range` kalkuliert.

Zu guter Letzt wurde eine visuelle graphische Auswertung der wichtigsten Darstellungen der Bewegung im dreidimensionalen Raum vorgenommen. Es wurden nach visueller Analyse der Kurven Punktwerte für die Merkmale Regelmäßigkeit, Rhythmus und Sinusförmigkeit der Bewegung vergeben. Zum besseren objektiven Vergleich wurde die erreichte Punktzahl in einen Prozentwert umgerechnet.

4 Ergebnisse

4.1 Beschreibung der Messergebnisse

Die folgende Vorstellung der Messergebnisse wurde exemplarisch für einen Probanden erstellt. Die Auswertung beschreibt zunächst grob augenscheinlich wahrnehmbare Details der errechneten Bewegungskurven. Sie geht daraufhin auf absolut gemessene Parameter jedes Laufbandversuchs ein. Im Folgenden werden dann die objektivierten Ergebnisse aus den Auswertetabellen für jede Untersuchung dargestellt. In Kapitel 4.3 erfolgt die Darstellung der Ergebnisse der relevanten Messungen aller Probanden. In Kapitel 5 werden die Ergebnisse der Einzelmessungen aller Probanden in Beziehung zueinander gesetzt und interpretiert.

4.2 Exemplarische Ergebnisauswertung einer Einzelmessung

Proband Nr. 1, männlich, Alter: 28 Jahre, Körpergröße: 194 cm, Körpergewicht: 70 kg, BMI: 22, Schuhgröße: 44

Proband Nr. 1 ist ein gesunder männlicher Proband vom leptosomen Habitus. Für seine überdurchschnittliche Körpergröße liegt das Körpergewicht im mittleren Bereich, so dass sich ein BMI im Normbereich errechnen lässt.

Proband Nr. 1, linker Fuß

Zweidimensionale Projektion der Senderbewegungen

Es werden für den linken Fuß 8 komplette Doppelschritte in 10s Aufzeichnungszeit gezählt und verarbeitet. Dies entspricht einer Kadenz, also Anzahl der Schritte pro Minute, von 96,0. Die durchschnittliche Länge des Doppelschritts ergibt einen Wert von 1,375m anhand der Daten des

linken Beins. Die zweidimensional projizierten x_t - y_t - und z_t - Darstellungen zeigen nach dem Splinevorgang einen regelmäßigen Schrittverlauf ohne maßgebliche Ausreißerwerte. In der x_t - Darstellung fällt allerdings auf, dass Sender 4 nicht als sinusförmige Kurve dargestellt wird, sondern einen zwei- bis viergipfligen Verlauf in den Spitzenwerten zeigt.

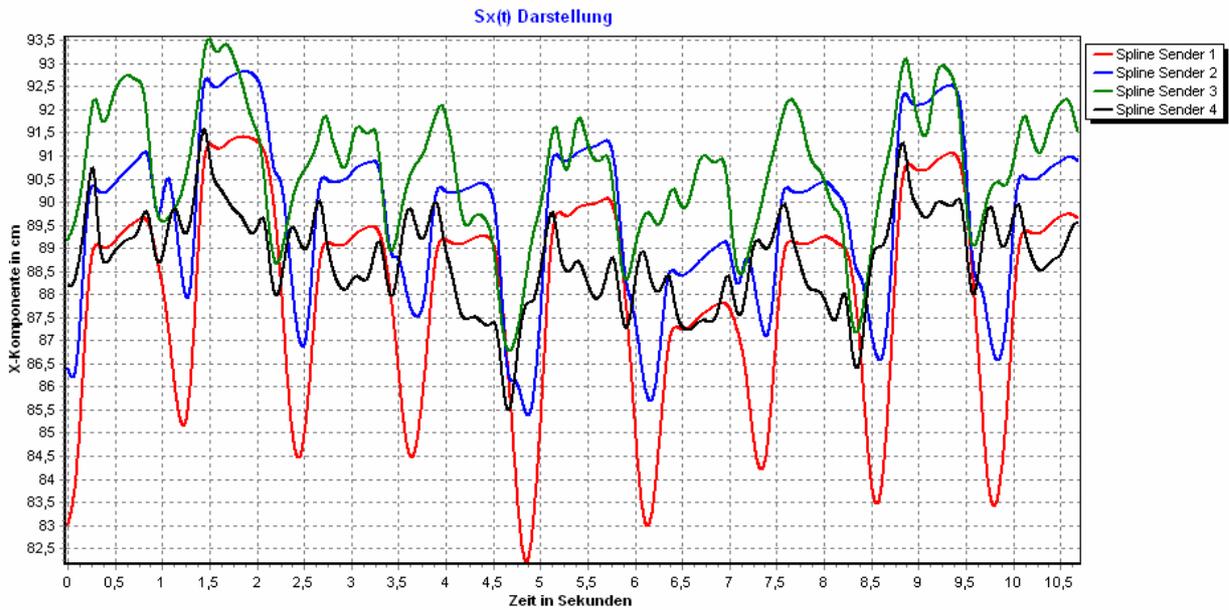


Abb. 22: Darstellung der X_t -Funktion, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

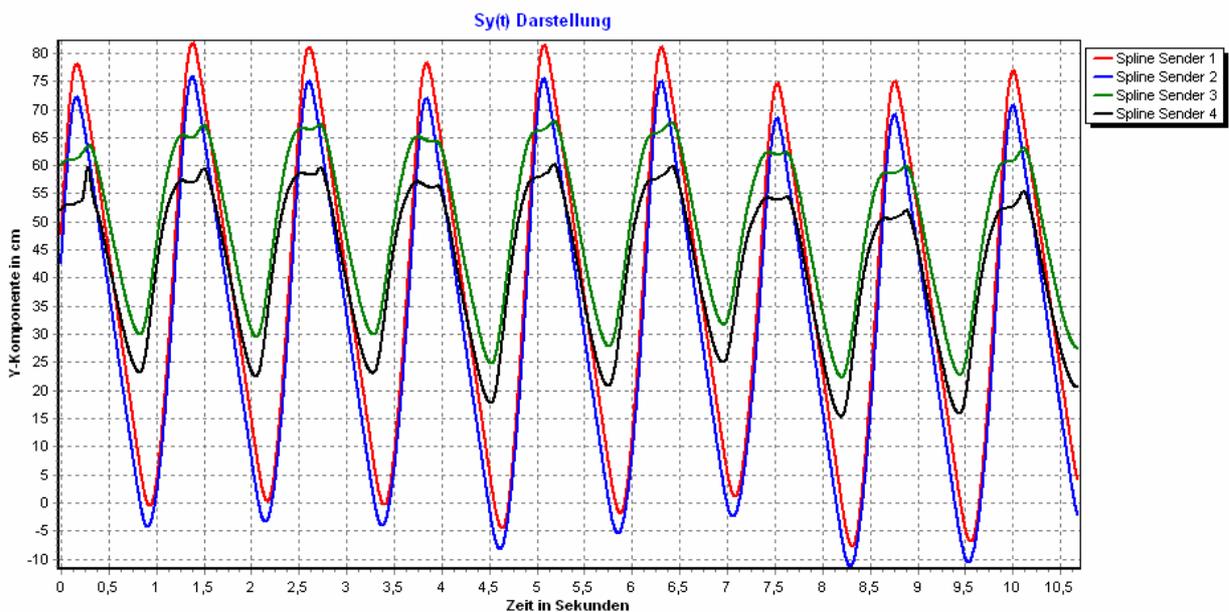


Abb. 23: Darstellung der Y_t -Funktion, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

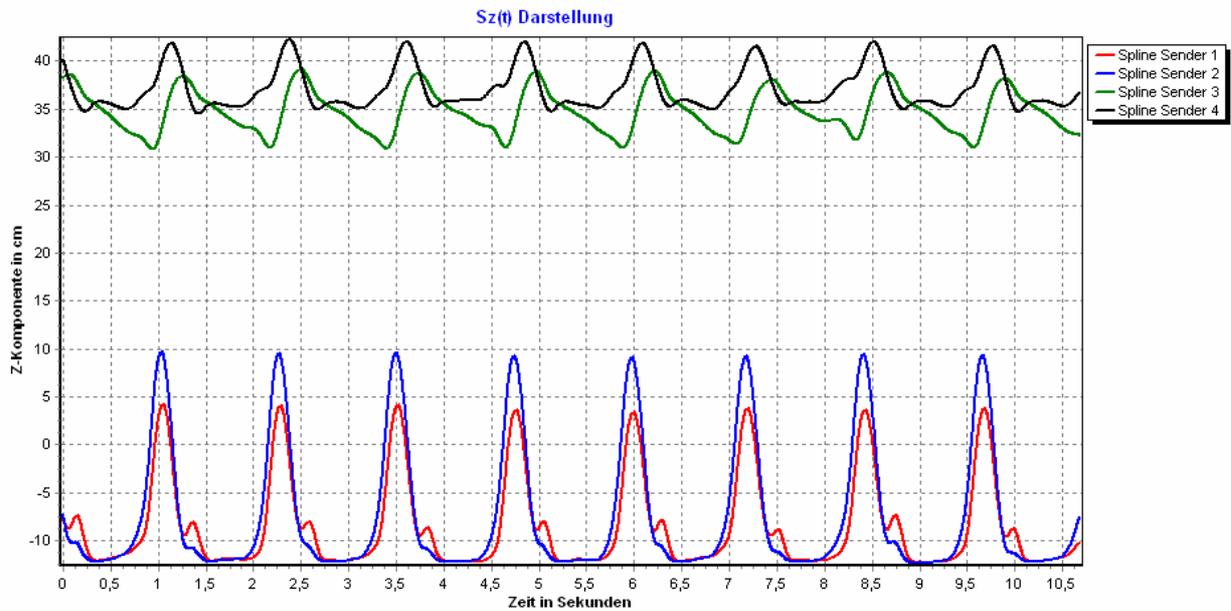


Abb. 24: Darstellung der Zt-Funktion, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

Zweidimensionale Projektion der Sendergeschwindigkeiten

Die zweidimensional projizierten Darstellungen der Geschwindigkeit der einzelnen Sender erscheinen regelmäßig. Sender 1 und 2 zeigen einen annähernd deckungsgleichen Kurvenverlauf, mit Maximalauslenkungen von 255 cm/s. Jeder Gangzyklus besteht aus einem Maximalpeak mit 280 cm/s und einer Minimalgeschwindigkeit um 30 cm/s. Sender 3 und 4 zeigen wiederum einen annähernd deckungsgleichen Kurvenverlauf. Die Spanne der durchschnittlichen Auslenkung der Geschwindigkeit beträgt 125 bzw. 135 cm/s mit Geschwindigkeitsmaxima um 140 cm/s und Minima um 10 cm/s.

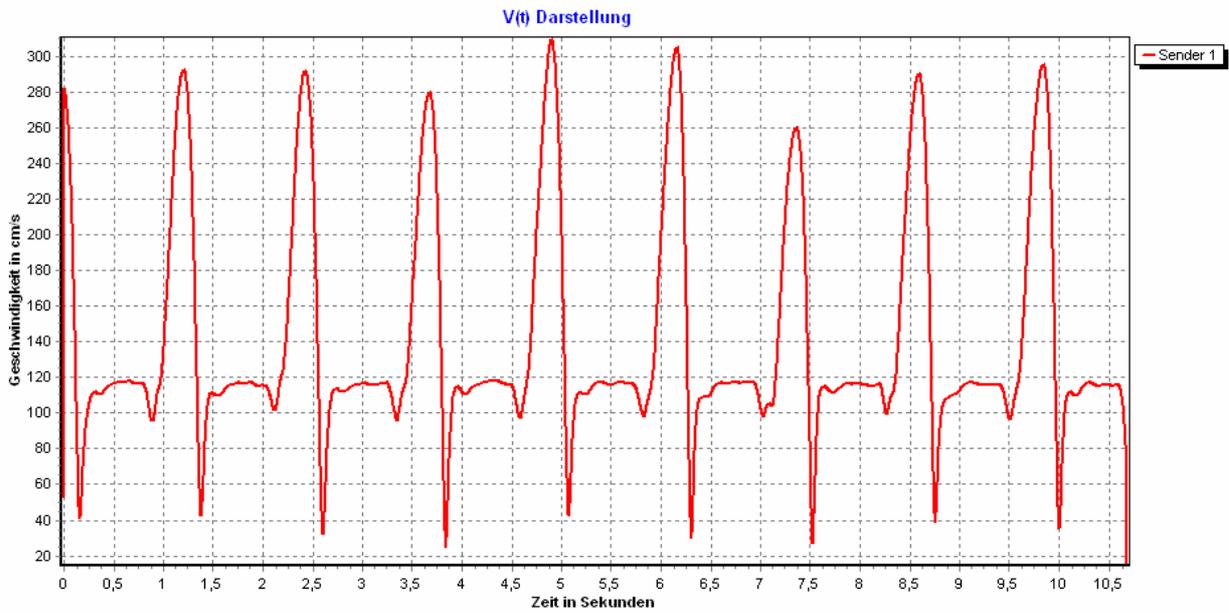


Abb. 25: Darstellung der V_t -Funktion von Sender 1, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

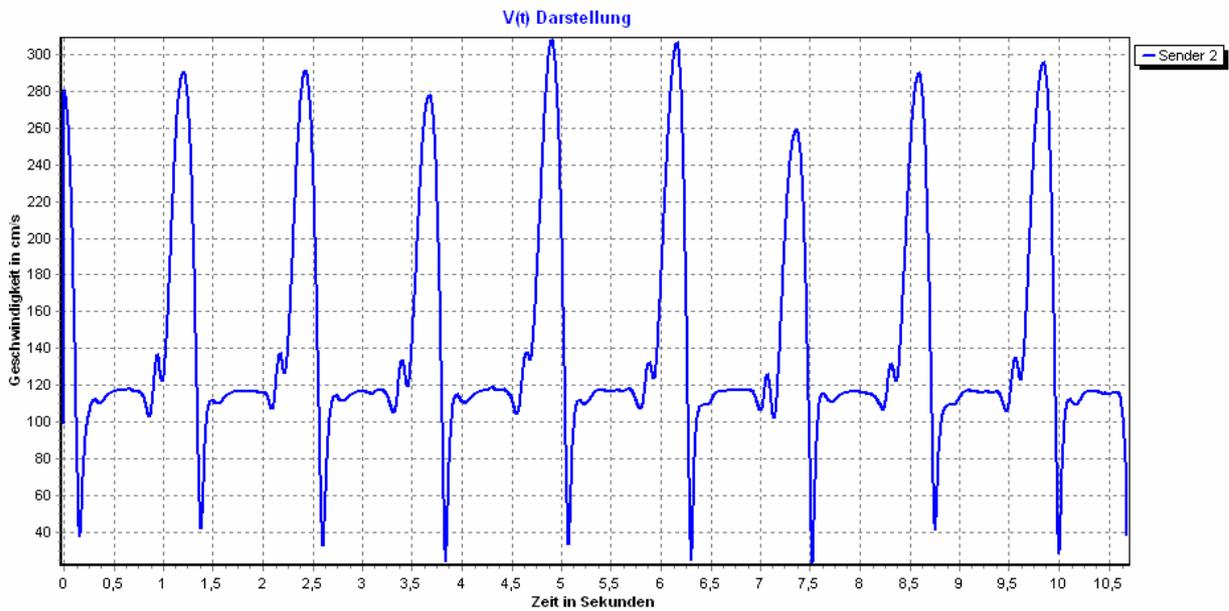


Abb. 26: Darstellung der V_t -Funktion von Sender 2, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

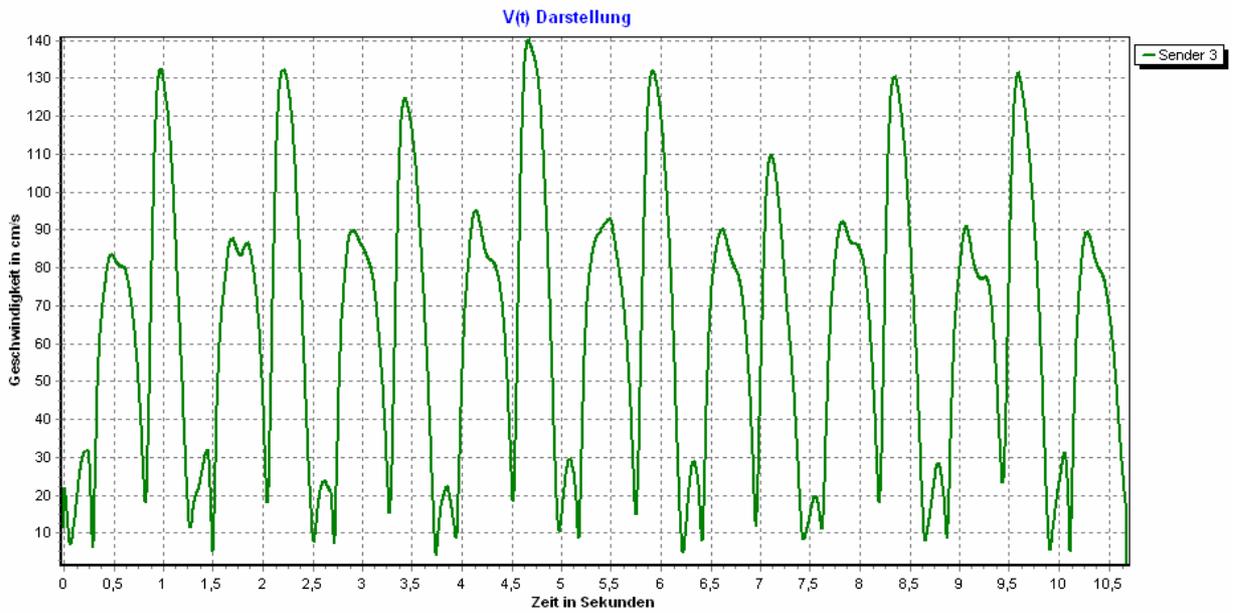


Abb. 27: exemplarische Darstellung der V_t -Funktion von Sender 3, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

