

DAS UNTERE SPRUNGGELENK ALS BIOMECHANISCHER EINFLUSSFAKTOR

ENTWICKLUNG UND ANWENDUNG EINES IMU-SYSTEMS ZUR
BESCHREIBUNG DER ORIENTIERUNG DER AXSEN DES
SPRUNGGELENKS

DISSERTATION

Von der Fakultät Wirtschafts- und Sozialwissenschaften der
Universität Stuttgart zur Erlangung der Würde eines Doktors der
Philosophie (Dr. phil.) genehmigte Abhandlung

vorgelegt von
Sascha Schlechtweg
aus Stuttgart

Hauptberichter: Hauptberichter: Prof. Dr. Wilfried Alt
Mitberichter: Mitberichter: Prof. Dr. Tobias Siebert

Tag der mündlichen Prüfung: 24.06.2020

Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft



Universität Stuttgart

2020

Sascha Schlechtweg: *Das untere Sprunggelenk als biomechanischer Einflussfaktor*, Entwicklung und Anwendung eines IMU-Systems zur Beschreibung der Orientierung der Achsen des Sprunggelenks, ©
2020

*Zwei Dinge sind zu unserer Arbeit nötig:
Unermüdliche Ausdauer und die Bereitschaft,
etwas, in das man viel Zeit und Arbeit gesteckt hat,
wieder wegzuwerfen.*

— Albert Einstein (aus Polikarov, 1999, S. 97)

Danksagung

Nun da ich beinahe am Ende meiner wissenschaftlichen Ausbildung stehe und viele Jahre von den Menschen in meiner Umgebung unterstützt und gefördert wurde, ist es, so denke ich, an der Zeit einigen Besonderen von ihnen zu danken:

Allen voran möchte ich meiner wundervollen Frau Sabrina danken. Die Seiten dieser Arbeit reichen nicht aus, um aufzuzählen wie viel ich Dir zu verdanken habe und Dir zu sagen wie sehr ich Dich liebe und schätze. Ohne Deine Unterstützung, den Zuspruch in kritischen Zeiten, Deinen moralischen Kompass bei schweren Entscheidungen und die Lebensfreude die Du mir geschenkt hast, wäre dieses Stück Papier niemals möglich gewesen.

Ich danke meinen nicht weniger wundervollen Kindern Theo und Lioba, die ohne es zu wissen einen großen Einfluss auf diese Arbeit hatten.

Ein besonderer Dank gilt meinen Geschwistern, Dominik und Tatjana. Dominik, Dir danke ich für den fachlichen Input und die kritischen Diskussionen, für die Ideen, die über den Tellerrand hinweggingen, maßgeblich zur Lösung meiner Probleme beitrugen und mein wissenschaftliches Verständnis unwahrscheinlich geprägt haben. Tatjana, Dir möchte ich dafür danken, dass eine kleine Schwester solch ein großes Vorbild sein kann. Du hast mir gezeigt, dass es immer noch eine Spur komplexer geht und es auch dafür eine Lösung gibt.

Ich möchte Prof. Dr. Wilfried Alt danken für seine unermüdliche Motivation in einer nicht nennbaren Anzahl an Diskussionen. Seine kritischen Beiträge zu meiner Arbeit zwangen mich immer wieder meine Gedanken zu schärfen und den Blickwinkel zu verändern. Ebenso möchte ich mich für das Vertrauen in den letzten Jahren bedanken, welches ich immer sehr geschätzt habe.

Ich danke meinen Eltern, Susanne und Peter Pabst sowie Wolfgang Schlechtweg. Seine Kinder kann man sich nicht aussuchen, aber Ihr habt mit Abstand das Beste daraus gemacht. Meinen Großeltern und meinen beiden Tanten gilt der Dank wegen ihrer unbrechbaren Geduld. Am Ende sollten sie noch immer Recht behalten.

Ich danke meinen Paten, Gisela Vetter-Weirich und Dieter Weirich. Der Rückzug zu Euch bedeutet immer den Blick in eine Welt die noch viel für uns zu bieten hat. Danke für Eure großzügige Unterstützung, immer genau zur rechten Zeit.

Zum Schluss möchte ich all meinen tatkräftigen Helfern danken, die entweder durch Abschlussarbeiten oder bei der Durchführung der Studien tatkräftig unterstützt haben und dadurch einen unschätzbaren Beitrag für diese Arbeit geleistet haben: Eva-Maria Hauser, Lara Klaiber, Annika Klotz, Raphael Loescher, Rudy Lachenmeyer, Benjamin Steinfurth.