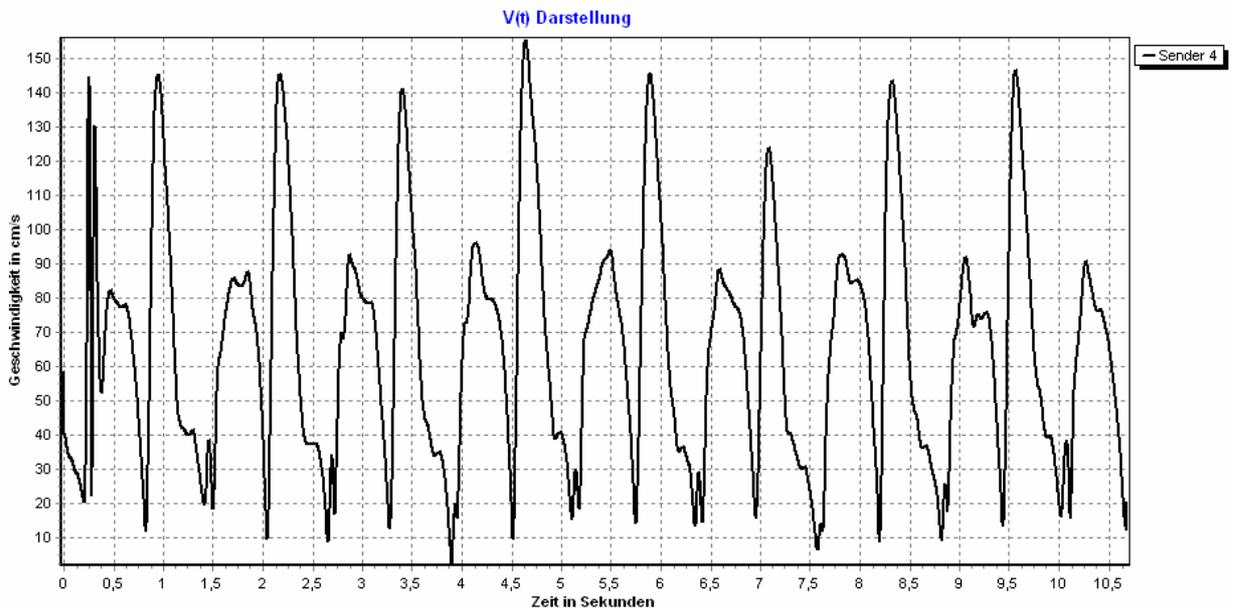


Abb. 28: Darstellung der V_t -Funktion von Sender 4, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

Zweidimensionale Projektion der Senderbeschleunigungen

Die zweidimensional projizierten Darstellungen der Beschleunigung der einzelnen Sender lassen für Sender 1 und 2 für jeden Schritt eine, grob gesehen, doppelgipflige Kurve entstehen, wobei eine Aufspaltung des einen Gipfels für Sender 2 deutlich hervortritt. Die Maximalwerte der Beschleunigung entsprechen in etwa denen der Gesamtauslenkung. Sie betragen für Sender 1 3000 cm/s^2 , die Minimalwerte betragen 0 cm/s^2 . Sender 2 erreicht mittlere Maximalbeschleunigungen um 3100 cm/s^2 . Sender 3 zeigt ein dreigipfliges grobzackiges Verhalten mit durchschnittlichen Maxima um 1400 cm/s^2 . Sender 4 lässt ein zweigipfliges grobzackiges Bewegungsmuster erkennen. Die durchschnittlichen Maximalwerte liegen bei 1900 cm/s^2 . Sender 4 zeigt einen Ausreißerwert.

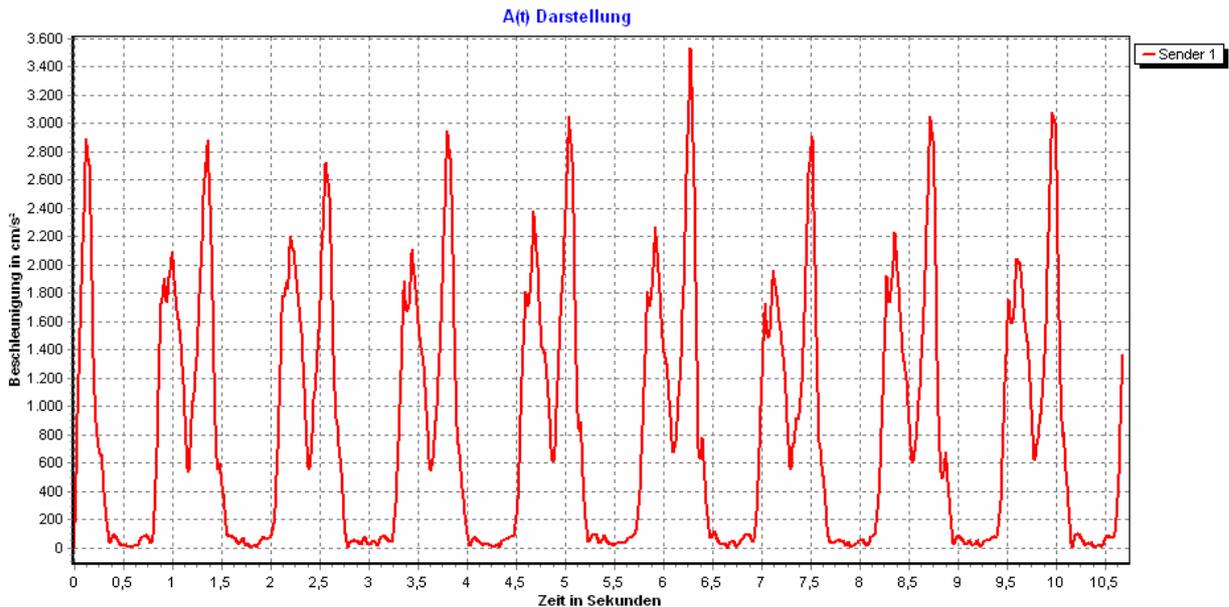


Abb. 29: Darstellung der $A(t)$ -Funktion von Sender 1, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

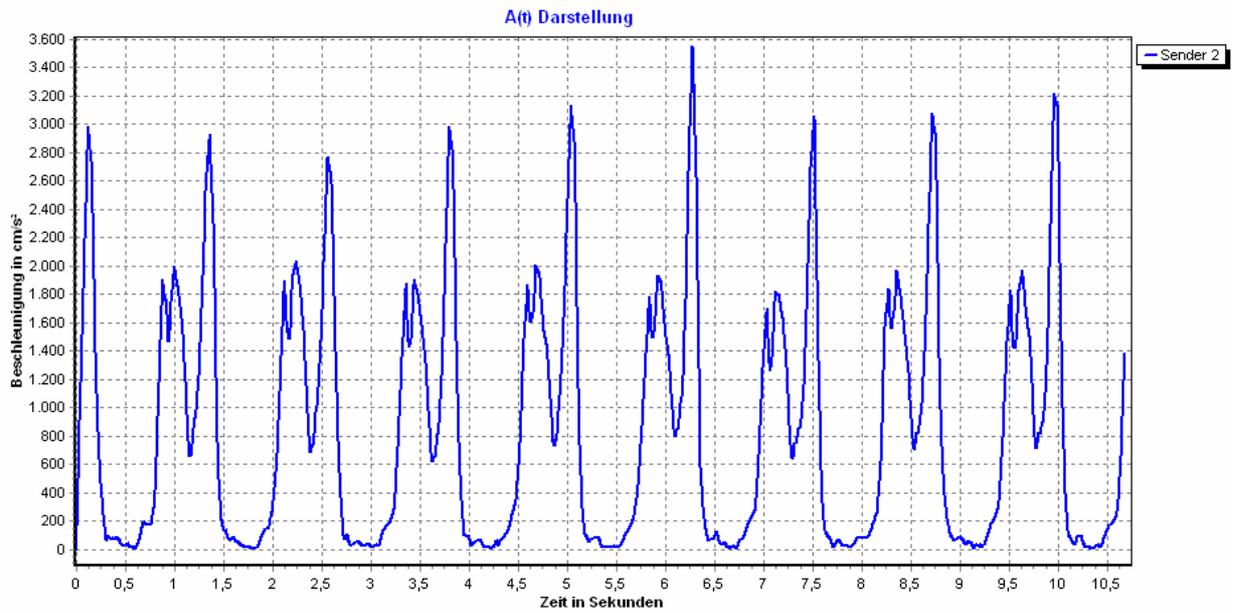


Abb. 30: Darstellung der $A(t)$ -Funktion von Sender 2, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

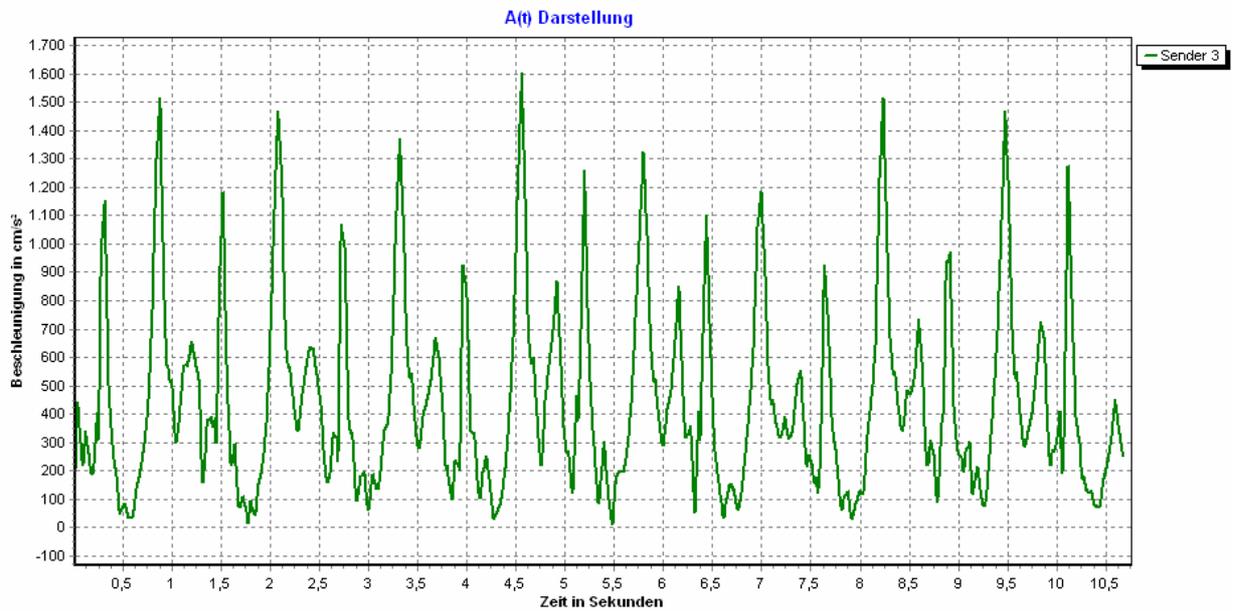


Abb. 31: Darstellung der $A(t)$ -Funktion von Sender 3, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

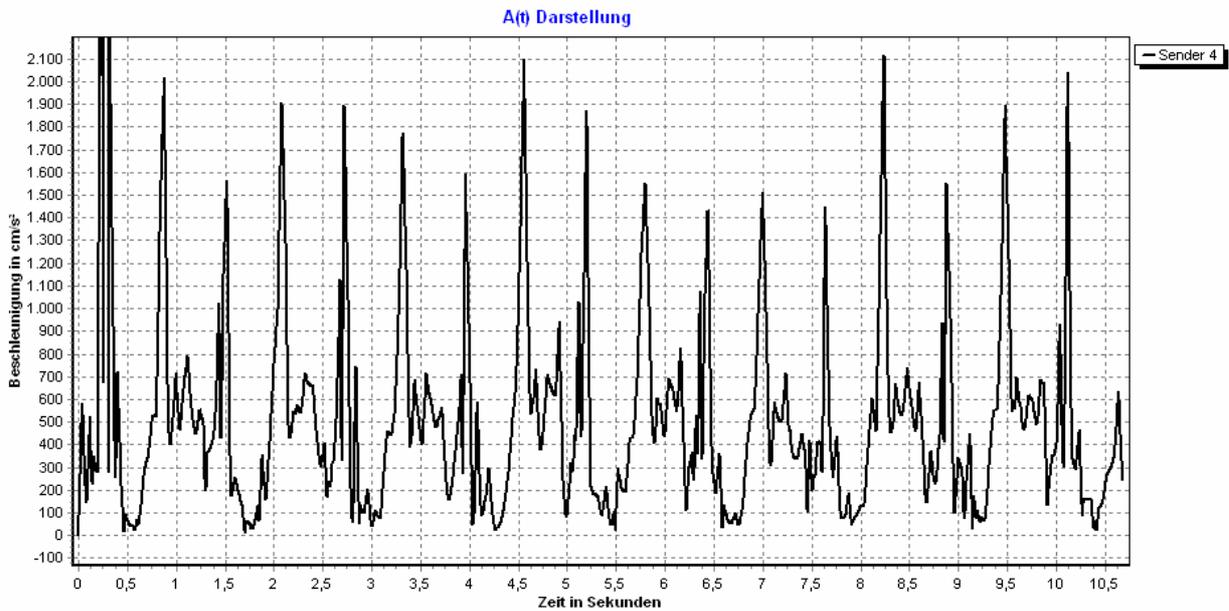


Abb. 32: Darstellung der $A(t)$ -Funktion von Sender 4, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

Dreidimensionale Darstellung des Absolutwinkels (1/2:3/4)

Die Darstellung des dreidimensionalen Absolutwinkels (w_t) zwischen zwei imaginären Geraden, die durch Sender 1 und 2, sowie 3 und 4 verlaufen, zeigen einen wenig regelmäßigen Verlauf. Es entstehen jeweils zwei Maxima, gefolgt von einem Minimum. Ein Rhythmus ist kaum erkennbar, Sinusförmigkeit der Bewegung besteht nicht. Die Gesamtauslenkung erstreckt sich über 25 Grad, wobei durchschnittliche maximale Auslenkungen der beiden Geraden von 13 bis 38 Grad auftreten. Die Darstellungen w_{xt} , sowie w_{zt} werden vernachlässigt, da es sich hierbei nicht um einen dreidimensionalen, sondern lediglich um einen zweidimensional projizierten Winkel handeln würde.

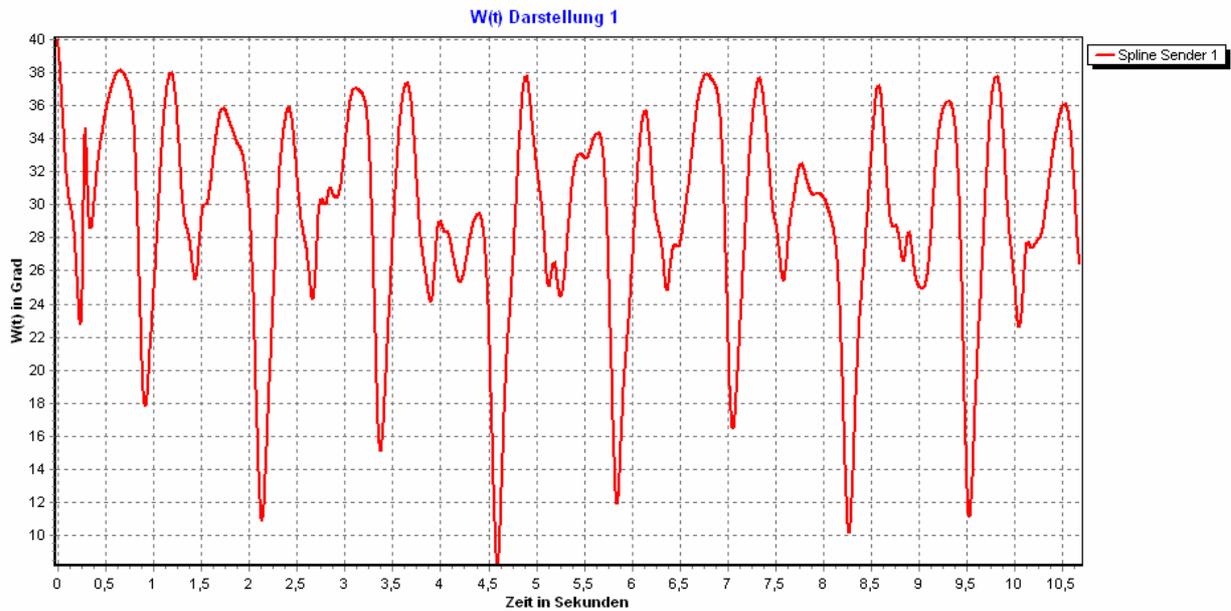


Abb. 33: Darstellung der W_t -Funktion Sender 1/2:3/4, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

Dreidimensionale Darstellung der Winkelgeschwindigkeit des Absolutwinkels (1/2:3/4)

Die Darstellung der Winkelgeschwindigkeit des dreidimensionalen Absolutwinkels (wvt) der beiden o.g. Geraden zeigt ein regelmäßiges Kurvenverhalten, jedoch mit vielen kleinen Ausreißerkurven. Im ersten Schritt entsteht ein großer Ausreißer, der in Bezug auf die Messwerte keine Berücksichtigung findet. Der Rhythmus kann mit „gering“ eingeschätzt werden bei wiederum keiner sichtbaren Sinusförmigkeit der Bewegung. Große Positive Geschwindigkeitsveränderungen treten hier pro Doppelschritt häufiger auf als negative Beschleunigungen (also Abbremsen). Die maximalen bzw. minimalen ermittelten Winkelgeschwindigkeiten bewegen sich im Mittel zwischen 140 Grad/s und -200 Grad/s, so dass ein Spielraum von 340 Grad/s entsteht. Die Darstellungen $wvxt$, sowie $wvzt$ werden vernachlässigt, da es sich hierbei nicht mehr um einen dreidimensionalen, sondern lediglich um einen zweidimensional projizierten Winkel handeln würde.