Vorbemerkungen

Die vorliegende Arbeit ist die Zusammenführung der Ergebnisse eines Entwicklungsprozesses. Entwickelt wurde ein komplexes System bestehend aus elektronischen und mechanischen Hardware-Komponenten (Sensoren, Microcontroller, Verschaltungen, Gehäuse, etc.) und Software. Als Grundlage der Entwicklung diente das von dem Verein deutscher Ingenieure e.V. in den eigenen Richtlinien (VDI 2206) empfohlene V-Modell (www.vdi.de), welches 2006 von der Bundesregierung vorgestellt wurde. Das Modell beschreibt eine allgemeine Vorgehensweise bei der Entwicklung mechatronischer Systeme. Der Ablauf wird in Abbildung 1 dargestellt und soll als Orientierung – insbesondere für die Überprüfung des Verfahrens – gelten. Auf dem absteigenden Ast ist die Planungs- und Umsetzungsphase abgebildet. Die Validierung des Systems ist im aufsteigenden Teil abgebildet.

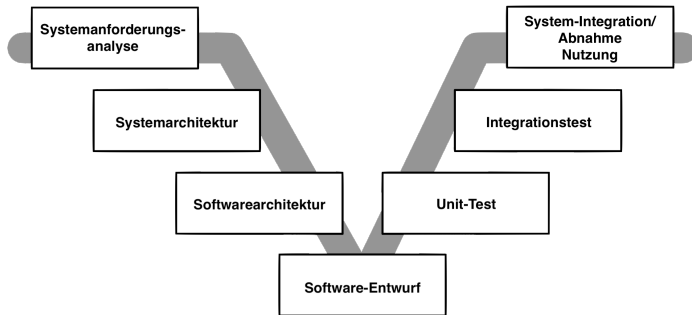


Abbildung 1: V-Modell zur Entwicklung mechatronischer Systeme.

Einem agilen Management-Konzept folgend wurde das benannte Modell innerhalb kleiner Phasen von ca. 4-6 Wochen komplett durchlaufen. Die jeweiligen Ergebnisse aus der Validierung und den Test-Phasen flossen in die Planung der anschließenden Entwicklungsphase ein. Dabei kam es immer wieder zu Entscheidungen, vor allem die Sensor-Hardware betreffend, die zur Verwendung anderer Komponenten führte. Die in dieser Arbeit aufgeführten Experimente wurden jeweils einmal mit der zu diesem Zeitpunkt verwendeten Hardware durchgeführt. Dies spielt vor allem für die Einschätzung der technologiebezogenen Fehlereinflüsse eine bedeutende Rolle. Daher wurden für alle neuen Sensor-komponenten, nach entsprechender Kalibrierung, Regressionstests in den relevanten Größen durchgeführt, um die Übereinstimmung mit der im originären Experiment verwendeten Hardware zu bestätigen. Diese Tests werden nicht Teil der vorliegenden Dissertati-

on sein.

Die zugehörige Software-Architektur wurde vollständig in der Umgebung von Matlab[©] entwickelt. Hierbei wurde eine Vielzahl von Funktionen aus der vorhandenen Library verwendet. Diese werden in der Arbeit nicht explizit benannt. Lediglich die für die Bestimmung der Rotationsachse benötigten Funktionen, die neu entwickelt werden mussten, werden aufgeführt. Bei der Hardwaresteuerung wurde auf Open-Source Entwicklerpakete der Arduino Umgebung zurückgegriffen. Diese werden ebenfalls in der Arbeit nicht aufgelistet. Das vollständige Repository wird gemeinsam mit der vorliegenden Arbeit veröffentlicht.

Die digitale Version dieser Dissertation beinhaltet interaktive 3D-Graphiken, welche ausschließlich über den Adobe Acrobat[©] Reader DC (Version: 2020.006.20034) getestet wurden. Es wird daher empfohlen die digitale PDF mit diesem Programm zu öffnen, um die Funktionen vollumfänglich nutzen zu können.

Publikationen

Teile dieser Arbeit wurden bereits in wissenschaftlichen Fachzeitschriften und bei wissenschaftlichen Konferenzen veröffentlicht oder zur Veröffentlichung eingereicht:

Schlechtweg, S., Hauser, E. M. & Alt, W. (2019). Präzisionsanalyse eines IMU-basierten Verfahrens zur Bestimmung von Gelenkachsen. 11. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB), Berlin, 3.-5. April: M. Heller.

Schlechtweg, S., & Alt, W. (2019). Der Einsatz inertialer Sensorik zur Bestimmung individueller Rotationsachsen im unteren Sprunggelenk. *Orthopädie Technik*, 12(70),25-29.

Schlechtweg, S., & Alt, W. (2020). A new Device for Subtalar Joint Axes Estimation using Inertial Measurement Units. Manuscript submitted for publication.

Schlechtweg, S., Loescher, R., & Alt, W. (2020). Subtalar Joint dependent Muscle Function of the M. Tibialis Anterior, International Foot & Ankle Biomechanics Meeting, Sao Paulo, April 5th-8th. Sao Paulo: I. Secco.

Schlechtweg, S., Klaiber, L., & Alt, W. (2020). Individual EMG Profiles in Runners are related to the Subtalar Joint Orientation, ECSS, Sevilla, July 1th-3th.

Abstract

Introduction

A widely accepted statement in literature concerning the subtalar joint axis is “[...] that the variation in the positions of the different axes is such that they require individual determination” (Isman, Inman & Poor, 1969). Since the first quantitative descriptions have been made in the middle of the 20th century, numerous methods to determine the spatial orientation of the subtalar joint have been presented. Although a wide variety of methodological approximations to the axes of the ankle complex is available, no method can be considered to be an appropriate estimator for the subtalar joint according to the requirements of clinical diagnostics. Inertial Measurement Units (IMU) have been presented recently in various biomechanical studies with promising results. They are small, cheap and easy to use. So far, only relative rotation axes between adjacent sensors can be calculated. A reference in a subject specific coordinate system using anatomic landmarks is not possible so far. Therefore, the thesis at hand presents a new method for subtalar joint axis estimation based on inertial measurement units. The aim is, to create the methodological conditions needed to investigate the subtalar joint’s biomechanical role in future studies.

Methodological Background

Two major problems in the description of the joint axis were identified. 1) The calculation of the joint axis itself, where a valid kinematic model was needed to calculate the rotation vector based on

IMU data. 2) For inter-individual comparisons a commonly used foot-specific coordinate system was needed, which guarantees a valid sensor to segment orientation calibration.

Task I: Calculating the Axis

An existing kinematic model was modified and implemented. The model optimized 4 parameters to minimize a cost function using a least-squares approximation. Different experiments were made to quantify the measurement accuracy: The algorithm was tested against an ultrasonic positioning system on a mechanical hinge joint model. In 50 randomly chosen positions the rotation axis was calculated and compared to the reference system. A repeated measurement protocol at randomly chosen positions was used to quantify the between measurement variance. Bland-Altman statistics and intra-class correlation was used to quantify the differences between the methods. Every axis was calculated 100 times to ensure that the optimization model converged to the same results. Additionally, an *in-vivo* analysis was realized to quantify the reliability of the new method in context of the human motion performance under highly standardized motion conditions. Five axis were calculated successively without changing the IMU's position. Between measurement variance was defined as quantification of the measurement uncertainty.

Results

The algorithm converged in all calculated axes with 100 randomly chosen start values to the same results. The comparison between the reference system and the new algorithm on the mechanic mo-

del showed excellent agreements as evidenced by the intra class correlation of $r=0.99$. The root mean squared error was $RSME < 0.7^\circ$. Repeated measurement variance was $\sigma < 0.4^\circ$. The *in-vivo* experiment showed a high reliability of the new method. In five consecutive axis calculations the range was in between 1.3° with a standard deviation of $\sigma < 0.7^\circ$.

Task II: Anatomic Coordinate System

An electromagnetic pointer was developed, in order to describe the important anatomic points in the local coordinate system of the used IMUs. The magnetic field sensor was calibrated on the electromagnet's flux density in different known distances. In a controlled distance experiment the reliability of the pointer was tested. Then also the anatomic coordinate system construction reliability was tested *in-vivo* in order to quantify the measurement uncertainty.

Results

The variance in the distance calculation was $\sigma < 0.01$ cm which can be seen as negligible. The *in-vivo* coordinate system construction revealed an uncertainty of $\sigma \approx 0.5^\circ$ for the transverse and sagittal planes respectively.

Experimental Use: RUNTIME

An experiment with 30 runners was conducted with the aim of falsifying the hypothesis that the spatial orientation of the subtalar joint axis influences the muscle activation patterns. Surface electromyography (EMG) was used to record the muscle activati-

on while running. The new method was used to determine the subtalar joint orientation unilaterally at the dominant leg of every subject and the *deviation* was defined as the independent variable. At the same leg the activation patterns of the *Mm. gastrocnemius lat.*, *gastrocnemius med.* and *soleus*, defined as the dependent variables, were analyzed. 30 steps were randomly excluded from the dataset containing 10 min. of running after a 6 min. period of warming up and familiarizing with the treadmill. The steps were normalized by amplitude to the mean activation of one stride and time normalized to 100% of the stance phase. 14 EMG features were excluded from the normalized EMG data. The feature space was reduced using a principal component analysis. The first five principal components were then clustered by the k-means algorithm into two groups. Afterwards, the groups' *deviation* were tested for significant differences.