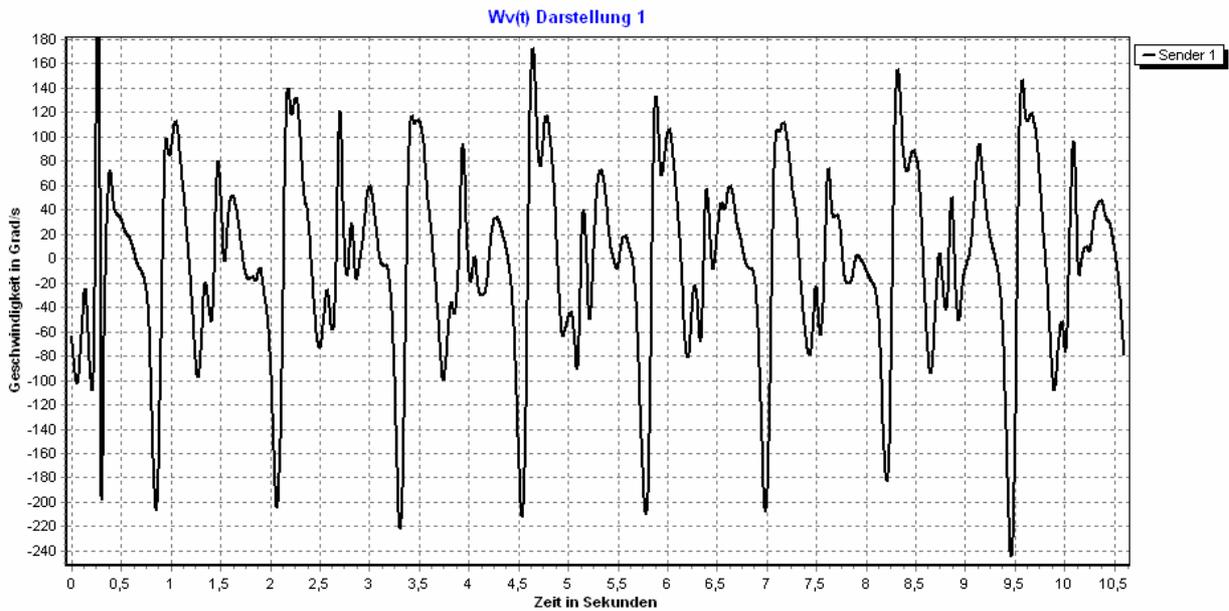


Abb. 34: Darstellung der Wv(t)-Funktion von Sender 1/2:3/4, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

Dreidimensionale Darstellung der Winkelbeschleunigung des Absolutwinkels (1/2:3/4)

Die Darstellung der Winkelbeschleunigung des dreidimensionalen Absolutwinkels (ω_{at}) der o.g. Geraden zeigt ein gut regelmäßiges Verhalten. Es zeigen sich für jeden Schritt eine große und eine mittelgroße positive Zacke, sowie weitere positive und negative Auslenkungen dazwischen. Der Rhythmus ist geringfügig vorhanden. Sinusförmigkeit kann nicht entdeckt werden. Der Durchschnitt der Maximalbeschleunigung beträgt 6000 Grad/s^2 , der der Minimalbeschleunigung -3000 Grad/s^2 . Demnach ergibt sich eine Spanne von durchschnittlichen Beschleunigungen von 9000 Grad/s^2 . Die Darstellungen ω_{ax} , sowie ω_{ay} werden wiederum vernachlässigt, da es sich hierbei nicht mehr um einen dreidimensionalen, sondern lediglich um einen zweidimensional projizierten Winkel handeln würde.

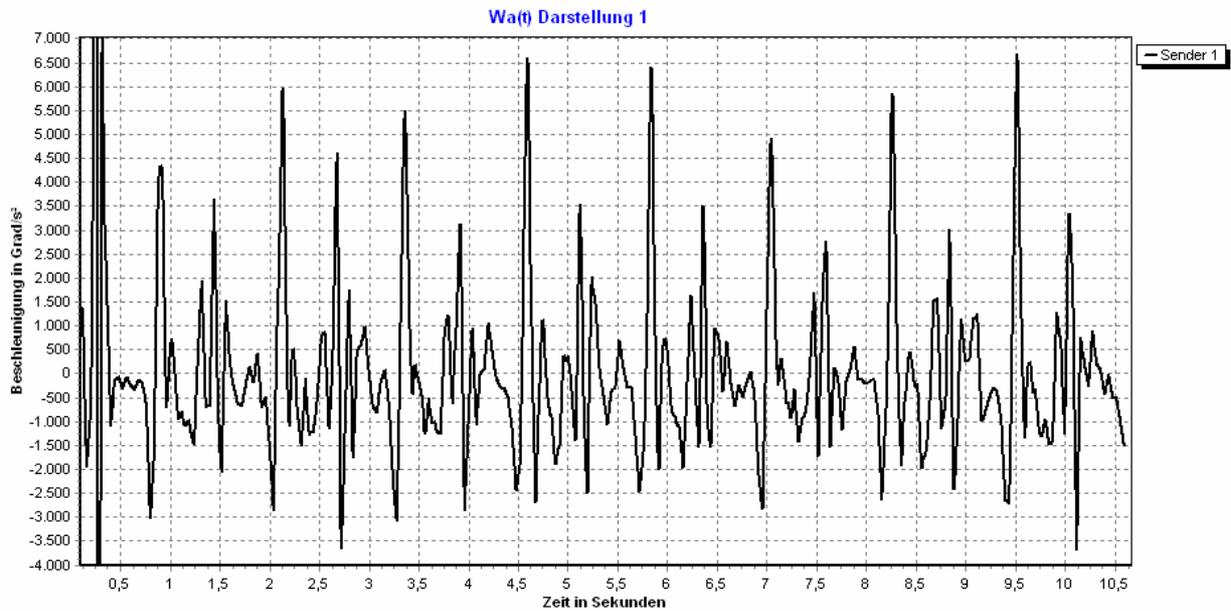


Abb. 35: Darstellung der Wa-Funktion von Sender 1/2:3/4, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

Dreidimensionale Darstellung des Absolutwinkels (1/2:Raumachsen)

Die Darstellung der absoluten Winkelveränderung der Geraden durch die Sender 1 und 2 zu den Raumachsen zeigt ein sehr regelmäßiges und sehr rhythmisches Verhalten. Die Bewegung kann als annähernd sinusförmig oder sinusoid angesehen werden. Bei jedem Doppelschritt treten ein Maximum, ein Minimum, sowie eine Plateauphase zwischen beiden Auslenkungen auf. Der Durchschnitt der Maximalauslenkungen beträgt 160 Grad, der der Minimalauslenkungen 67 Grad, so dass eine Bewegungsspanne von 93 Grad ermittelt werden kann.

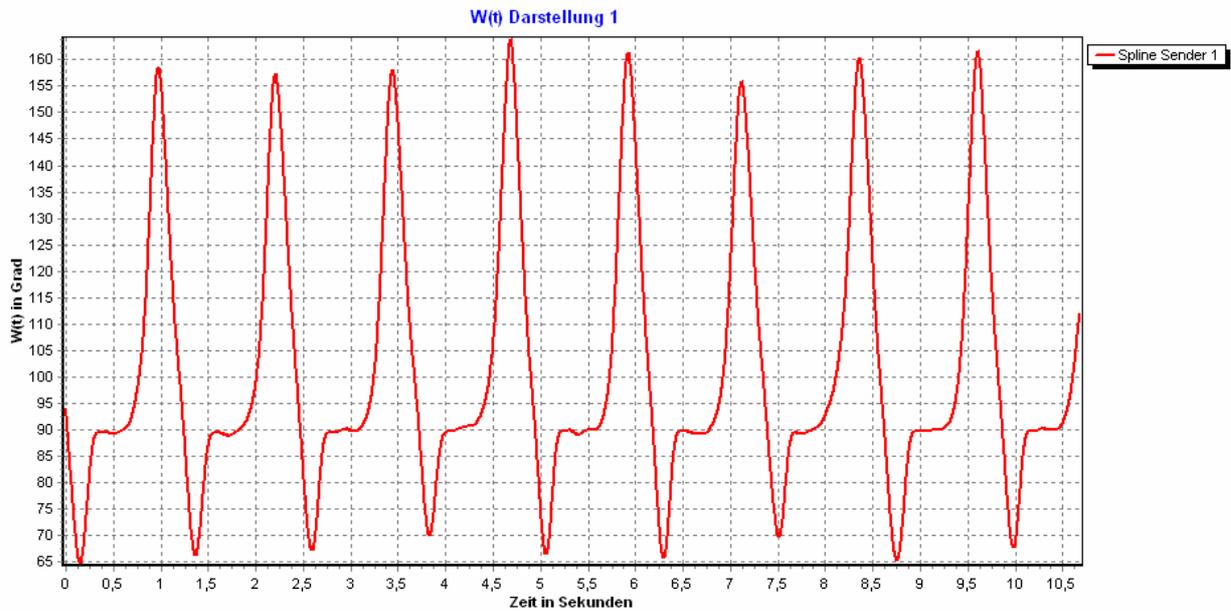


Abb. 36: Darstellung der W_t -Funktion von Sender 1/2:Achsen, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

Dreidimensionale Darstellung der Winkelgeschwindigkeit des Winkels (1/2:Raumachsen)

Die Kurve der Winkelgeschwindigkeit o.g. Geraden gegenüber den Raumachsen zeigt ein sehr regelmäßiges und sehr rhythmisches Gangbild. Es besteht geringe Sinusförmigkeit. Es treten bei jedem Schritt ein Maximum, ein Minimum, sowie anschließend ein weiteres kleineres Maximum auf. Das Minimum ist breit und doppelgipflig in seinem Aussehen. Der Durchschnitt der Maximalgeschwindigkeit beträgt 420 Grad/s. Der Durchschnitt der Minimalgeschwindigkeit beträgt -340 Grad/s, so dass ein Geschwindigkeitsbereich von 760 Grad/s erreicht wird.

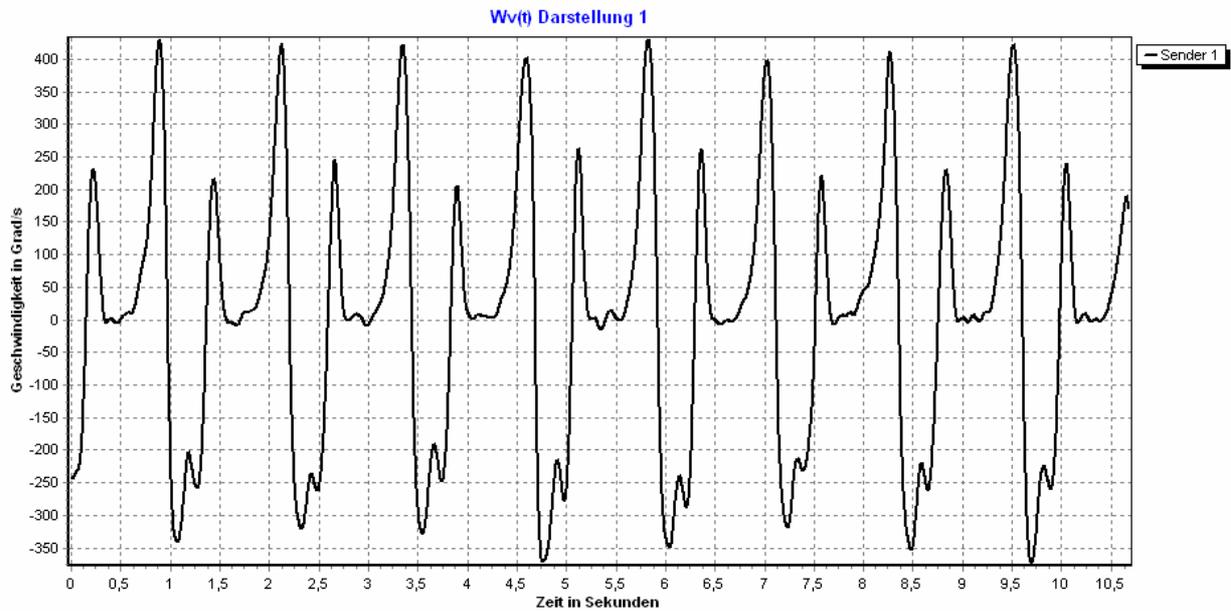


Abb. 37: Darstellung Wv(t)-Funktion von Sender 1/2:Achsen, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

Dreidimensionale Darstellung der Winkelbeschleunigung des Winkels (1/2:Raumachsen)

Die Darstellung der Winkelbeschleunigung o.g. Geraden gegenüber den Raumachsen zeigt ein annähernd regelmäßiges Verhalten bei wenig Rhythmus und fehlender Sinusförmigkeit. Außer einer großen positiven, wie negativen Auslenkung zeigen sich noch mehrere kleinere Auslenkungen, die teilweise inkonstant auftreten. Der Durchschnittswert der Maxima beträgt 5500 Grad/s², der Wert der Minima beträgt -9000 Grad/s², so dass eine Spanne von 14500 Grad/s² ermittelt wurde.

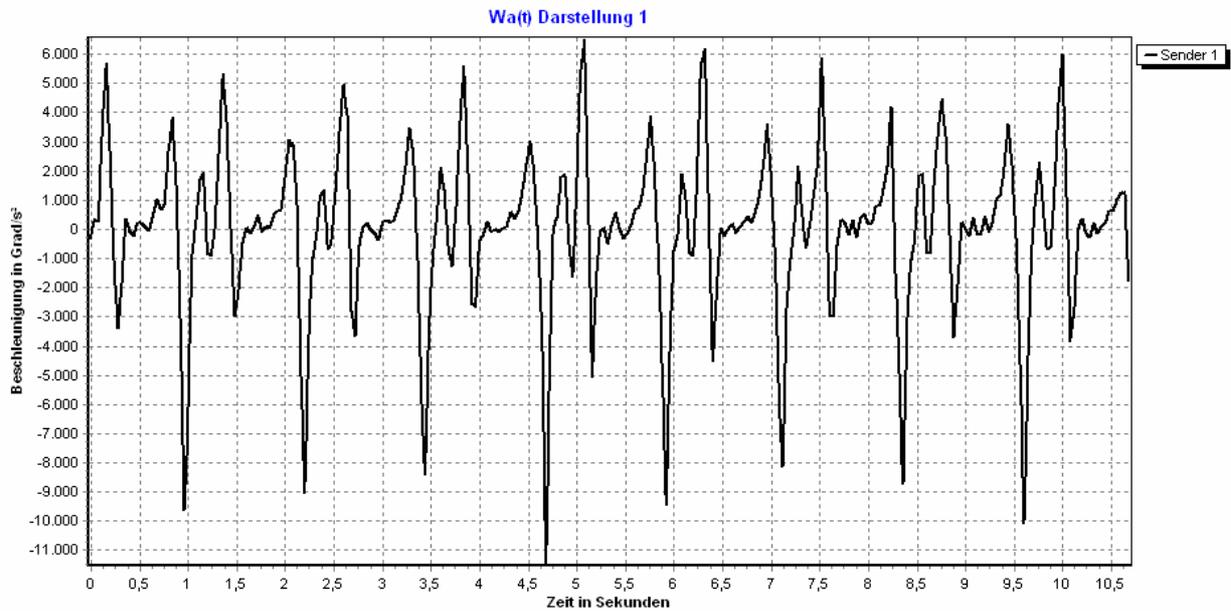


Abb. 38: Darstellung der Wa-Funktion von Sender 1/2:Achsen, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

Dreidimensionale Darstellung des Absolutwinkels (3/4:Raumachsen)

Die Kurve der absoluten Winkeländerung einer Geraden durch die Sender 3 und 4 gegenüber den Raumachsen zeigt durchgehend sehr gute Regelmäßigkeit, Rhythmik, sowie Sinusförmigkeit. Zu jedem Schritt lassen sich ein Maximum, sowie ein Minimum ausmachen. Die Auslenkungen betragen durchschnittlich 148 Grad und 77 Grad, so dass ein Bewegungsrahmen von 71 Grad zustande kommt.

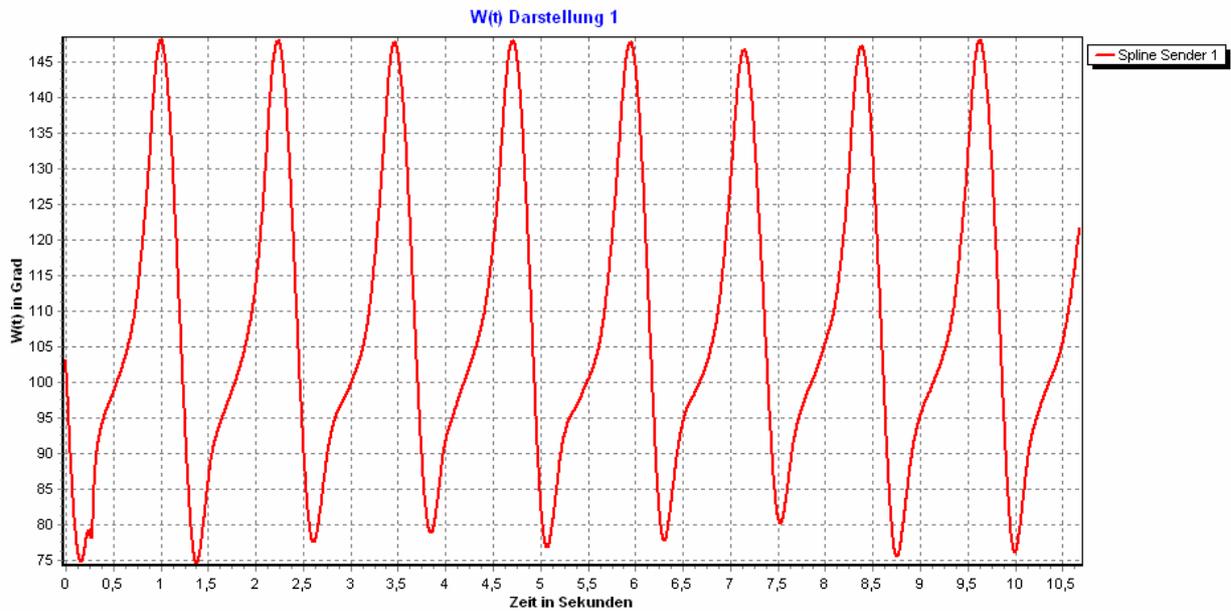


Abb. 39: Darstellung der $W(t)$ -Funktion von Sender 3/4:Achsen, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

Dreidimensionale Darstellung der Winkelgeschwindigkeit des Winkels (3/4:Raumachsen)

Die Geschwindigkeit der Winkeländerung o.g. Geraden gegenüber den Raumachsen zeigt ebenfalls sehr gute Regelmäßigkeit, sowie sehr gute Rhythmik. Eine Sinusförmigkeit ist allerdings nur gering zu erkennen. Es gibt zu jedem Schritt jeweils ein Maximum, ein Minimum, sowie ein kleineres Maximum im Anschluss. Die durchschnittliche Maximalgeschwindigkeit der Winkeländerung beträgt 200 Grad/s, die durchschnittliche minimale Geschwindigkeit beläuft sich auf -290 Grad/s. Es ergibt sich eine Spanne von 490 Grad/s.

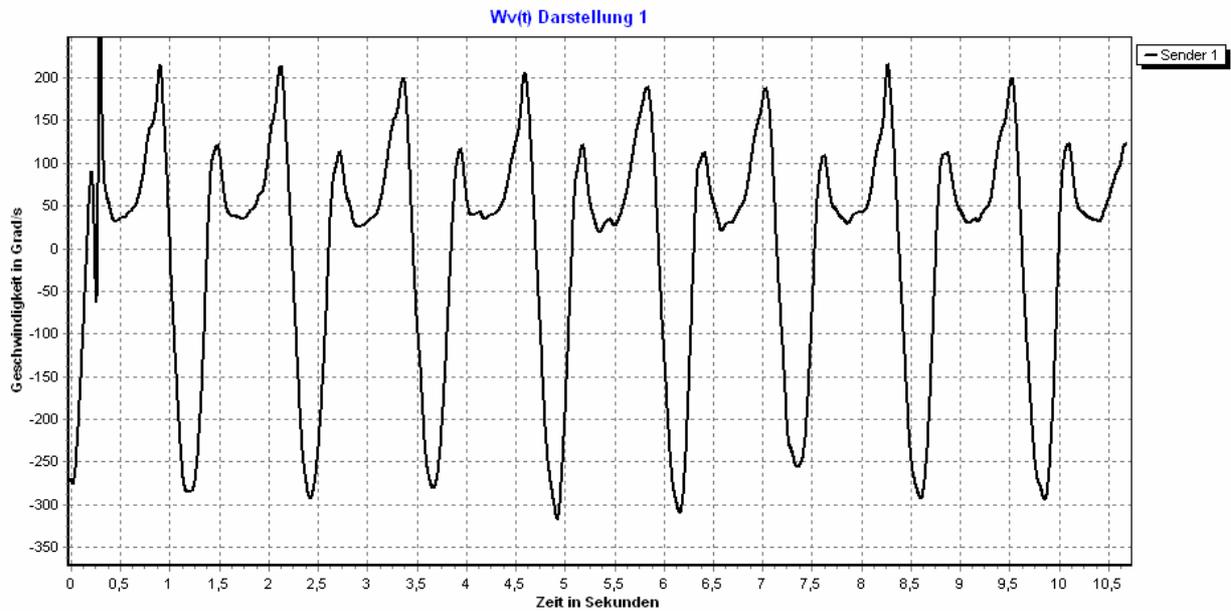


Abb. 40: Darstellung der Wvt-Funktion von Sender 3/4:Achsen, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

Dreidimensionale Darstellung der Winkelbeschleunigung des Winkels (3/4:Raumachsen)

Die Beschleunigung der Winkeländerung o.g. Geraden gegenüber den Raumachsen zeigt einen annähernd regelmäßigen Verlauf bei wenig Rhythmus und fehlender Sinusförmigkeit. Ein Maximum, gefolgt von mehreren kleinen Minima, sowie kleinen Maxima mit einer endgültigen Negativitätsbewegung lassen sich ausmachen. Insgesamt zeigt sich jedoch ein sehr unruhiges und inkonstantes Bild. Maximalwerte von 3000 Grad/s², und Minimalwerte von -2600 Grad/s² führen zu einem Spanne von 5600 Grad/s².

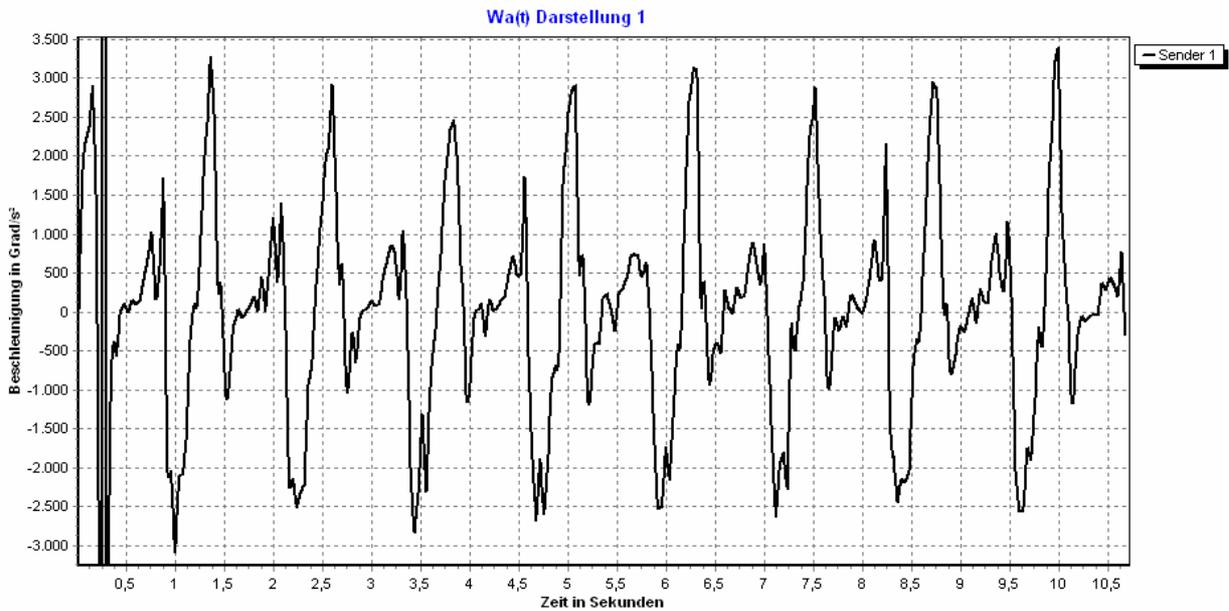


Abb. 41: Darstellung der Wa -Funktion von Sender 3/4:Achsen, linkes Bein, Proband Nr. 1 (eigene Darstellung)

Visuelle graphische Auswertung der wichtigsten Darstellungen

Tab. 2: Auswertung Punktwerte Seiten 4/5/6, Sender 1/2/3/4

	Wt	Wvt	Wat	Summe
Regelmäßigkeit	1(3)	2(3)	2(3)	5(9)
Rhythmus	1(3)	1(3)	1(3)	3(9)
Sinusförmigkeit	0(3)	0(3)	0(3)	0(9)
Summe	2(9)	3(9)	3(9)	8(27)

Tab. 3: Auswertung Punktwerte Seite 7, Sender 1/2:Achsen

	Wt	Wvt	Wat	Summe
Regelmäßigkeit	3(3)	3(3)	2(3)	8(9)
Rhythmus	3(3)	3(3)	1(3)	7(9)
Sinusförmigkeit	2(3)	1(3)	0(3)	3(9)
Summe	8(9)	7(9)	3(9)	18(27)

Tab. 4: Auswertung Punktwerte Seite 8, Sender 3/4:Achsen

	Wt	Wvt	Wat	Summe
Regelmäßigkeit	3(3)	3(3)	2(3)	8(9)
Rhythmus	3(3)	3(3)	1(3)	7(9)
Sinusförmigkeit	3(3)	1(3)	0(3)	4(9)
Summe	9(9)	7(9)	3(9)	19(27)

Tab. 5: Gesamtauswertung

Punkte Tab. 1	8(27)
Punkte Tab. 2	18(27)
Punkte Tab. 3	19(27)
Gesamt	45(81)
% von Gesamt	56%
% vom Durchschnitt	% (100)

4.3 Ergebnisse aller Probanden

Zunächst haben wir alle gemessenen, errechneten, und abgeleiteten Parameter der Sender Nr. 1 bis 4 in eine Tabelle übertragen. Insgesamt stehen 22 Datensätze zur Verfügung. Es entstehen bei der Laufbandmessung für jeden Probanden zwei Datensätze, also je ein Datensatz pro Körperseite. Da die zweidimensional gültigen Werte von Absolutbewegung, Geschwindigkeit und Beschleunigung durch einen Projektionsfehler verfälscht dargestellt werden, und somit keine wahren Bewegungen im dreidimensionalen Raum darstellen, sollen an dieser Stelle lediglich die Bewegungsausmaße angegeben werden.

Zweidimensionale Projektion der Senderbewegungen

Kadenz

N	Gültig	22
	Fehlend	0
Mittelwert		107,1682
Std. Fehler d. Mittelwerts		1,21970
Median		108,9500
Modalwert		*102,90
Std. Abweich. Varianz		5,72092
Spanne		18,30
Minimum		96,00
Maximum		114,30

*Es existieren mehrere Modalwerte. Der kleinste Wert ist angegeben

Tab. 6: Berechnungen der Kadenz (Darstellung mit SPSS 11.0)

Die Kadenz, also die Anzahl der Schritte pro Minute, beträgt im Mittel $f = 107,17/\text{min}$ mit einem Median bei $f = 108,95/\text{min}$ und multiplen Modalwerten. Der Spanne beträgt 18,30 Schritte bei Minima von 96,00/min und Maxima von 114,30/min. Die Kadenz wurde jeweils vom Datensatz der linken und der rechten Extremität ermittelt. Seitendifferenzen sollten Idealerweise kaum entstehen, da sie bei der Berechnung der Kadenz lediglich durch verschiedenste Messungenauigkeiten, sowie nicht ganz exakt eingestellte Laufbandgeschwindigkeiten auftreten können. Die Differenzen betragen minimal 1,60 und maximal 7,6 Schritte/min. Die Differenz der Mittelwerte beträgt 2,14 Schritte/min und ist mit ca. 2 % somit nicht signifikant. Dieser Wert stellt jedoch den durchschnittlichen Messfehler bei der Ermittlung der Kadenz dar. Die Laufgeschwindigkeit wird dabei durch die konstant gehaltene Laufbandgeschwindigkeit vorgegeben.

Länge des Doppelschritts

N	Gültig	22
	Fehlend	0
Mittelwert		1,23850
Std. Fehler des Mean		,014838
Median		1,21650
Modalwert		*1,179
Std. Abweich.		,069597
Varianz		,004844
Spanne		,220
Minimum		1,155
Maximum		1,375

*Es existieren mehrere Modalwerte. Der kleinste Wert ist angegeben

Tab. 7: Berechnungen Doppelschritt (Darstellung mit SPSS 11.0)

Die Länge des Doppelschritts beschreibt die durchschnittliche, in m gemessene Wegstrecke zwischen einem Aufsetzpunkt der Ferse eines Fußes und dem darauf folgenden Aufsetzpunkt der Ferse desselben Fußes. Sie beträgt im Mittel 1,239 m bei einem Median von 1,217 m. Es existieren multiple Modalwerte. Der Spanne beträgt 0,22 m bei einem Minimum von 1,155 m und einem Maximum von 1,375 m. Wie die Kadenz, so wurde auch der Doppelschritt jeweils vom Datensatz der linken und der rechten Extremität getrennt ermittelt. Seitendifferenzen sollten idealerweise kaum entstehen, da sie bei der Berechnung der Länge des Doppelschritts lediglich durch verschiedenste Messungenauigkeiten, sowie nicht ganz exakt eingestellte Laufbandgeschwindigkeiten entstehen können. Dadurch ist jedoch auch hierbei wieder eine Kontrolle der Messgenauigkeit möglich. Die Seitendifferenzen betragen minimal 0,024m, maximal 0,083 m. Die Differenz der Mittelwerte jeder Seite beträgt jedoch nur 0,019 m. Sie ist mit ca. 1,6 % nicht signifikant und stellt den kumulativen Messfehler dar.

Xt, Projektion auf die YZ-Ebene

		XT1	XT2	XT3	XT4
N	Gültig	22	22	22	21
	Fehlend	0	0	0	1
Mittelwert		5,886	5,727	3,205	3,310
Std. Fehler d. Mittelwerts		,8728	,8996	,4183	,4531
Median		4,750	4,500	2,750	3,000
Modalwert		*4,0	2,0	*1,5	3,0
Std. Abweich.		4,0939	4,2194	1,9619	2,0765
Varianz		16,7603	17,8030	3,8490	4,3119
Spanne		16,0	16,0	7,0	6,5
Minimum		2,0	2,0	1,0	1,5
Maximum		18,0	18,0	8,0	8,0

*Es existieren mehrere Modalwerte. Der kleinste Wert ist angegeben

Tab. 8: Berechnungen in Xt, Sender 1-4 (Darstellung mit SPSS 11.0)

Sender 1 und 2, die auf einer gemeinsamen Schiene am Fuß lokalisiert sind, machen beim gehen innerhalb eines Gangzyklus Maximalauslenkungen von 18 cm, Minimalauslenkungen betragen 2 cm. Die Spanne beträgt also 16 cm. Das arithmetische Mittel beträgt für Sender 1 =5,89 cm, der Median liegt bei 4,75 cm. Sender 2 zeigt einen Mittelwert von 5,73 cm bei einem Median von 4,5 cm. Sender 3 und 4, die auf einer gemeinsamen Fläche am Unterschenkel angebracht sind, erfahren maximale Auslenkungen von 8 cm, sowie minimale Bewegungen von 1 bzw. 1,5 cm. Die Bewegungsspanne beträgt demnach 7 bzw. 6,5 cm. Das arithmetische Mittel beträgt für Sender 3 =3,21 cm bei einem Median von 2,75 cm. Sender 4 zeigt im Mittel 3,31 cm und im Median 3,0 cm Auslenkung.

Von Interesse ist möglicherweise des Weiteren der Unterschied der Bewegungsausmaße ein und desselben Probanden im Vergleich beider Beine. Im Sender 1 trat bei zwei Probanden eine Bewegungsspanne von 11 cm zwischen linkem und rechtem Bein auf. Die übrigen 9 Probanden zeigten geringere Differenzen zwischen linkem und rechtem Bein von 1,5 bis 7 cm. Sender 2 zeigte Auslenkungen von 2-11 cm Seitenunterschied.

Es fehlt ein Messwert von Sender Nr. 4.

Yt, Projektion auf die XZ-Ebene

		YT1	YT2	YT3	YT4
N	Gültig	22	22	22	22
	Fehlend	0	0	0	0
Mittelwert		74,227	71,773	35,455	32,682
Std. Fehler		1,1164	1,3289	1,5043	,8910
d.					
Mittelwerts					
Median		74,500	72,500	34,000	31,500
Modalwert		*70,0	77,0	34,0	30,0
Std.		5,2366	6,2330	7,0557	4,1792
Abweich.					
Varianz		27,4221	38,8506	49,7835	17,4654
Spanne		21,0	24,0	30,0	17,0
Minimum		64,0	56,0	28,0	27,0
Maximum		85,0	80,0	58,0	44,0

*Es existieren mehrere Modalwerte. Der kleinste Wert ist angegeben

Tab. 9: Berechnungen in Yt, Sender 1-4 (Darstellung mit SPSS 11.0)

Der Mittelwert der Auslenkungen von Sender 1 beträgt 74,23 cm bei einem Median von 74,5 cm. Das Maximum beträgt 85,0 cm, das Minimum 64,0 cm, und ergibt eine Spanne von 21 cm. Sender 2 zeigt einen Mittelwert von 71,77 cm bei einem Median von 72,5 cm. Maximum ist bei 80, Minimum bei 56 cm, so dass sich ein Spanne von 24 cm zeigt. Sender 3 erfährt im Mittel Auslenkungen von 35,45 cm bei einem Median von 34,0 cm. Der Spanne beträgt für diesen Sender 30 cm bei Maximalwerten von 58 cm und Minimalwerten von 28 cm. Sender 4 zeigt 32,68 cm mittlere Auslenkung bei einem Median von 31,5 cm. Die maximale Bewegung beträgt 44 cm, die minimale 27 cm. Dies ergibt ein Bewegungsausmaß von 17 cm.

Die Seitendifferenzen liegen zwischen 1 und 9 cm für Sender 1, zwischen 2 und 6 cm für Sender 2, zwischen 2 und 23 cm für Sender 3 mit erheblich größeren mittleren Differenzen als bei den übrigen Sendern, und zwischen 2 und 14 cm für Sender 4.

Zt, Projektion auf die XY-Ebene

		ZT1	ZT2	ZT3	ZT4
N	Gültig	22	22	22	22
	Fehlend	0	0	0	0
Mittelwert		12,818	19,273	4,091	6,909
Std. Fehler		,5081	,5512	,3284	,3887
d.					
Mittelwerts					
Median		12,000	19,000	4,000	6,500
Modalwert		12,0	19,0	3,0	6,0
Std.		2,3832	2,5853	1,5402	1,8234
Abweich.					
Varianz		5,6797	6,6840	2,3723	3,3247
Spanne		8,0	11,0	6,0	8,0
Minimum		9,0	12,0	2,0	4,0
Maximum		17,0	23,0	8,0	12,0

Tab. 10: Berechnungen in Zt, Sender 1-4, (Darstellung mit SPSS 11.0)

Der Mittelwert der Auslenkungen in der Zt-Darstellung von Sender 1 beträgt 12,82 cm bei einem Median von 12 cm. Die Maximalauslenkung beträgt 17, minimale Auslenkung 9 cm, so dass ein Spanne von 8 cm zustande kommt. Bei Sender 2 treten mittlere Bewegungen von 29,37 cm auf, bei einem Median von 19 cm. Das Maximum liegt bei 23, das Minimum bei 12 cm, was eine Bewegungsausmaß von 12 cm ergibt. Sender 3 zeigt einen Mittelwert von 4,09 cm und einen Median von 4 cm. Maximalwerte liegen bei 8 cm, Minimalwerte bei 2 cm. Sender 4 zeigt mittlere Auslenkungen von 6,91 cm mit einem Median bei 6,5 cm. Maximal treten 12, minimal 4 cm Bewegung auf. Dies führt zu einem Spanne von 8 cm.

Die Seitendifferenzen liegen für Sender 1 bei 0 bis 3 cm, für Sender 2 bei 0 bis 4 cm, für Sender 3 bei 0 bis 3 cm, und für Sender 4 bei 0 bis 3 cm. Im Mittel bestehen relativ geringe Seitendifferenzen.