Results

The mean *deviation* differed significantly between the groups built by the k-means clustering ($p < 0.001$). The first three principal components after feature reduction were the simple squared integral of each muscle. *M. gastrocnemius lat.* correlated positively ($r = .47$), whereas the *M. gastrocnemius med.* correlated negatively with the *deviation* ($r = -.32$). There was no correlation with the *M. soleus* ($r = .10$).

Discussion

The results evidenced a valid joint axis estimation method, which showed a reliability that is most likely appropriate for clinical dia-

gnostics. The error with regard to the reference system on the hinge joint model can be regarded as negligible. A high reliability was shown in the *in-vivo* experiment. The recorded data supported the hinge-like nature of the subtalar joint. Since the *in-vivo* experiment has only been done with a single person a general statement about the subject-induced error cannot be made. The same applies to the coordinate system construction. The vectors needed to describe the anatomic points in the local sensor coordinate system were calculated with negligible variance. The transverse and the sagittal plane were calculated with high reproducibility.

The RUNTIME study results showed that the new system could easily be integrated into biomechanical studies. Furthermore, this was the first study to show relationships between the activation patterns in the lower limb muscles and the orientation of the subtalar joint. The k-means clustering separated two significantly different groups ($p < 0.001$). The results support previously presented results for a twisted Achilles tendon.

In general, the obtained subtalar joint axis orientation is in line with the literature. All calculated axes were within the previously reported range. The mean *deviation* was smaller than reported so far. The mean *inclination* was in line with the literature.

The biggest limitations are the small sample size and non-independent amplitude normalization for inter-individual EMG comparisons.

Summarizing the results from the thesis at hand: a new, cheap, accurate and easy to apply subtalar joint axis orientation estimator is presented. Relationships between the anatomical structures and

functional outcomes could be shown. A complete system was developed were future research on ankle function can strongly benefit from.

Zusammenfassung

Problemstellung

Die Aufklärung der Ursache-Wirkungs-Beziehung innerhalb der orthopädisch traumatologischen Biomechanik erfordert die Kenntnis über Form und Funktion der beteiligten Strukturen. Bezüglich der Form relevanter Strukturen des unteren Sprunggelenks ergaben die Studien eine bemerkenswerte interindividuelle Variationsbreite. Die ersten funktionsaufklärenden Arbeiten bestätigten diese für die Orientierung und die Lage der unteren Sprunggelenkachse. Zudem ist das Sprunggelenk auffällig häufig von Überlastungsfolgen betroffen. Die statistische Aufklärung der Ursache-Wirkungs-Beziehung zwischen der Orientierung der Achse des Sprunggelenks und Überlastungsschäden an der unteren Extremität erfordert große Fallzahlen. Die bisher entwickelten Systeme entsprechen nicht den Anforderungen an Genauigkeit und Ökonomie. Die Möglichkeiten neuer Inertial Measurement Units (IMU) wurden bisher nur bedingt ausgeschöpft. Bis dato ist keine Beschreibung der unteren Sprunggelenkachse in Bezug auf anatomische Strukturen möglich. Die vorliegende Dissertation leistet einen Beitrag zur orthopädisch traumatologischen Biomechanik durch die Entwicklung und Validierung eines Systems zur reliablen und ökonomischen Bestimmung der unteren Sprunggelenkachse mit IMU.

Methodologischer Hintergrund

Algorithmus zur Bestimmung der Gelenkachse

Ein kinematisches Modell aus der Literatur wurde für das zu entwickelnde IMU-System implementiert. Zur Überprüfung der Validität des Ansatzes wurden Untersuchungen am mechanischen Modell durchgeführt, welches ausschließlich Bewegungen in einem Freiheitsgrad zuließ. Die Rotationsachse wurde in 50 zufällig gewählten Sensorpositionen durch den Algorithmus bestimmt. Der implementierte Algorithmus wurde gegen ein Ultraschall-Laufzeit-Positionssystem (Zebris® CMS-20) getestet. Die Übereinstimmung wurde anhand der Bland-Altman-Statistik, dem intra-klassen Korrelationskoeffizient und der mittleren quadratischen Abweichung (RMSE) eingeschätzt. Zudem wurde im Wiederholungsversuch ohne Positionsveränderungen in 5 zufällig gewählten Ausrichtungen durchgeführt. Die Standardabweichung wurde als Maß der Qualität verwendet.

Ergebnisse

Der Vergleich zum Referenzsystem ergab eine intra-klassen Korrelation von $r=.99$ und ein $RSME < 0.7^\circ$. Die systematische Abweichung vom Referenzsystem lag bei 0.13° . Die Standardabweichung innerhalb des Wiederholungsprotokolls wurde mit $\sigma < 0.4^\circ$ berechnet.