Dreidimensionale Darstellung der Sendergeschwindigkeiten

		VT1	VT2	VT3	VT4
N	Gültig	21	19	21	21
	Fehlend	1	3	1	1
Mittelwert		271,905	276,2105	118,9524	121,9048
Std. Fehler		4,7243	5,01494	2,53873	2,99675
d.					
Mittelwerts					
Median		270,000	280,0000	120,0000	123,0000
Modalwert		280,0	280,00	*110,00	*125,00
Std.		21,6493	21,85960	11,63390	13,73282
Abweich.					
Normalvert		,277	,324	,572	-,089
eilung					
Std. Fehler		,501	,524	,501	,501
der					
Normalver-					
teilung					
Spanne		90,0	90,00	45,00	56,00
Minimum		230,0	240,00	100,00	94,00
Maximum		320,0	330,00	145,00	150,00

*Es existieren mehrere Modalwerte. Der kleinste Wert ist angegeben

Tab. 11: Berechnungen in Vt, Sender 1-4 (Darstellung mit SPSS 11.0)

Die Auswertung der Sendergeschwindigkeit erfolgte so, dass die mittlere Minimalauslenkung aller aufgezeichneten Schritte von der mittleren Maximalauslenkung aller Schritte subtrahiert wurde, so dass man für jeden Sender ein arithmetisches Mittel einer Geschwindigkeitsspanne erhält.

Der Mittelwert der Auslenkungen von Sender 1 liegt bei 271,91 cm/s bei einem Median von 270 cm/s. Das Maximum der Auslenkungen liegt bei 320 cm/s, das Minimum bei 230 cm/s, so dass eine Bewegungsspanne von 90 cm/s zustande kommt. Sender Nr. 2 zeigt mittlere Auslenkungen von 276,32 cm/s bei einem Median von 280 cm/s. Minimum und Maximum betragen 330 bzw. 240 cm/s, so dass hierfür ebenfalls ein Spanne von 90 cm/s entsteht. Sender 3 zeigt Mittelwerte um 118,95 cm/s bei einem Median von 120 cm/s. Das Maximum liegt bei 145, das Minimum bei 100 cm/s. Der Spanne beträgt somit 45 cm/s. Sender 4 zeigt mittlere Geschwindigkeiten von 121,90 cm/s und einen Median von 123 cm/s. Die durchschnittlichen Maximalwerte erreichen 150 cm/s, die Minimalwerte 94 cm/s, so dass eine Spanne von 56 cm/s herauskommt.

Im Seitenvergleich entstehen für Sender 1 Unterschiede zwischen 0 und 45 cm/s, für Sender 2 zwischen 0 bis 35 cm/s, für Sender 3 im Mittel 1 bis 20 cm/s und für Sender 4 zwischen 0 und 25 cm/s.

Von Sender 1 fehlt ein Messwert, von Sender 2 fehlen drei Messwerte, von Sender 3 fehlt einer und von Sender 4 fehlt ebenfalls ein Messwert. Es fehlen demnach fünf Werte bei einer Gesamtzahl an Messwerten von 88. (N=11, x 2 (Extremitäten), x 4 (Anzahl der Sender))

Dreidimensionale Darstellung der Senderbeschleunigungen

		AT1	AT2	AT3	AT4
N	Gültig	21	19	21	21
	Fehlend	1	3	1	1
Mittelwert		3001,9048	3153,1579	1028,5714	1144,7619
Std. Fehler d. Mittelwerts		144,44412	112,93804	41,06491	59,81567
Median		2700,0000	2950,0000	1000,0000	1100,0000
Modalwert		2650,00	2900,00	*1050,00	850,00
Std. Abweich. Varianz		661,92612	492,28552	188,18304	274,10981
		438146,19	242345,02	35412,8577	5136,190
		048	924	14	48
Normalverteilung		1,160	,916	,557	1,112
Std. Fehler der Normalverteilung		,501	,524	,501	,501
Spanne		2400,00	1830,00	630,00	1050,00
Minimum		2300,00	2470,00	770,00	850,00
Maximum		4700,00	4300,00	1400,00	1900,00

*Es existieren mehrere Modalwerte. Der kleinste Wert ist angegeben

Tab. 12: Berechnungen in At, Sender 1-4 (Darstellung mit SPSS 11.0)

Die Auswertung der Senderbeschleunigung erfolgte so, dass die mittlere Minimalauslenkung aller aufgezeichneten Schritte von der mittleren Maximalauslenkung aller Schritte abgezogen wurde, so dass man für jeden Sender ein arithmetisches Mittel einer Beschleunigungsspanne erhält. In der überwiegenden Mehrzahl der Fälle betrug hierbei die mittlere Minimalbeschleunigung gleich Null oder nahm einen Wert nahe Null an, so dass der Mittelwert der Auslenkungen gleich dem mittleren Maximalwert der Auslenkungen entspricht.

Für Sender 1 treten mittlere Beschleunigungen von 3002 cm/s^2 auf, bei einem Median von 2700 cm/s^2 . Durchschnittliche Maxima liegen bei 4700 cm/s^2 , durchschnittliche Minima bei 2300 cm/s^2 , so dass eine Beschleunigungsspanne von 2400 cm/s^2 ermittelt werden kann. Sender 2 zeigt mittlere Beschleunigungswerte von 3153 cm/s^2 , bei einem Median von 2950 cm/s^2 . Maxima betragen 4300 cm/s^2 , Minima 2470 cm/s^2 , so dass eine Spanne von 1830 cm/s^2 entsteht. Sender 3 zeigt sein arithmetisches Mittel bei 1029 cm/s^2 bei einem Median von 1000 cm/s^2 . Maximalwerte betragen 1400 cm/s^2 , Minimalwerte 770 cm/s^2 , so dass sich eine Spanne von 630 cm/s^2 ergibt. Sender 4 zeigt 1145 cm/s^2 mittlere Auslenkung bei einem Median von 1100 cm/s^2 . Die durchschnittlichen maximalen Auslenkungen betragen 1900 cm/s^2 , bei 850 cm/s^2 durchschnittlichen minimalen Auslenkungen, was zu einer Spanne von 1050 cm/s^2 führt. Im Seitenvergleich entstehen für Sender 1 Unterschiede zwischen 100 cm/s^2 und 2100 cm/s^2 , für Sender 2 Seitenunterschiede zwischen 140 cm/s^2 und 1400 cm/s^2 , für Sender 3 Unterschiede zwischen 20 cm/s^2 und 350 cm/s^2 , und für Sender 4 Unterschiede von 0 cm/s^2 bis 450 cm/s^2 . Es fehlen von Sender 1 einer, von Sender 2 drei, von Sender 3 einer und von Sender 4 ein Messwert.

Dreidimensionale Darstellung des Absolutwinkels (1/2:3/4)

N	Gültig	22
	Fehlend	0
Mittelwert		16,9545
Std. Fehler		1,02454
d.		
Mittelwerts		
Median		15,5000
Modalwert		15,00
Std.		4,80553
Abweich.		
Varianz		23,09307
Normalver-		,461
teilung		
Std. Fehler		,491
der		
Normalver-		
teilung		
Spanne		15,00
Minimum		10,00
Maximum		25,00

Tab. 13: Berechnungen in Wt, Winkel 1/2:3/4 (Darstellung mit SPSS 11.0)

Die Funktion Wt ist die Darstellung des dreidimensionalen Absolutwinkels (wt) zwischen zwei imaginären Geraden, die durch Sender 1 und 2, bzw. 3 und 4 verlaufen. Hierfür wurde vor der endgültigen statistischen Auswertung wieder der jeweilige Mittelwert aus allen, während des Ganges, maximal erreichten Winkeln, sowie allen minimal erreichten Winkeln ermittelt und tabellarisch erfasst.

Die mittlere Winkelbewegung umfasst im arithmetischen Mittel einen Winkelbereich von 16,95 Grad, mit einem Median um 15,5 Grad. Die minimale dreidimensionale Winkelveränderung beträgt 10 Grad, die maximale durchschnittliche Winkelveränderung lag bei 25 Grad. Es entsteht ein Spanne zwischen durchschnittlichen Maxima und durchschnittlichen Minima von 15 Grad Winkelveränderung.

Im Seitenvergleich entstehen Unterschiede von 0 Grad bis 9 Grad bei ein und demselben Probanden.

Dreidimensionale Darstellung der Winkelgeschwindigkeit des Absolutwinkels (1/2:3/4)

N	Gültig	22
	Fehlend	0
Mittelwert		277,2727
Std. Fehler		18,59144
d.		
Mittelwerts		
Median		290,0000
Modalwert		300,00
Std.		87,20156
Abweich.		
Varianz		7604,11255
Normalver-		,271
teilung		
Std. Fehler		,491
der		
Normalver-		
teilung		
Spanne		340,00
Minimum		110,00
Maximum		450,00

Tab. 14: Berechnungen in WVt, Winkel 1/2:3/4 (Darstellung mit SPSS 11.0)

Die Darstellung der Winkelgeschwindigkeit des o.g. dreidimensionalen Winkels zwischen den Geraden durch Sender 1 und 2, sowie 3 und 4 zeigt im Durchschnitt einen Wert von 277 Grad/s. Der Median beträgt 290 Grad/s. Die durchschnittliche maximale Winkelgeschwindigkeit beträgt 450 Grad/s. Die durchschnittliche minimale Winkelveränderung erfolgt mit 110 Grad/s. Die resultierende Bewegungsspanne beträgt demnach 340 Grad/s.

Im Seitenvergleich entstehen Unterschiede von 10 Grad/s bis zu 150 Grad/s bei ein und demselben Probanden.

Dreidimensionale Darstellung der Winkelbeschleunigung des Absolutwinkels (1/2:3/4)

N	Gültig	22
	Fehlend	0
Mittelwert		8666
Std. Fehler d. Mittelwerts		781
Median	8400,0000	
Modalwert	*9000/13000	
Std.	3662	
Abweich. Varianz	1,3E+0,7	
Normalver- teilung	,737	
Std. Fehler der Normalver- teilung	,491	
Spanne	15700	
Minimum	2600	
Maximum	18300	

*auf 22 Datensätze entfällt zweimal der Wert 9000, sowie zweimal der Wert 13000. Kein weiterer Wert wiederholt sich. Jeder andere Wert tritt somit zu 4,5% Wahrscheinlichkeit auf.

Tab. 15: Berechnungen in Wat, Sender 1/2:3/4 (Darstellung mit SPSS 11.0)

Die durchschnittliche Winkelbeschleunigung des o.g. Absolutwinkels beträgt im Mittel 8666 Grad/s². Sie setzt sich aus positiver Beschleunigung, also Geschwindigkeitszunahme, sowie negativer Beschleunigung, also Abbremsen zusammen. Die negative Beschleunigung macht in

der Regel einen Anteil von 10-30 % an der Gesamtbeschleunigung aus, und nimmt selten auch höhere Werte bis zu 50 % an.

Maxima liegen bei 18300 Grad/s², Minima bei 2600 Grad/s², was eine Spanne von 15700 Grad/s² ergibt.

Im Seitenvergleich bestehen Unterschiede von annähernd 0 Grad/s² bis zu 9800 Grad/s² bei ein und demselben Patienten.

Dreidimensionale Darstellung des Absolutwinkels (1/2:Raumachsen)

N	Gültig	22
	Fehlend	0
Mittelwert		84,2727
Std. Fehler d. Mittelwerts		2,67276
Median		82,5000
Modalwert		*77,00
Std. Abweich. Varianz		12,53635
Normalver- teilung	157,16017	,232
Std. Fehler der Normalver- teilung		,491
Spanne		53,00
Minimum		60,00
Maximum		113,00

*Es existieren mehrere Modalwerte. Der kleinste Wert ist angegeben

Tab. 16: Berechnungen in Wt, Winkel 1/2:Raumachsen (Darstellung mit SPSS 11.0)

Der Absolutwinkel zwischen der gedachten Geraden durch die Sender 1 und 2 und den Achsen des Koordinatensystems des Raumes beträgt im Mittel 84,27 Grad. Der Median beträgt 82,5 Grad. Das durchschnittliche Maximum liegt bei 113 Grad, das durchschnittliche Minimum bei 60 Grad, so dass eine Spanne von 53 Grad zustande kommt.

Im Seitenvergleich sind Unterschiede von 0 Grad bis 17 Grad beim einzelnen Probanden messbar.

Dreidimensionale Darstellung der Winkelgeschwindigkeit des Winkels (1/2:Raumachsen)

N	Gültig	22
	Fehlend	0
Mittelwert		739
Std. Fehler d.		25,28546
Mittelwerts Median		750,0000
Modalwert		*630,00
Std.		118,59933
Abweich. Varianz		14065,800
		87
Normalver- teilung		-1,185
Std. Fehler der		,491
Normalver- teilung		
Spanne		580,00
Minimum		370,00
Maximum		950,00

*Es existieren mehrere Modalwerte. Der kleinste Wert ist angegeben

Tab. 17: Berechnungen in WVt, Winkel 1/2:Raumachsen (Darstellung mit SPSS 11.0)

Die durchschnittliche maximale Winkelgeschwindigkeit beträgt 739 Grad/s, der Median liegt bei 750 Grad/s. Die Maximalwerte erreichen im Mittel 950 Grad/s, die Minimalwerte 370 Grad/s. Somit ergibt sich eine Spanne von 580 Grad/s.

Im Seitenvergleich stellen sich Unterschiede zwischen annähernd 0 Grad/s und 300 Grad/s dar.

Dreidimensionale Darstellung der Winkelbeschleunigung des Winkels (1/2:Raumachsen)

N	Gültig	22
	Fehlend	0
Mittelwert		10350
Std. Fehler d. Mittelwerts		743
Median		9550
Modalwert		*8600/9500
Std. Abweich.		3484,48944
Varianz		1,2 E +0,7
Normalver- teilung		,686
Std. Fehler des Normalver- teilung		,491
Spanne		14600,00
Minimum		3400,00
Maximum		18000,00

*Von insgesamt 22 Datensätzen entfällt auf jeweils zwei der Wert 8600, sowie der Wert 9500. Alle anderen Werte existieren lediglich einmal.

Tab. 18: Berechnungen in WAt, Winkel 1/2:Raumachsen (Darstellung mit SPSS 11.0)

Der Mittelwert für die Winkelbeschleunigung des o.g. Winkels beträgt 10350 Grad/s². Der Median beträgt 9550 Grad/s². Maximalbeschleunigungen von 18000 Grad/s², Minimalbeschleunigungen von 3400 Grad/s² werden erreicht. Es entsteht eine Spanne von 14600 Grad/s².

Im Seitenvergleich sieht man Unterschiede am Individuum zwischen 100 Grad/s² und 4400 Grad/s².

Dreidimensionale Darstellung des Absolutwinkels (3/4:Raumachsen)

N	Gültig	22
	Fehlend	0
Mittelwert		63,7727
Std. Fehler d. Mittelwerts		1,96499
Median		65,0000
Modalwert		*57,00
Std. Abweich. Varianz		9,21661
Normalver- teilung		84,94589
Std. Fehler des Normalver- teilung		,175
Spanne		,491
Minimum		36,00
Maximum		47,00
		83,00

* Von insgesamt 22 Datensätzen entfällt auf jeweils drei der Wert 57 Grad und 65 Grad.

Tab. 19: Berechnungen in Wt, Winkel 3/4:Achsen, (Darstellung mit SPSS 11.0)

Der Absolutwinkel zwischen einer gedachten Geraden durch die Sender 3 und 4 und den Raumachsen misst im Mittel 63,77 Grad. Der Median liegt bei 65 Grad. Gemittelte Maximalwerte liegen bei 83 Grad, Minimalwerte bei 47 Grad. Es ergibt sich eine Spanne von 36 Grad.

Im Seitenvergleich jedes Probanden zeigt sich ein Unterschied zwischen rechtem und linkem Bein zwischen 0 Grad und maximal 26 Grad. Die Seitendifferenzen halten sich bei der überwiegenden Zahl der Probanden (bei 9 von 11 Probanden) jedoch im unteren einstelligen Grad-Bereich.

Dreidimensionale Darstellung der Winkelgeschwindigkeit des Winkels (3/4:Raumachsen)

N	Gültig	22
	Fehlend	0
Mittelwert		445,0455
Std. Fehler d. Mittelwerts		21,19896
Median		442,5000
Modalwert		550,00
Std. Abweich. Varianz		99,43195
		9886,7121
		2
Normalver- teilung		,605
Std. Fehler der Normalver- teilung		,491
Spanne		415,00
Minimum		285,00
Maximum		700,00

Tab. 20: Berechnungen in WVt, Winkel 3/4:Achsen (Darstellung mit SPSS 11.0)

Die Darstellung der Winkelgeschwindigkeit des o.g. Winkels zeigt Mittelwerte der Maximalauslenkung bei 445,05 Grad/s. Der Median liegt bei 442,5 Grad/s. Die Maximalgeschwindigkeiten liegen bei 700 Grad/s, die Minimalgeschwindigkeiten bei 285 Grad/s. Dies ergibt eine Spanne von 415 Grad.

Seitenunterschiede ergeben sich von 10 Grad/s bis zu 345 Grad/s.

Dreidimensionale Darstellung der Winkelbeschleunigung des Winkels (3/4:Raumachsen)

N	Gültig	22
	Fehlend	0
Mittelwert		4665,9091
Std. Fehler d. Mittelwerts		313,43279
Median		4700,0000
Modalwert		*4000,00
Std. Abweich. Varianz		1470,1300
		9
		2161282,4
Normalver- teilung		6753
Std. Fehler der Normalver- teilung		,857
Spanne		,491
Minimum		5500,00
Maximum		2800,00
		8300,00

* Es existieren mehrere Modalwerte. Der kleinste Wert ist angegeben

Tab. 21: Berechnungen in WAt, Winkel 3/4:Achsen (Darstellung mit SPSS 11.0)

Die Winkelbeschleunigung zeigt im Mittel Werte von 4665 Grad/s². Der Median liegt bei 4700 Grad/s². Maximale Durchschnittswerte reichen bis zu 8300 Grad/s². Minimale Durchschnittswerte liegen um 2800 Grad/s². Dies ergibt einen Spanne von 5500 Grad/s². Seitenunterschiede zwischen rechter und linker unterer Extremität zwischen 100 Grad/s² und 4900 Grad/s² treten auf.