Anatomischer Bezug

Der Bezug auf die individuelle Fußanatomie wurde durch die Entwicklung eines elektromagnetischen Zeigers erreicht. Im Stufenprotokoll wurde der Magnetfeldsensor des IMU auf den Zeiger kalibriert, damit die Richtung und die Distanz des Elektromagneten zum Sensor-Zentrum bekannt sind. Daraufhin können interessan-

te anatomische Punkte mit dem Zeiger palpirt werden, wodurch ein anatomisches Koordinatensystem im lokalen Sensorkoordinatensystem gebildet werden kann. Im Wiederholungsversuch wurde der Fehler bei der Distanzbestimmung anhand der Standardabweichung innerhalb der Messreihe eingeschätzt.

Ergebnisse

Die Streuung der Distanzbestimmung lag bei $\sigma < 0.01$ cm.

Experimenteller Einsatz

in-vivo Reliabilität

Die Einschätzung der Messunsicherheit *in-vivo* wurde experimentell an einem Probanden vorgenommen. Bei statischer Pose der Sensoren am Probanden wurden in 5 Versuchen die Rotationsachse und das anatomische Koordinatensystem erstellt. Die Streuung der Achse und der berechneten Ebenen innerhalb der Messfolge wurde als Kriterium für die Unsicherheit der Messung verwendet.

Ergebnisse

Das *in-vivo* Experiment zeigte eine geringe Streuung der Rotationsachse. Die Spanne betrug 1.3° mit einer Standardabweichung von $\sigma < 0.7^\circ$.

RUNTIME

Es wurde ein Experiment mit 30 Probanden geplant und durchgeführt. Die Hypothese lautete, dass sich die Ansteuerungsprofile der Wadenmuskulatur in Abhängigkeit der Deviation der USGA unterscheiden. Hierzu wurden laufaktive gesunde Personen unter-

sucht. Unilateral am dominanten Bein wurde die Muskelaktivität der Unterschenkelmuskulatur (*Mm. gastrocnemius lat., gastrocnemius med. and soleus*) mittels Oberflächen-EMG abgeleitet. Das neue Verfahren zur Bestimmung der USGA-Orientierung wurde eingesetzt. Die unabhängige Variable *Deviation* sollte durch die Aktivitätsprofile in zwei Gruppen eingeteilt werden. Hierzu wurde, nach einer Aufwärmphase von 6 min, die Muskelaktivität während 10 min Laufens bei selbstgewählter Geschwindigkeit auf dem Laufband aufgezeichnet. 30 zufällig gewählte Schritte wurden segmentiert und gemittelt. Die EMG Daten wurden amplitudennormalisiert auf die mittlere Aktivität während des gesamten Schritts und zeitnormalisiert auf die Länge der Standphase. 14 EMG-Feature wurden aus dem Signal extrahiert. Der Feature-Raum wurde durch eine Principal Component Analysis auf 5 Dimensionen reduziert und über einen K-Means Algorithmus in 2 Gruppen geteilt. Zur statistischen Absicherung wurden die Mittelwerte der *Deviation* der gebildeten Gruppen mit einem T-Test für unabhängige Stichproben auf Signifikanz getestet. Das α -Fehlerniveau wurde auf 5% festgelegt. Die Korrelation der ersten drei Hauptkomponenten mit der *Deviation* wurde nach Pearson berechnet.

Ergebnisse

Die mittlere *Deviation* unterschied sich signifikant zwischen den Gruppen, die durch den K-Means Algorithmus gebildet wurden ($p < 0.001$). Die ersten drei Hauptkomponenten waren jeweils das simple squared integral der Muskeln. *M. gastrocnemius lat.* korrelierte positiv ($r = .47$), wohingegen der *M. gastrocnemius med.* negativ mit der *Deviation* ($r = -.32$) korrelierte. *M. soleus* korrelierte nicht

mit der *Deviation* ($r=.10$).

Diskussion

Ziel der Dissertation war die Entwicklung und Anwendung eines IMU-basierten Verfahrens zur Bestimmung der unteren Sprunggelenkachse. Motiviert wurde die Entwicklung über die Aufklärung der Ursache-Wirkungs-Beziehung chronischer und akuter Überlastungen an der unteren Extremität mit dem Ziel der Verbesserung präventiver Strategien. Die durchgeführten Versuche am mechanischen Modell zeigten die Validität des Verfahrens für Scharniergelenke. Die geringen Abweichungen vom Referenzsystem sind klinisch nicht relevant. Die Reliabilität im *in-vivo* Experiment bestätigte die Eignung des Verfahrens in der Anwendung bei menschlichen Bewegungen. Für die Konstruktion des anatomischen Koordinatensystems und die Bestimmung der Achse wurde ein Gesamtfehler von ca. 3° geschätzt.

Der Einsatz in der RUNTIME-Studie zeigte, dass die Anwendung des Verfahrens im biomechanischen Experiment möglich ist. Gleichzeitig konnte zum ersten Mal ein Hinweis auf die Bedeutung der Orientierung der Rotationsachse des unteren Sprunggelenks für Ansteuerungsprofile der Unterschenkelmuskulatur gegeben werden. Das K-Means-Clustering teilte zwei Gruppen deren *Deviation* sich signifikant voneinander unterschieden ($p<0.001$). Im Vergleich zur bisherigen Literatur wurden geringere *Deviation* gemessen. Die *Inclination* stimmte mit den Angaben der Literatur überein.

Die größten Limitationen der RUNTIME-Studie sind die geringe Probandenzahl, die Reduktion der aktiven Mechanik auf die

Muskelaktivität und die nicht unabhängige Vorverarbeitung der EMG-Daten.

Zusammengefasst wurde in der vorliegenden Dissertation ein günstiges, einfach einzusetzendes, reliables Messsystem entwickelt und zum Einsatz gebracht, welches die Orientierung der unteren Sprunggelenkachse plausibel schätzen kann.

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	1
1 Problemstellung	3
Biomechanischer Hintergrund	11
2 Theorie der Mechanik des Sprunggelenks	13
2.1 Anatomie	14
2.2 Zu den Achsen des Sprunggelenks	16
2.3 Konsequenzen der Schrägen Achse	21
2.3.1 Passive Mechanik	22
2.3.2 Aktive Mechanik	27
2.4 USG und Überlastungsfolgen	28
2.5 Zusammenfassung	33
Methodologischer Hintergrund	35
3 Bestimmung der Rotationsachse	37
3.1 Verfahren zur Bestimmung der USGA	37
3.2 Gelenkkinematik mit Inertialsensoren	46
3.3 Validierung am Modell	50
3.3.1 Material und Methoden	51
3.3.2 Ergebnisse	59
4 Konstruktion des anatomischen Koordinatensystems	65
4.1 Problemstellung	65
4.2 Betrag und Richtung: Distanzbestimmung im Ma- gnetfeld	68
4.2.1 Kalibrierung Elektromagnet (EM)	70

4.3	Material und Methoden	73
4.3.1	Durchführung	73
4.3.2	Datenverarbeitung & Statistik	74
	Experimenteller Einsatz	77
5	Reliabilitätsanalyse <i>in-vivo</i>	79
5.1	Problemstellung	79
5.2	Material und Methoden	80
5.2.1	Stichprobe	80
5.2.2	Studienprotokoll und Durchführung	81
5.2.3	Datenverarbeitung und Statistik	86
5.3	Ergebnisse	86
5.4	Fehlerabschätzung	89
6	Aktivierungsmuster beim Laufen	91
6.1	Problemstellung	93
6.2	Material und Methoden	94
6.2.1	Die Software zur Bestimmung der USGA	94
6.2.2	Stichprobe	95
6.2.3	Studienprotokoll und Design	96
6.2.4	Datenverarbeitung und Statistik	97
6.3	Ergebnisse	104
7	Diskussion	113
7.1	Diskussion Teil I: Validierung am Modell	113
7.2	Diskussion Teil II: <i>in-vivo</i> Reliabilitätsanalyse	114
7.3	Diskussion Teil III: RUNTIME	118
7.3.1	Stichprobe	118
7.3.2	Elektromyographie (EMG)	120
7.3.3	Achse	128

8	Fazit und Ausblick	137
	LITERATURVERZEICHNIS	143
	Anhang	157
A	Codes und Studienunterlagen	159

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1	V-Modell	viii
Abbildung 2	Passive Stabilisatoren im Fuß	15
Abbildung 3	Winkel des unteren Sprunggelenks	19
Abbildung 4	Rotationen eines starren Körpers um verschiedene Drehachsen	24
Abbildung 5	Transformation der Rotationen zwischen Fuß und Unterschenkel	26
Abbildung 6	Rotationsachse und Muskelansatz <i>M. tibialis anterior</i> (TA) im Sprunggelenk	29
Abbildung 7	Bestimmung der untere Sprunggelenkachse (USGA) nach Parr, Chatterjee & Soligo (2012)	39
Abbildung 8	Bestimmung der USGA nach Kirby (1987)	41
Abbildung 9	Konstruktionszeichnung des mechanischen Modells	61
Abbildung 10	CAD-Modell Sensorgitter	62
Abbildung 11	Ergebnisse Methodenvergleich Rotationsachse	63
Abbildung 12	Koordinaten der Rotationsachse	64
Abbildung 13	Illustration der anatomischen Koordinatensysteme	67
Abbildung 14	Resultierende Flussdichte im Stufenprotokoll	71
Abbildung 15	Sensorkennlinie	72
Abbildung 16	Fuß mit anatomischem Koordinatensystem .	83
Abbildung 17	Skizze Positionierung der Sensoren	84
Abbildung 18	Vermeidung des Tremor durch passive Unterstützung	85