Visuelle graphische Auswertung der wichtigsten Darstellungen

Um standardisierte Auswertungen von Laufbandanalysen zu erhalten, die miteinander vergleichbar sein sollen, kommt man nicht umhin, ein Punktesystem zu entwickeln, das die wichtigsten Parameter des menschlichen Ganges erfasst. Eine beispielhafte Auswertung ist in Tab. 2, 3, 4 und 5 (s.o.) zu sehen.

N	Gültig	22
	Fehlend	0
Mittelwert		55,8636
Std. Fehler d. Mittelwerts		1,86828
Median		57,0000
Modalwert		60,00
Std. Abweich. Varianz		8,76299
Normalver- teilung		76,79004
Std. Fehler der Normalver- teilung		,046
Spanne		,491
Minimum		30,00
Maximum		42,00
		72,00

Tab. 22: Gesamtauswertung (Darstellung mit SPSS 11.0)

Die Probanden erreichen in der von uns entwickelten standardisierten Auswertung im Mittel 55,86 %. Dies entspricht einem Rohwert von 45,25 Gesamtpunkten in der Tabelle. Es wird ein maximaler Wert von 72 %, sowie ein minimaler Wert von 42 % erreicht.

N	Gültig	11
	Fehlend	0
Mittelwert		7,9091
Std. Fehler d. Mittelwerts		2,62316
Median		3,0000
Modalwert		1,00
Std. Abweich. Varianz		8,70005
Normalver- teilung		75,69091
Standardfe- hler		,802
Normalver- teilung		,661
Spanne		22,00
Minimum		,00
Maximum		22,00

Tab. 23: Gesamtauswertung der Seitenunterschiede (in %)

Die Seitenunterschiede betragen im Mittel 7,9 Prozentpunkte, bei einem Median von 3 Prozentpunkten. Dabei reichen die Differenzen von 0 bis 22 Prozentpunkte zwischen beiden Extremitäten eines Probanden. Die Spanne beträgt demnach 22 Prozentpunkte absolut. Die wirklichen prozentualen Unterschiede liegen selbstverständlich weit darüber. Zum Beispiel macht ein Seitenunterschied zwischen 47 % und 48 % nur einen Prozentpunkt aus, jedoch ca. 2% Differenz!

5. Interpretation der Ergebnisse

Wichtig für die Interpretation der Ergebnisse aller Probanden ist, sich zunächst die Relevanz der Ergebnisse zu verdeutlichen. Danach erst kann eine würdige Interpretation und Bewertung der Messergebnisse erfolgen.

In unserer Arbeit haben wir zwei große Gruppen von Ergebnissen erhalten. Diese waren einerseits Projektionen von Senderbewegungen auf eine vorher von uns festgelegte zweidimensionale Ebene, sowie andererseits wahre Bewegungen im dreidimensionalen Raum. Die zuerst genannten Projektionen im zweidimensionalen Raum sind für eine seriöse vergleichende Laufbandanalyse von äußerst untergeordneter Bedeutung, insbesondere da sie eine große Variabilität aufweisen und keine wahren Bewegungen im Raum abbilden. Die im dreidimensionalen Raum stattfindenden Bewegungen haben dagegen große Relevanz und werden daher in diesem Kapitel näher analysiert und interpretiert.

Des Weiteren wurden die verschiedensten Rechenoperationen durchgeführt, um beispielsweise Sendergeschwindigkeiten, Senderbeschleunigungen, Winkel zwischen Sendern oder zwischen Sendern und dem Koordinatensystem des Raums, Winkelgeschwindigkeiten, sowie Winkelbeschleunigungen zu ermitteln. Diesen unterschiedlichsten Ableitungen von einfachen Daten aus allen Ebenen könnte insbesondere für spezielle Fragestellungen und Krankheitsbilder zukünftig eine besondere Bedeutung zukommen. In Kapitel Nr. 6, der Diskussion der Ergebnisse, wird hierauf gesondert eingegangen.

Zweidimensionale Projektion der Senderbewegungen

Die Projektionen der Senderbewegungen auf eine zweidimensionale Ebene können dazu herangezogen werden, einzelne Ausreißerwerte einfach zu erkennen und zu bearbeiten, bevor an den Rohdaten komplexere Rechenoperationen durchgeführt werden, die eventuell vorhandene Messfehler potenzieren könnten. Die X_t , Y_t und Z_t -Darstellungen können des Weiteren der

Auszählung der Kadenz, also der Anzahl der Schritte pro Minute, sowie der Schrittlänge bzw. Länge des Doppelschritts (bei bekannter Laufbandgeschwindigkeit) dienen.

Kadenz

Die Kadenz, also die Anzahl der Schritte pro Minute, liegt bei unseren Probanden im Durchschnitt bei $f = 107/\text{min}$. In der Literatur werden Schrittfrequenzen von $f = 100$ bis $130/\text{min}$ angegeben, bei einem Mittel von $f = 120/\text{min}$. Dies deckt sich in etwa mit den von uns gefundenen Werten. Ein Grund dafür, dass unsere Durchschnittswerte einen leicht abweichenden geringeren Betrag annehmen, könnte sein, dass die Laufbandgeschwindigkeit auf 4 km/h fixiert wurde. Möglicherweise ist diese Laufbandgeschwindigkeit für einzelne unserer Probanden auf die Körpergröße bezogen noch relativ gering gewählt. Des Weiteren trägt wahrscheinlich auch der geringe Stichprobenumfang unserer Arbeit zu leicht veränderten Ergebnissen bei. Da die Kadenz von uns einmal vom Datensatz der rechten und einmal vom Datensatz der linken Extremität berechnet wurde, haben wir pro Proband jeweils zwei Messergebnisse für ein und dasselbe Merkmal erhalten. Im Idealfall sollten sich diese beiden Messergebnisse gleichen bzw. nicht wesentlich voneinander abweichen. Die mittlere Differenz von $f = 2,14/\text{min}$, also ca. 2% stellt somit die kumulative Messungenauigkeit unseres Experiments dar. Es gehen in diese Differenz sowohl minimale Fehler bei der Anbringung der Sender am Körper des Probanden, sowie der bei jeder Messung unterschiedlich eingestellte Empfängerrahmen, sowie des weiteren Ungenauigkeiten bei der grafischen und rechnerischen Endauswertung ein. Eventuell vorhandene Messfehler mit gegensätzlich mathematischen Vorzeichen könnten sich außerdem ausgelöscht haben, so dass diese nicht berücksichtigt werden können. Wenn man davon ausgeht, dass der tatsächliche Messwert zwischen dem aus rechter und dem aus linker Körperseite ermitteltem Wert liegt, so ist eine Messgenauigkeit von 1% anzunehmen, die wir für akzeptabel halten.

Eine eventuell vorstellbare Korrelation zwischen Körpergröße und Kadenz bei konstanter Laufbandgeschwindigkeit ließ sich in unserem Experiment für extreme Körpergrößen größer oder gleich 190 cm und kleiner oder gleich 170 cm ermitteln. Die Gruppe der großen Probanden erreichte eine Kadenz von durchschnittlich $f = 103/\text{min}$ bei einer Fallzahl von $N = 2$. Die Gruppe der kleinen Probanden erreichte eine durchschnittliche Kadenz von $f = 112/\text{min}$ bei einer Fallzahl von $N = 3$. Aufgrund der äußerst geringen Fallzahl können die vorgenannten Ergebnisse lediglich

ein erster Hinweis darauf sein, dass Probanden von großer Körpergröße bei gegebener Laufbandgeschwindigkeit erwartungsgemäß weniger, Probanden von kleiner Körpergröße mehr Schritte pro Minute machen. Für die Gruppen kleiner bzw. größer oder gleich einer Körpergröße von 180 cm ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zum Gesamtkollektiv ($N = 11$) bei einer ausgeglichenen Fallzahl von $N = 6$ bzw. $N = 5$.

Länge des Doppelschritts

In der Literatur wird die Länge des Doppelschritts mit 1,10m bis 1,50m angegeben (Dobner und Perry, 2001; Cochran, 1988). Das von uns errechnete arithmetische Mittel von 1,239 m liegt demnach in dem von der Fachliteratur angegebenen Bereich. Die Messgenauigkeit konnte, wie schon bei der Berechnung der Kadenz, durch Vergleich der pro Proband jeweils doppelt errechneten Werte ermittelt werden. Der kumulative Messfehler von ca. 1,6 % ist akzeptabel und liegt in dem von uns erwarteten Rahmen. Die Gruppe der großen Probanden (Körpergröße größer oder gleich 1,90 m) ($N = 2$) erreichte im Durchschnitt eine Länge des Doppelschritts von 1,286 m, was deutlich über dem Durchschnitt des Gesamtkollektivs liegt ($N = 11$). Dass also Probanden von großer Körperlänge größere Schritte machen, erscheint aus ganganalytischer Sicht logisch. Diese Ergebnisse sind jedoch aufgrund des geringen Stichprobenumfangs statistisch kaum verwertbar. Die Gruppe der kleinen Probanden (Körpergröße kleiner oder gleich 1,70 m) ($N = 3$) erreichte mit 1,183m durchschnittlich eine deutlich kleinere Länge des Doppelschritts gegenüber der Gesamtgruppe ($N = 11$). Für die Gruppen kleiner bzw. größer oder gleich einer Körpergröße von 180 cm ergeben sich wieder keine signifikanten Unterschiede zum Gesamtkollektiv ($N = 11$) bei einer ausgeglichenen Fallzahl von $N = 6$ bzw. $N = 5$.

Wir möchten Abstand davon nehmen, einzelne Werte der zweidimensionalen Darstellungen näher zu kommentieren. Der Untersucher möge sich zukünftig lediglich grob an den von uns ermittelten Werten orientieren. Insbesondere die große Spanne der Maximalbewegungen von bis zu 16 cm bei Minima von 2 cm und Maxima von 18 cm in der Xt-Darstellung spricht für sich. Auch die Variabilität der Daten im Vergleich zwischen rechtem und linkem Bein ein und desselben Probanden könnte zum überwiegenden Teil durch veränderte Projektion zu erklären sein.

Weitere Interpretationen dieser projizierten Darstellungen und deren Messdaten sollten mit größter Überlegung und Vorsicht vorgenommen werden, denn wie bereits dargelegt, können die Projektionen für jeden Probanden verschieden sein, je nachdem, wie der mobile Empfängerrahmen im Raum angeordnet ist. Dieser Empfängerrahmen wird zwar immer in ähnlicher Weise nahezu parallel zum Laufband ausgerichtet. Er kann und muss jedoch um mehrere Achsen im Raum geschwenkt und in seiner Position verändert werden, um bestmögliche Ultraschallsignale zu erfassen und Reflexionen zu vermeiden.

Die vorgenannten Erkenntnisse führen zu unserer Empfehlung, die X_t , Y_t , und Z_t -Projektionen lediglich dazu zu nutzen, Ausreißerwerte zu erkennen und zu bearbeiten, die grobe Regelmäßigkeit der Bewegungen auf einen Blick zu erfassen, sowie Schrittfrequenz und Schrittlänge zu erheben.

Dreidimensionale Darstellung der Sendergeschwindigkeiten

Auch die Sendergeschwindigkeiten sind durch Projektionen auf das durch die Stellung des Empfängerrahmens vorgegebene Koordinatensystem errechnet worden. Da sie jedoch nicht als Geschwindigkeit in X_t , Y_t , sowie Z_t -Richtung angegeben werden, sondern als absolute Geschwindigkeit in allen möglichen Raumrichtungen, stimmt die Sendergeschwindigkeit nach unserem Koordinatensystem mit der wahren V_t im dreidimensionalen Raum überein. Die ermittelten Geschwindigkeiten ergeben, in Kilometer pro Stunde umgerechnet, für den ersten Sender 9,79 km/h, für den zweiten Sender 9,94 km/h. Dritter und vierter Sender bewegen sich im Durchschnitt mit maximal 4,28 km/h und 4,39 km/h im Raum. Durch das von uns gewählte Auswertungsverfahren, bei dem die durchschnittlichen minimalen Geschwindigkeitswerte von den durchschnittlich erreichten maximalen Geschwindigkeitswerten subtrahiert werden, erfolgt indirekt eine Aussage über die Höhe der Absolutgeschwindigkeit. Dieser Messwert kann bedeutende Hinweise auf ein unkoordiniertes ataktisches Gangbild, sowie weitere, mit Geschwindigkeitsveränderungen einhergehende Änderungen des Gangbildes geben. Für die visuelle graphische Endauswertung spielen hierbei insbesondere die Parameter Regelmäßigkeit, Rhythmus, sowie Sinusförmigkeit der Bewegung eine Rolle. Ein Vergleich der erhobenen Messwerte mit Daten aus der Fachliteratur ist nur bedingt möglich. Denn es handelt sich in unserer Auswertung um Geschwindigkeiten einzelner Sender, also im übertragenen Sinn auch um

Geschwindigkeiten einzelner Knochenpunkte an Fuß und Unterschenkel. Es existieren nur wenige Studien zu diesem Thema, von denen leider keine die Geschwindigkeit einzelner Knochenpunkte gemessen hat. Des Weiteren könnte ein Vergleich schwierig sein, wenn die Rohdaten mit unterschiedlichen Spline-Faktoren bearbeitet würden. Aus den genannten Gründen nehmen wir die von uns ermittelten Sendergeschwindigkeiten als gegeben hin.

Dreidimensionale Darstellung der Senderbeschleunigungen

Die Darstellung der Senderbeschleunigungen zeigt die zeitliche Änderung der Geschwindigkeit jedes einzelnen Senders. Wie schon für die Sendergeschwindigkeit gesagt, gilt auch für die Beschleunigung, dass die für alle drei Raumrichtungen erhaltenen Daten sich zu einem Gesamtvektor summieren, so dass diese Beschleunigung mit der wahren Beschleunigung im dreidimensionalen Raum übereinstimmt. Die am Fuß lokalisierten Sender Nr. 1 und Nr. 2 erfahren deutlich größere durchschnittliche Beschleunigungen im Bereich von 3000 cm/s^2 im Gegensatz zu unter 2000 cm/s^2 am Unterschenkel. Auch die durchschnittlichen Maximal- und Minimalbeschleunigungen, sowie die Spannbreite sind bei Sendern 1 und 2 erheblich größer als bei den Sendern Nr. 3 und 4. Auffällig ist außerdem, dass die am Unterschenkel lokalisierten Sender deutlich geringere Seitenunterschiede zeigen, als die am Fuß angebrachten. Dies liegt möglicherweise darin begründet, dass auch die maximalen, minimalen und durchschnittlichen Beschleunigungswerte der Sender 3 und 4 am Oberschenkel deutlich geringer ausfallen, als die Beschleunigungen, die im Fußbereich auftreten (Sender 1 und 2).

Für einen eventuellen Vergleich von Beschleunigungsdaten ist es äußerst wichtig, dass man alle Daten mit demselben Spline-Faktor glättet. Dieser verändert oder „verfälscht“ die maximalen, minimalen, sowie durchschnittlichen Beschleunigungswerte, so dass lediglich die mit dem gleichen Faktor geglätteten Daten verglichen werden dürfen. Auch in Bezug auf Beschleunigungswerte einzelner Knochenpunkte sind in der Literatur keine vergleichbaren Messungen zu finden, so dass wir die von uns errechneten Beschleunigungen als Grundlage annehmen müssen.

Dreidimensionale Darstellung des Absolutwinkels (1/2:3/4)

Die Darstellung und Analyse des Absolutwinkels zwischen den beiden Geraden, die jeweils durch die Mittelpunkte der Sender 1 und 2, sowie 3 und 4 verlaufen, erachten wir als sehr wichtig. Sie könnte insbesondere in Bezug auf eventuelle Überbeweglichkeiten oder Versteifungen in den betreffenden Gelenken (Sprunggelenke, Fußgelenke, Kniegelenk) einen hohen prädikativen Wert in der täglichen Praxis erhalten. Die Ergebnisse von Messungen an kranken Probanden stehen für eine abschließende Beurteilung jedoch noch aus und sind nicht Gegenstand dieser Arbeit. Wie bereits in Kapitel 2.4.1. dargelegt, werden in der Literatur Werte von 15 Grad Dorsalextension, sowie 20 Grad Plantarflexion im Sprunggelenk beschrieben. Dies wäre eine Spannbreite von 35 Grad. Die möglichen Gründe dafür, dass in unserem Experiment im Mittel lediglich Winkelveränderungen in Höhe von ca. 17 Grad gefunden wurden, sind vielfältig. Vorstellbar ist, dass aufgrund des relativ hohen Spline-Faktors nicht nur Ausreißer ausgeblendet werden, sondern gleichzeitig auch die maximalen und minimalen Winkelausschläge in unseren Messungen verkleinert dargestellt werden. Außerdem ist vorstellbar, dass sich Bewegungen in den einzelnen Gelenken gegeneinander auslöschen oder verringern. Z.B. verändert die Tibia während des Gangs permanent ihre Stellung im Raum und dadurch auch die Stellung der Achse, die durch Sender 3 und 4 verläuft. Des Weiteren kann anhand unserer Daten aufgrund des geringen Stichprobenumfangs natürlich noch keine verbindliche allgemeingültige Aussage getroffen werden.

Eine Einzelarbeit von Arndt et al, in der erstmals intrakortikal verankerte Drähte verwendet wurden, beschreibt jedoch eine Bewegungsspanne von 18,7 Grad im Sprunggelenk und weitere 2,8 Grad im Subtalargelenk (Arndt et al, 2004). Diese Werte kommen den von uns ermittelten Werten sehr nah. Möglicherweise müssen, nach weiteren Messungen des Bewegungsumfangs an größeren Kollektiven, die in den Fachbüchern genannten überhöhten Zahlenwerte revidiert werden.