Abbildung 19	Rotationsdaten und berechneter Vektor in 3D-Darstellung	88
Abbildung 20	Workflow Achsenbestimmung	106
Abbildung 21	Ergebnis des K-Means Clusterings	107
Abbildung 22	Vergleich zweier Rotationsdatensätze aus angestrebter isolierter Bewegung im Sprunggelenk	108
Abbildung 23	Verteilung der Achse nach Gruppen geordnet	109
Abbildung 24	Korrelation des Feature SSI mit der Deviation der USGA	110
Abbildung 25	Korrelation des Feature SSI mit der Deviation der USGA	111
Abbildung 26	Korrelation des Feature SSI mit der Deviation der USGA	112
Abbildung 27	<i>M. soleus</i> EMG Verlauf über die Standphase .	121
Abbildung 28	Verlauf der Sehnen der einzelnen Köpfe des <i>M. triceps surae</i>	124
Abbildung 29	Vergleich der Ergebnisse mit Inman (1969) .	130
Abbildung 30	<i>Expectation-Maximization</i> -Klassifikator zur Trennung der Rotationsanteile aus OSG und USG	140
Abbildung 31	Teilsacan eines Malleous mit dem Elektromagnet und IMU	142

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Zusammenfassung USGA	34
Tabelle 2	Ergebnisse Reliabilitäts-Test Rotationsachse .	60
Tabelle 3	Ergebnisse aus der Reliabilitätsanalyse des Magnet-Zeigers	75
Tabelle 4	Ergebnisse des Reliabilitätstests <i>in-vivo</i> : Teil- versuch 1	87
Tabelle 5	Ergebnisse des Reliabilitätstests <i>in-vivo</i> : Teil- versuch 2.	89
Tabelle 6	Übersicht Studie RUNTIME	92
Tabelle 7	Spezifikationen der Gyroskope laut Daten- blatt des Herstellers	95
Tabelle 8	Ein- und Ausschlusskriterien der Studie RUN- TIME	95
Tabelle 9	Stichprobe	104
Tabelle 10	Ergebnisse der Orientierung der USGA	105

Abkürzungsverzeichnis

3D Dreidimensional

AZ Arizona

bspw. beispielsweise

CAD computer-aided design

C Celsius

cm Centimeter

CT Computertomografie

DASDV Difference Absolute Standard Deviation Value

EM Elektromagnet

EMG Elektromyographie

g Gramm

Hz Hertz

IAV Integrated Absolute Value

i. d. R. in der Regel

iEMG integriertes EMG

IMU Inertial Measurement Units

ISB internationale Vereinigung für Biomechanik

kg	Kilogramm
kHz	Kilohertz
Lig.	Ligamente
M.	<i>Musculus</i>
MA	Massachusetts
MAV₁	Modified Mean Absolute Value type 1
MAV₂	Modified Mean Absolute Value type 2
MEMS	Micro Electric Mechanic Systems
Mio	Millionen
min	Minute
Mm.	<i>Musculi</i>
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
MVC	maximum voluntary contractions
MW	Mittelwert
Nr.	Nummer
OSG	oberes Sprunggelenk
OSGA	obere Sprunggelenkachse
PCA	Principal Component Analysis

- RMS** Root Mean Square
- RMSE** Root Mean Square Error
- ROM** Range of Motion
- S.** Seite
- SD** Standardabweichung
- Sek.** Sekunde
- SSC** Slope Sign Change
- SSI** Simple Square Integral
- TA** *M. tibialis anterior*
- u.a.** unter anderem
- USA** United States of America
- USB** Universal Serial Bus
- USG** unteres Sprunggelenk
- USGA** untere Sprunggelenkachse
- V** Volt
- vgl.** vergleiche
- VAR** Varianz
- W** Watt
- WAMP** Willison Amplitude

WL Waveform Length

WI Wisconsin

z.B. zum Beispiel

ZC Zero Crossing

EINLEITUNG

'Es ist nicht zu bezweifeln, dass eine recht genaue Erkenntnis dess menschlichen und thierischen Körpers noch zu manchen andern für die Wissenschaft wichtigen und für die Künste und Gewerbe nützlichen Entdeckungen führen könne.'