Dreidimensionale Darstellung der Winkelgeschwindigkeit des Absolutwinkels (1/2:3/4)

Im arithmetischen Mittel zeigt die Winkelgeschwindigkeit einen Bereich von 277 Grad/s. Hiermit ist die mittlere Winkelgeschwindigkeit in positiver (Akzeleration), sowie negativer (Dezeleration)

Richtung zusammengefasst. Die in der Literatur angegebenen maximalen Werte liegen für einzelne Gelenke bei Belastung viel höher, nämlich bei -500 bis +900 Grad/s, was summiert ca. 1400 Grad/s ergibt (Robertson und Gordon, 2004). Die Gründe für unsere davon abweichenden Messergebnisse sind wiederum vielfältig. Zunächst ist anzumerken, dass die von Robertson und Gordon ermittelten Werte die möglichen Maximalwerte darstellen, also keine Durchschnittswerte für die von uns untersuchten Gelenke angeben. Der von uns gewählte Winkel ist ein imaginärer Winkel, und stellt somit keinen Winkel dar, der am menschlichen Körper direkt an einem einzelnen Gelenk gemessen werden kann, oder mit den Bewegungsausmaßen nur eines Gelenks identisch ist. Des Weiteren könnte wieder der hohe Spline-Faktor dazu geführt haben, dass die Minimal- und Maximalwerte geringer ausfallen.

Dreidimensionale Darstellung der Winkelbeschleunigung des Absolutwinkels (1/2:3/4)

Insbesondere die zweite mathematische Ableitung der Daten, nämlich die Beschleunigung, zeigt erhebliche Unterschiede im Seitenvergleich. Es ist einerseits möglich, dass sich Messfehler mit zunehmender Anzahl der erfolgten mathematischen Ableitungen potenzieren. Dennoch ist anzunehmen, dass die deutlichen Seitendifferenzen in Bezug auf die Beschleunigung wirklich bestehen und als Normalbefund zu werten sind.

Dreidimensionale Darstellung des Absolutwinkels (1/2:Raumachsen)

Vereinfacht gesehen beschreibt dieser Winkel die Bewegungen der Längsachse des Fußes in allen drei Richtungen des Raumes. Die durchschnittliche Auslenkung beträgt in der Summe 84,27 Grad. Den größten Anteil dürften Dorsalextension und Plantarflexion einnehmen. Dennoch erscheint der genannte Winkel relativ groß im Vergleich zu den der Fachliteratur zu entnehmenden Bewegungen von 35 Grad für das Sprunggelenk, sowie weiteren Bewegungen in anderen Fußgelenken, die jedoch nicht gleichzeitig mit Extension und Flexion des Sprunggelenks auftreten, oder nur von sehr geringem Ausmaß sind. Eine Erklärung für die o.g. Differenzen liefert folgendes Beispiel: Bei Anteversion des Unterschenkels und gleich bleibendem Winkel im Sprunggelenk ändert sich der Winkel 1/2:Raumachsen jedoch gleichzeitig erheblich, da die Raumachsen an Ort und Stelle verbleiben. Also resultiert eine große Winkelveränderung des

Absolutwinkels 1/2:Raumachsen ohne jegliche Veränderung der Sprunggelenkwinkel. Für diese Erklärung spricht ebenfalls, dass der Winkel 1/2:Raumachsen um ein Vielfaches größer ausfällt, als der Winkel 1/2:3/4, der sich zwischen den beiden Geraden durch Sender 1 und 2, sowie 3 und 4 bildet.

Dreidimensionale Darstellung der Winkelgeschwindigkeit des Winkels (1/2:Raumachsen)

Die Winkelgeschwindigkeit des Winkels, den die Gerade durch Sender Nr. 1 und Nr. 2 mit dem Koordinatensystem des Raumes bildet, ist mit durchschnittlich 739 Grad/s um ein Mehrfaches größer (Faktor 2,7), als die Winkelgeschwindigkeit des Winkels 1/2:3/4. Dies bedeutet, dass die Fußachse in Relation zu den Raumachsen größere Winkelgeschwindigkeiten aufweist, als im Vergleich zur längs angeordneten Unterschenkelachse. Auch im Vergleich zu den Sendergeschwindigkeiten $V_t 1$ und $V_t 2$, die Werte um 270 bzw. 280cm/s annehmen, bewegt sich die Winkelgeschwindigkeit des Winkels 1/2:Raumachsen im Bereich des dreifachen Betrages, allerdings in Grad pro Sekunde gemessen. Dies ist unter Anderem dadurch zu erklären, dass sich bei Bewegung auf einer engen Kreisbahn (die Strecke zwischen beiden Sendern beträgt konstant 8cm) bei gleich bleibender Geschwindigkeit mehr Grad Winkeländerung ergeben, als in gleicher Zeit Wegstrecke (in cm) auf der Kreisbahn zurückgelegt wird. Man sollte also Geschwindigkeiten in Grad/s nicht ohne weiteres mit Geschwindigkeiten in cm/s vergleichen.

Die Unterschiede im Seitenvergleich sind relativ gering. Sie bleiben unterhalb der minimalen Werte der Winkelgeschwindigkeit.

Dreidimensionale Darstellung der Winkelbeschleunigung des Winkels (1/2:Raumachsen)

Auch der Durchschnitt der Winkelbeschleunigung nimmt mit 10350 Grad/s² deutlich höhere Werte an, als die Winkelbeschleunigung des Winkels 1/2:3/4. Dies wird unter Berücksichtigung o.g. größerer Geschwindigkeitsspannen verständlich, denn höhere Geschwindigkeiten setzen in den meisten Fällen höhere Beschleunigungswerte voraus, wenn die zur Verfügung stehende Zeit gleich bleibt. Im Vergleich zwischen rechter und linker unterer Extremität zeigen sich zum Teil sehr große Unterschiede in Bezug auf die Beschleunigung.

Dreidimensionale Darstellung des Absolutwinkels (3/4:Raumachsen)

Der Winkel, der zwischen einer gedachten Geraden durch Sender 3 und 4 und dem Koordinatensystem des Raumes entsteht, nimmt im Mittel Werte von 63,77 Grad an. Dieser Wert liegt deutlich höher, als der zwischen den Geraden zwischen Sendern 1 und 2, sowie 3 und 4 gemessene Absolutwinkel. Daraus folgt, dass die durchschnittliche Absolutbewegung im Unterschenkel gegenüber dem Koordinatensystem um ein Mehrfaches größer ausfällt, als die Bewegung zwischen Fuß und Unterschenkel. Dies lässt darauf schließen, dass die Bewegungen des Fußes gegenüber dem Unterschenkel relativ gering (konstant) bleiben, während der Unterschenkel in Verbindung mit Bewegungen in weiter proximal gelegenen Gelenken (z.B. Knie- und Hüftgelenk) sehr deutliche Bewegungen vollführt.

Im Vergleich zum Winkel zwischen den Sendern 1 und 2 und den Raumachsen fällt der durchschnittliche Winkel 3/4:Raumachsen geringer aus. Dies ist verständlich, wenn man sich vor Augen führt, dass der Ort, an dem die Sender Nr. 3 und 4 befestigt sind, also Unterschenkel bzw. Knieregion, gegenüber den Raumachsen geringere Winkeländerungen vollziehen, als es der am weitesten distal gelegene Ort an dieser Extremität, nämlich der Fuß vollführt.

Interessanterweise bleiben die Seitenunterschiede bei den meisten Probanden im unteren einstelligen Grad-Bereich. Daraus lässt sich folgern, dass die bei weiteren Messungen aufgetretenen Seitendifferenzen nicht maßgeblich von Bewegungen des Unterschenkels herrühren können. Es ist anzunehmen, dass sich die o.g. Seitendifferenzen zwar in distaler gelegenen Gelenken aufgrund des verlängerten Hebelarms, in cm Ortsveränderung gemessen, noch verstärken. Es ist jedoch davon auszugehen, dass hierbei die Sprung- und Fußgelenke einen entscheidenden Beitrag zu den insgesamt auftretenden Seitenunterschieden leisten.

Dreidimensionale Darstellung der Winkelgeschwindigkeit des Winkels (3/4:Raumachsen)

Die Winkelgeschwindigkeit des Winkels (3/4:Raumachsen) zeigt mit 445 Grad/s im Mittel deutlich höhere Geschwindigkeiten, als die bei den einzelnen Sendern gemessenen Werte in cm/s. Auf dieses durch die unterschiedlichen gewählten mathematischen Einheiten entstehende Phänomen wurde bei der Interpretation der Winkelgeschwindigkeit des Winkels

(1/2:Raumachsen) bereits eingegangen. Winkelgeschwindigkeiten dürfen nicht direkt mit absoluten Sendergeschwindigkeiten in cm/s verglichen werden.

Jedoch auch im Vergleich zur gemessenen Winkelgeschwindigkeit des Winkels (1/2:3/4), treten im Winkel (3/4:Raumachsen) erheblich höhere Winkelgeschwindigkeiten auf. Dies kann dadurch erklärt werden, dass auch die durchschnittlichen Winkeländerungen im Winkel (3/4:Raumachsen) deutlich größer ausfallen, als im Winkel (1/2:3/4) und somit größere Winkelgeschwindigkeiten in gegebener Zeit nötig sind.

Im Vergleich zum Winkel (1/2:Raumachsen) treten im Winkel (3/4:Raumachsen) deutlich geringere Winkelgeschwindigkeiten auf. Dies dürfte einerseits dadurch zu erklären sein, dass auch der Absolutwinkel (3/4:Raumachsen) geringer ausfällt, als der Winkel (1/2:Raumachsen). Also wird in gegebener Zeit für eine größere Winkeländerung eine höhere Winkelgeschwindigkeit benötigt. Des Weiteren dürften geringere Winkeländerungen durch die proximalere Lage des Unterschenkels am Körper, sowie die größere Trägheit des Unterschenkels gegenüber dem Fuß zu erklären sein.

Dreidimensionale Darstellung der Winkelbeschleunigung des Winkels (3/4:Raumachsen)

Im Vergleich zur gemessenen Winkelbeschleunigung des Winkels (1/2:3/4), fällt die Winkelbeschleunigung des Winkels (3/4:Raumachsen) mit durchschnittlich 4665 Grad/s² deutlich geringer aus. Es ist äußerst interessant, dass trotz eines erheblich größeren Absolutwinkels, sowie höheren Werten für die Winkelgeschwindigkeit, geringere Beschleunigungswerte gemessen werden können. Sogar die maximalen Beschleunigungswerte im Winkel (3/4:Raumachsen) liegen unter den Durchschnittswerten für Winkel (1/2:3/4). Unsere Erwartung war, dass wir im Mittel deutlich größere Winkelbeschleunigungen, sowie höhere Maximalbeschleunigungen messen würden. Für dieses Phänomen gibt es mehrere mögliche Erklärungen. Einerseits könnte der von uns gewählte Stichprobenumfang zu gering sein, um verlässliche allgemeingültige Aussagen zu treffen. Es bleibt also abzuwarten, ob sich die gefundenen Messergebnisse bei deutlich größeren Probandenkollektiven wiederholen lassen. Sollte dies der Fall sein, so muss es eine andere plausible Erklärung geben. Es gibt durchaus Ausnahmen für die Regel, dass größere Winkelveränderungen, sowie größere Geschwindigkeiten auch immer notwendigerweise größere

Maximalbeschleunigungen nach sich ziehen. Dann nämlich, wenn der Zeitrahmen für eine Bewegung groß genug ist, dass bei geringer Beschleunigung langsam hohe Geschwindigkeiten erreicht werden. Bei weiterhin zur Verfügung stehender Zeit ist auch eine geringe Negativbeschleunigung (Abbremsbewegung) in der Lage, die hohen Geschwindigkeiten wieder abzubremesen. Somit sind große Winkelveränderungen und große Geschwindigkeiten entstanden bei gleichzeitig geringen durchschnittlichen Beschleunigungswerten. Für diese Überlegungen ist es zwingend notwendig, sich nochmals vor Augen zu führen, dass die von uns statistisch erfassten durchschnittlichen Werte in Bezug auf Bewegungen, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen bereits eine Summe der Positiv-, sowie Negativwerte darstellen. Dies sagt primär nichts über die Anstiegssteilheit und die wirkliche durchschnittliche Geschwindigkeit und Beschleunigung während eines Zeitfensters aus. Die von uns gewählte Methode der mathematischen Auswertung erzeugt deutlich höhere Durchschnittswerte, als ein wahrer Durchschnitt der Einzelwerte in gegebenem Zeitrahmen ergeben würde. Weitere Erklärungen für ein Abweichen von o.g. Regel könnten verschiedenste Mess- und Auswertefehler bieten.

Im Vergleich zum Winkel (1/2:Raumachsen) treten im Winkel (3/4:Raumachsen) neben geringeren Absolutbewegungen und geringeren durchschnittlichen Winkelgeschwindigkeiten in der Folge auch deutlich geringere Beschleunigungen auf.

Visuelle graphische Auswertung der wichtigsten Darstellungen

Die von uns entwickelte, bisher ungewichtet belassene, Auswertetabelle ist so konzipiert, dass theoretisch eine maximale Punktzahl von 81 Punkten (entspricht 100 %) erreicht werden kann. Da jedoch keine Bewegung des menschlichen Körpers gänzlich regelmäßig, rhythmisch und sinusförmig verläuft und sich des Weiteren kleine Messfehler ebenfalls abbilden, liegt die maximal erreichbare Punktzahl deutlich unter 81 Punkten. Die in unseren Experimenten maximal erreichte Punktzahl, die von nur einem Probanden erreicht wurde, lag bei 58 Punkten, also 72 % von theoretisch möglichen 81 Punkten. Es bleibt mit größter Spannung abzuwarten, zu welchen Ergebnissen Folgestudien von größerem Stichprobenumfang an ebenfalls gesunden Probanden gelangen werden. Gegebenenfalls ist dann auch eine Gewichtung einzelner Darstellungen und Punktwerte nötig, um bestimmte Gangbilder besser herausfiltern zu können, als bei unserer ungewichteten einfachen Summation der Punktwerte.

Die entstandenen Seitenunterschiede von im Mittel 7,9 absoluten Prozentpunkten, also gut 14 % vom Durchschnittsprozentwert zeigen, dass die von uns entwickelte Punktetabelle in der Summe die Messungen und Darstellungen beinhaltet, die beim gesunden Probanden durchschnittlich relativ geringe Differenzen zwischen rechter und linker unterer Extremität zeigen.

Bei einzelnen unserer gesunden Probanden sind jedoch erhebliche Seitendifferenzen feststellbar. Diese sind entweder als normwertig hinzunehmen, oder es muss postuliert werden, dass auch unsere jungen gesunden Probanden möglicherweise bereits eine Gangstörung haben, von der sie noch nichts wissen und die ihnen noch keine bedeutsamen körperlichen Probleme bereitet.

6. Diskussion der Ergebnisse

Die Interpretation der Ergebnisse der Einzelmessungen unserer gesunden Probanden ($N = 11$) erfolgte im Kapitel Nr. 5, untergliedert nach den verschiedenen erhobenen Qualitäten. Hierbei wurden insbesondere Kadenz, Länge des Doppelschritts, Sendergeschwindigkeiten, Senderbeschleunigungen, sowie diverse Winkel, wie auch die dazugehörigen Winkelgeschwindigkeiten und Winkelbeschleunigungen ermittelt. Zum Schluss wurden mittels eines eigens dafür entworfenen Auswertungsschemas die uns am wichtigsten erscheinenden Messungen und Darstellungen, jeweils für rechte und linke untere Extremität getrennt, graphisch ausgewertet und in einer Auswertetabelle erfasst. Die Ergebnisse aus den einzelnen Tabellen ($N = 22$) wurden daraufhin ebenfalls statistisch ausgewertet. Für eine geeignete Diskussion der Ergebnisse bietet es sich nun jedoch an, die einzelnen gemessenen Qualitäten wieder zu einem Gesamtsystem zusammen zu fügen und im Folgenden im Gesamtkontext zu diskutieren.

Berücksichtigt man die von uns vorher eingestellte konstante Laufbandgeschwindigkeit von 4 km/h, so liegen die von uns ermittelten Werte für Kadenz und Länge des Doppelschritts in dem von uns erwarteten Rahmen. Probanden von größerer Körpergröße machten im Mittel längere, dafür weniger Schritte pro Minute. Kleinere Probanden vollzogen im Mittel freiwillig kürzere, dafür allerdings mehr Schritte pro Minute. Berücksichtigt man die Biomechanik des Gehens, wonach die Belastungen der Ferse und dadurch auch angrenzender Gelenke insbesondere von der Schrittlänge abhängen, so müsste man annehmen, dass eine geringe Schrittlänge wünschenswert und somit vom Körper automatisch angestrebt werden müsste (Dobner und Perry, 2001). Zusätzlich zu berücksichtigen ist allerdings, dass der Aufsetzwinkel bei Probanden von großer Statur und somit großer Beinlänge bei gleicher Länge des Doppelschritts im Durchschnitt kleiner ausfällt. Daraus folgt, dass der große Proband bei gleichem Körpergewicht bei gleicher Belastung der Ferse einen größeren Schritt vollziehen kann, als es der kleine Proband tun kann. Dies gilt selbstverständlich lediglich für Probanden gleichen Körpergewichts. Es kann jedoch eine Erklärung dafür sein, warum Probanden von großer Statur auch gleichzeitig größere Doppelschritte vollziehen. Ein weiterer Aspekt, der hierfür berücksichtigt werden muss ist, dass die Energie, die für mehrere kleine Schritte aufgewendet werden muss um einen erheblichen Betrag größer ist, als die Energie, die der Körper bei großen Schritten bereitstellen muss.

Außerdem erhöht die Körpermasse den Energiebedarf linear, und das Gehtempo erhöht den Energiebedarf quadratisch (Dobner und Perry 2001). Zusätzlich ist zu bedenken, dass für alle Gewebe des Menschen die Roux'sche Belastungsstufenregel gilt. Hiernach dient eine normale Belastung dem Erhalt der Funktion, eine optimale Belastung löst eine Adaptation aus, und eine Unterbelastung führt zum Abbau der Funktion bzw. des Materials. Nach unserer Auffassung berechnet der Körper aus Belastungsmessungen einerseits für den Energieverbrauch optimale Größen für Länge des Doppelschritts, Kadenz, Gehtempo etc. Andererseits berücksichtigt der Körper allerdings auch unbewusst die Roux'sche Belastungsstufenregel, indem er in der Regel weder zu hohe, noch zu geringe Belastungen zulässt. Wäre es der Fall, dass der menschliche Körper kein „Gespür“ für die auftretenden Belastungen hätte, so würde er tagtäglich Belastungen über die Zone der linearen Elastizität hinaus vollführen, die zu plastischen Verformungen und somit zu dauerhaften Veränderungen in Form von Struktur- und Längenänderungen der betreffenden Gewebe führen würden.

Dadurch, dass wir jeden der 11 Probanden zweimal auf dem Laufband vermessen konnten, haben wir sehr genaue Daten über das Laufverhalten beider unterer Extremitäten erhalten. Aus der Auswertung dieser Daten lässt sich abschließend sagen, dass insgesamt erhebliche Unterschiede in Bezug auf Geschwindigkeits- und Beschleunigungsdaten zwischen rechter und linker Extremität bestehen. Auch und insbesondere ist die Spanne der Daten im interindividuellen Vergleich auffallend groß. Dieser Aspekt lässt zwei entscheidende Schlussfolgerungen zu:

1. Entweder es bestehen beim gesunden Probanden wirklich so große individuelle und interindividuelle Differenzen
2. oder einige der von uns eingeschlossenen Probanden besaßen zum Untersuchungszeitpunkt bereits deutliche organische Schäden, die bis dato noch keinerlei Beschwerden verursacht hatten, oder diese Schäden lagen für die heutzutage gebräuchliche apparative Medizin noch unterhalb der klinischen Nachweisgrenze.

Für uns erscheint es sehr wahrscheinlich, dass eine Kombination aus beiden Erklärungen zutrifft. Obwohl wir ausschließlich junge und klinisch sowie subjektiv gesunde normgewichtige Probanden in diese Studie eingeschlossen haben, ist auch bei einem Durchschnittsalter von 26,64 Jahren eine beginnende Arthrose in den betreffenden Gelenken nicht vollends auszuschließen. Dieser Aspekt wird verständlich, wenn man sich vor Augen führt, dass der Vorgang der Arthrose

zwar meist erst in fortgeschrittenem Alter diagnostiziert wird, allerdings über einen langen Zeitraum hinweg entsteht, und somit eine Summation aus jahre- und jahrzehntelanger Belastung und Fehlbelastung sein muss. Es ist sehr wahrscheinlich, dass bereits geringfügige arthrotische Veränderungen bei den von uns vermessenen Probanden vorlagen.

Bezüglich der Sendergeschwindigkeit und Senderbeschleunigung ließ sich mit unseren Experimenten eindrucksvoll erheben, dass die Sender und damit auch die Knochenpunkte des Fußes erheblich größeren Geschwindigkeiten und Beschleunigungen ausgesetzt waren, als die am oberen Unterschenkel angebrachten Sender.

Der von uns errechnete Winkel zwischen den Sendern 1 und 2, sowie 3 und 4 sollte nach unserem Ermessen ungefähr der zwischen Fuß und Unterschenkel erfolgenden Winkelveränderung entsprechen. Dieser Winkel beträgt in unseren Messungen lediglich die Hälfte dessen, was in der Fachliteratur angegeben ist. Nach weiteren Messreihen muss ggfs. eine Anpassung der Werte in der Literatur an die mit unserer neuen genaueren Meßmethode erhobenen Daten erfolgen. Hieraus wird insbesondere deutlich, dass der menschliche Körper während des Vorgangs des Gehens längst nicht die in den einzelnen Gelenken möglichen Winkelveränderungen vollzieht, sondern mit weit weniger Bewegung auskommt. Es könnte jedoch auch möglich sein, dass durch einen relativ hohen Spline-Faktor eventuelle Maximalausschläge in unseren Daten keine Berücksichtigung gefunden haben und die Werte daher niedriger liegen, als die in der Fachliteratur veröffentlichten Zahlen.

Möchte man die Stellung des Fußes im Raum erfahren, sowie Geschwindigkeit und Beschleunigung des Winkels gegenüber dem Koordinatensystem des Raumes ermitteln, so bietet sich hierfür die dreidimensionale Darstellung des Absolutwinkels (1/2:Raumachsen) an. Der Durchschnitt der maximalen Winkelveränderung entspricht fast einem rechten Winkel. Unseres Wissens hat sich keine wissenschaftliche Arbeit zuvor mit der genauen Vermessung dieses Winkels befasst. Daher nehmen wir an, dass die von uns erhobenen Daten als Referenz korrekt sein dürften. Die am Fuß gemessenen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen sind auch hier wieder erheblich größer als die zwischen Fuß und Unterschenkelachse erhobenen. Die Erklärung hierfür dürfte in dem größeren Bewegungsausmaß, sowie der distaler gelegenen Position am Körper, und der geringeren Trägheit aufgrund geringerer Masse zu suchen sein.

Von großer Bedeutung könnten die Ergebnisse aus den Winkelmessungen des Absolutwinkels (3/4:Raumachsen), also der Unterschenkel-Achse in Relation zum Raum sein. Hierbei werden deutlich höhere Werte gemessen, als für den Winkel zwischen Fuß und Unterschenkel. Dies führt uns zu dem Schluss, dass die Fußbewegungen im Sprunggelenk geringer ausfallen, als die Bewegungen des Unterschenkels. Verständlich wird dieses Phänomen, wenn man sich verdeutlicht, dass die Unterschenkelbewegung insbesondere aus einer Summation mehrerer Gelenkwinkel besteht, nämlich aus Hüft- und Kniegelenk. Äußerst interessant ist auch, dass die Seitenunterschiede relativ gering ausfallen. Daher gehen wir davon aus, dass die in weiteren Messungen aufgetretenen Seitendifferenzen insbesondere von Sprung- und Fußgelenken herrühren.

Bemerkenswert ist des Weiteren, dass im Winkel (3/4:Raumachsen) trotz hoher Winkelgeschwindigkeit relativ geringe durchschnittliche Maximalbeschleunigungen bestehen. Unsere Erklärung für dieses Phänomen ist, dass für diese Bewegung genügend Zeit für die Positiv- wie auch Negativbeschleunigung bestanden haben muss. Dieser Aspekt ist deshalb von solch großer Bedeutung, da man bisher davon ausging, dass höhere Geschwindigkeiten in den meisten Fällen auch höhere Beschleunigungswerte voraussetzen. Diese Annahme ist hiermit widerlegt worden. Es ist also so, dass trotz höherer Geschwindigkeiten geringere Beschleunigungen auftreten können und somit die Gelenkbelastungen bei höheren Geschwindigkeiten nicht automatisch größer sein müssen.

Mit der Entwicklung eines graphischen Auswertungsschemas haben wir die zum Teil relativ anspruchsvollen Einzelauswertungen auf einer Seite kompakt zusammengefasst. Als Ergebnis wird ein Punktwert ermittelt, der alle für uns wichtigen Gangparameter enthält und somit dem Kliniker eine „Orientierung auf den ersten Blick“ bietet. Wir haben bis zum jetzigen Zeitpunkt noch keine Gewichtung der einzelnen Parameter vorgenommen, da dies erst geschehen kann, wenn bereits erkrankte Probanden ausgewertet worden sind. Dann erst wird deutlich werden, in welchen Parametern welche Patientenkollektive von dem von uns erhobenen Normalbefund abweichen.

Zum Schluss möchte ich noch auf mögliche Kritikpunkte an dieser Arbeit eingehen:

Die von uns gewählte Messmethode ist unserer Ansicht nach die exakteste nicht-invasive Methode der Ganganalyse, die derzeit verfügbar ist. Leider wird ihre Genauigkeit in unseren

Experimenten durch mehrere Faktoren wiederum limitiert. Dies geschieht insbesondere dadurch, dass die Sender mittels Schienen indirekt auf der Haut des Probanden aufgebracht sind und somit Verschiebungen und Verfälschungen unterliegen, die im Einzelfall nicht genau quantifizierbar sind (siehe Kap. 3.2). Des Weiteren sorgt der von uns zur Vermeidung von Ausreißerwerten und Rauschen verwendete Spline-Faktor während der Auswertung für eine Angleichung der Messergebnisse. Dadurch werden eventuell nicht nur Ausreißerwerte eliminiert, die durch die Messbedingungen künstlich aufgetreten sind, sondern man eliminiert hierdurch möglicherweise auch schnelle Bewegungen, die während des Gehens wirklich auftreten.

Ein weiterer Kritikpunkt könnte sein, dass wir uns auf eine gewisse Zahl von gemessenen Parametern, Geschwindigkeiten, Winkeln etc. beschränken mussten, damit die Fülle der Ergebnisse überschaubar bleibt. Man hätte mit den erhaltenen Daten noch viele weitere Auswertungen und Interpretationen vornehmen können, als wir es in der vorliegenden Arbeit getan haben. Man denke nur daran, dass man jeden Datensatz in die einzelnen Phasen des Gangzyklus hätte aufschlüsseln und anschließend interpretieren können. Dieser Kritikpunkt scheint ein generelles Phänomen von Grundlagenforschung zu sein.

Kritisieren könnte man des Weiteren die geringe Anzahl an Probanden. Was die Gültigkeit der erhobenen Daten angeht, so trifft die Kritik zu. Da die vorliegende Arbeit jedoch eine Grundlagenstudie ist, die den Grundstein für weitere Experimente legen soll, haben wir die geringe Fallzahl für völlig ausreichend angesehen.

Ein letzter Kritikpunkt könnte sein, dass das Ultraschalltopometer relativ störanfällig ist. Es ist einige Übung nötig, um den Empfängerrahmen immer wieder so auszurichten, dass weder Reflexionen entstehen, noch Bewegungen außerhalb des Messrahmens liegen. Auch das Computerprogramm Bapsy besitzt noch einige wenige technische Fehler, durch die ein paar Darstellungen nicht angezeigt und bearbeitet werden konnten. Wir glauben jedoch fest daran, dass die Laufbandanalyse mittels Ultraschalltopometer bald Einzug in Arztpraxen und Kliniken erhalten wird und somit über 20 Jahre nach seiner Entwicklung einen wichtigen Platz in Diagnostik und Therapie einnehmen wird.

8. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, neue Erkenntnisse über das normale menschliche Gangbild zu sammeln. Das Hauptaugenmerk wurde hierbei auf die Bewegungen in Unterschenkel und Fuß gelegt. Zur gleichen Zeit sollte ein möglichst genaues, aber auch in der täglichen Praxis sehr einfach verwendbares Bewegungsanalyzesystem für die Routinediagnostik gefunden und getestet werden. Hierzu bot sich die Anwendung des von Prof. Schumpe entwickelten Ultraschalltopometers an, das auf unsere Bedürfnisse abgestimmt werden musste. Des Weiteren war es unser Ziel, Maßstäbe und Kriterien für die Routine-Ganganalyse, sowie für die anschließende Datenauswertung zu entwickeln.

Mit dem modifizierten Messsystem wurden mittels Laufbandanalysen an 11 gesunden Probanden bewegungsphysiologische und biomechanische Erkenntnisse über das physiologische Gangbild des Menschen aus einem Blickwinkel und in einer Art und Weise gewonnen, die bisher wohl einzigartig ist. Wir konnten aus der Fachliteratur bereits bekannte Messgrößen, wie z.B. Schrittlänge, Schrittfrequenz und Winkeländerung z.T. in ihren Werten bestätigen. In Teilen fanden wir jedoch auch erhebliche Abweichungen von der Fachliteratur. So betrug beispielsweise der tatsächlich auftretende Fuß-Unterschenkel-Winkel lediglich einen um 50 % geringeren Wert, als in der Literatur angegeben. Auch Sendergeschwindigkeiten und Beschleunigungen, sowie Absolutwinkel, Winkel-Geschwindigkeiten und Beschleunigungen wurden ermittelt, so dass die ungefähre Gelenkbelastung abgeschätzt werden konnte.

Von äußerstem Interesse dürften die ermittelten Unterschiede in der Bewegung zwischen rechter und linker unterer Extremität bei den einzelnen Probanden sein, die in dieser Form noch keinen Eingang in die aktuelle Fachliteratur gefunden haben. Unterschiede zwischen rechts und links bei ein und demselben Patienten waren erstaunlicherweise teilweise größer, als die interindividuellen Differenzen.

Als Grundlage und zum Vergleich dienten uns neben Erkenntnissen aus Anatomie, Physiologie und beobachtender Biomechanik dabei auch die Ergebnisse aus Messungen mit derzeit verbreiteten anderen Systemen zur Ganganalyse.

Zu guter Letzt wurden Kriterien und Maßstäbe für die tägliche Praxis entwickelt, nach denen Ergebnisse aus Ganganalysen objektiviert und anschließend gruppiert und bewertet werden können. Hierfür wurde ein standardisiertes Auswertungsformular erstellt, sowie eine exemplarische Auswertung vollzogen.

Wir hoffen, mit dieser Grundlagenarbeit den Grundstein dafür gelegt zu haben, dass in naher Zukunft sowohl größere Kollektive gesunder Probanden ultraschalltopometrisch vermessen werden können, als auch dafür einen Anstoß dazu gegeben zu haben, dass Probanden mit Gangbild-relevanten Erkrankungen einbezogen werden. Es wird dadurch in ferner Zukunft möglich sein, bereits am Gangbild des klinisch gesunden Menschen Hinweise auf eine spätere Erkrankung zu entdecken bzw. einige Erkrankungen früher zu entdecken, die mit einer Änderung des Gangbilds einhergehen.

8. Literaturverzeichnis

Angeloni et al. Quantification of relative displacement of skin- and plate-mounted markers with respect to bones. *Journal of Biomechanics* 1993; 26:864

Arndt, A. Ankle and Subtalar Kinematics Measured With Intracortical Pins During the Stance Phase of Walking. *Foot & Ankle International*, American Orthopaedic Foot & Ankle Society Inc. 2004; 357-361

Bahlsen, A. The etiology of running injuries: a longitudinal, prospective study. PhD thesis, University of Calgary, Canada, 1988

Brüggemann, H. Funktionsbeschreibung und Bewertung der mit einem Trevira-hochfest Band versorgten Kniegelenke nach vorderer Kreuzbandruptur mit der neuen Meßmethode der Ultraschalltopometrie. Dissertation, Universität Bonn, 1995

Cochran, G. V. *Orthopädische Biomechanik*. Stuttgart: Enke, 1988: 128-166

Dobner, H.-J., Perry, G. *Biomechanik für Physiotherapeuten*. Stuttgart: Hippokrates, 2001: 164-174

Fuller, J. et al. A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers. *Human Movement Science* 1997; 16:219-242

Gass, H. J. Bewegungsanalyse am intraartikulär anästhesierten Kniegelenk mit Hilfe der Ultraschalltopometrie und Oberflächenmyographie. Dissertation, Universität Bonn, 1992

Götz-Neumann, K. *Gehen Verstehen, Ganganalyse in der Physiotherapie*. Stuttgart: Thieme, 2003: 20-54

Greten, H., Schettler, G. *Innere Medizin*. Stuttgart: Thieme, 2001: 662-664

Hardin, E. C., et al: Kinematic Adaptations during Running: Effects of Footwear, Surface, and Duration. *Med. and Sci in Sports and Exercise* 2004; 838-840

Kapandji, I. A. Funktionelle Anatomie der Gelenke. 3. unveränd. Auflage 1999, korrigierter Nachdruck. Stuttgart: Hippokrates, 2001

Miyoshi, T. Effect of the Walking Speed to the Lower Limb joint angular displacements, joint moments and ground reaction forces during walking in water. *Disability and rehabilitation* 2004; 26: 724-732

Perry, J. Gait analysis, normal and pathological function. Thorofare, USA: Slack, 1992

Reinschmidt, C. Effect of skin movement on the analysis of knee joint motion during running. *Journal of biomechanics* 1997; 30: 729-732

Robertson, D., Gordon E.. Research methods in biomechanics. Champaign, USA: Human Kinetics, 2004: 35-115

Schewe, Heidi. Biomechanik – wie geht das?. Stuttgart: Thieme, 2000: 175-218

Schumpe, K. G.. Biomechanische Aspekte am Kniegelenk. Habilitationsschrift, Universität Bonn, 1984

Segesser, B., Goessele, A., Reggli, P. Die Achillessehne im Sport. *Orthopädie* 1995; 24: 252-267

Tittel, K. Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. München: Urban & Fischer, 2003

U.S.T. medical analysis system GmbH Köln. Meda Software-Beschreibung. Version 2.0, aktualisierte Version, 1993

Wirhed, R. Sportanatomie und Bewegungslehre. 3. Aufl. Stuttgart: Schattauer, 2001: 66-68

Witthle M. W. Gait Analysis – An Introduction. 3rd ed. Oxford: Butterworth/Heinemann, 2001

9. Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Doktorvater und langjährigen Lehrer der Biomechanik, Prof. Dr. Dr. K. G. Schumpe. Er war und ist für mich jederzeit ansprechbar und hat stets ein offenes Ohr für Probleme, Sorgen und Nöte seiner Doktoranden. Neben den vielen Tipps, Denkanstößen und Hilfestellungen im Bereich der Biomechanik möchte ich mich gerne für die vielen interessanten (gesundheits-) politischen, gesellschaftlichen und standesethischen Diskussionen bedanken, an die ich mich nun im Berufsalltag häufig und gerne zurückerinnere.

Mein herzlicher Dank gilt des Weiteren Herrn G. Steffny für seine zahlreichen technischen und methodischen Denkanstöße, sowie seiner uneingeschränkten Hilfsbereitschaft bei sämtlichen praktischen Problemen während der Messungen auf dem Laufband. Ich verdanke Herrn Steffny neben dem vielen neu erlangten technischen Verständnis des Weiteren einige neue Erkenntnisse in Bezug auf Sportmedizin und Trainingslehre.

Ganz besonders bedanken möchte ich mich bei meinen Probanden und meinen Freunden, die durch Opferung ihrer Freizeit und Energie nicht nur mir persönlich geholfen haben, sondern dadurch auch einen entscheidenden Beitrag im Dienste der Wissenschaft geleistet haben.

Außerordentlich dankbar bin ich des Weiteren meinen Eltern, die mich in guten, wie auch schwierigen Zeiten moralisch, sowie finanziell immer wieder bestärkt und unterstützt haben.

Ein großes Dankeschön geht außerdem an meine Kollegen und Freunde in der Doktorarbeitsgruppe, dabei ganz besonders an Herrn Cand. med. B. Scultetus und Frau Dr. med. S. Wurm, sowie an alle Freunde und Verwandte, die mir stets tatkräftig zur Seite standen.