- Gebr. Weber, aus *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge*,
1836 -

1

Problemstellung

Die Biomechanik ist eine Wissenschaftsdiziplin der Naturwissenschaften. Ihr Gegenstandsbereich ist die Beschreibung und Erklärung der Bewegung. Die fundamentale Grundlage bildet die Annahme der Einheit aus Form und Funktion. Bereits Giovanni Alfonso Borelli beschrieb Ende des 17. Jahrhunderts die Physiologie des Menschen auf Basis der anatomischen Strukturen und elementarer Mathematik. Er entwickelte mechanische Modellüberlegungen unter Einbezug der aktiven und passiven Eigenschaften der Muskulatur. Das Ziel der Beschreibung und Erklärung ist stets ein Erkenntnisgewinn. Die empirischen Wissenschaften kennen hierfür zwei Forschungsmethoden: Beobachtung und Experiment. Der Untersuchungsgegenstand wird durch Verfahren der quantitativen oder

qualitativen Erhebung beschrieben. Für die Erklärung verwendet man Hypothesen und Modelle. Aus einer Reihe an bewährten Hypothesen kann eine Theorie formuliert werden. Die höchste Form der Anwendung einer Theorie ist die Vorhersage. Die Aufklärung der

Ursache-Wirkungs-Beziehung ist nur durch das quantitativ empirische Experiment möglich. Die Anforderungen an die Verfahren innerhalb des Experiments sind hoch: Sie müssen valide, objektiv und reliabel sein.

Die orthopädisch-traumatologische Biomechanik im Speziellen motiviert den Erkenntnisgewinn über die Verbesserung der Prävention und Vermeidung von Überlastungsfolgen. Die untere Extremität ist dabei überdurchschnittlich häufig vertreten. Innerhalb der unteren Extremität zählt das Sprunggelenk zu den am häufigsten von Verletzungen betroffenen Strukturen im Sport (Gläser & Henke, 2010). Von den 1,25 Mio. Verletzungen 2010 im außerschulischen Sport, entfielen ca. 25% auf das Sprunggelenk. Einen gleichbleibenden Trend vorausgesetzt haben sich seitdem ca. 3,1 Mio. Sprunggelenkverletzungen im außerschulischen Sport allein in Deutschland zugetragen. Bereits 1999 beschrieb Alt (1999) den „Raum für mannigfaltige Verletzungs- und Schädigungsmuster“ im gesamten Fuß, entstehend durch die 26 Knochen knapp 100 Ligamente und 30 Muskeln. Die statistisch auffällig hohe Anzahl an Verletzungen wirft die Frage nach der Ursache auf und unterstreicht den Bedarf eines weiteren Erkenntnisgewinns.

Aus dem Einheitsprinzip zwischen Form und Funktion ergibt sich die Notwendigkeit beides möglichst vollständig zu beschrei-

ben. Die Komplexität der zu beobachtenden Strukturen ist die vorwiegende Herausforderung. Eine Reihe sehr präziser Verfahren zur Beschreibung der Form sind bereits bekannt. Als Beispiel sind die Untersuchung an Leichen oder bildgebende Verfahren wie die Computertomografie (CT) zu nennen.

Die Funktionsbeschreibung hingegen ist noch immer eine Herausforderung. Es kommen komplexe biomechanische Analyseverfahren zum Einsatz. Die Elektromyographie, als ein Verfahren zur Bestimmung der Muskelaktivität und die instrumentalisierte Bewegungsanalyse sind populäre Beispiele. Letztere fand ihren Ursprung in Arbeiten von Eadweard Muybridge im Auftrag des Lord Stanford. Mit einer Reihe an Fallkameras zeichnete er die Bewegung von Pferden auf, um der Frage nachzugehen, ob diese während der Fortbewegung zu irgendeinem Zeitpunkt keinen Kontakt zum Boden haben. Die von Muybridge zu lösende Problemstellung unterscheidet sich in einem Punkt grundlegend von der Aufgabe der Beschreibung der Funktionen der unteren Extremität: Ob ein Pferd im Galopp den Boden berührt, lässt sich von außen ohne weiteres beobachten. Die komplexe Gelenkbewegung, an deren Entstehung eine Vielzahl an Strukturen beteiligt ist, ist jedoch nur indirekt und zum Teil an der Oberfläche gar nicht beobachtbar. Das wiederum erklärt die Variationsbreite an vorgestellten Annäherungen, welche auf den Anwendungsfall bezogen kritisch bewertet werden müssen.

Eine generelle Unterteilung der Untersuchungsmethoden ist hinsichtlich der Untersuchungsbedingungen zu treffen. Man unterscheidet nach Methoden, welche die Funktion im (*in-vivo*) und außerhalb (*in-vitro*) des lebenden Organismus betrachten. Die *in-*

vivo Untersuchungen können weiter in Labor- und Feldstudien eingeteilt werden. Grundlegende Unterschiede zwischen beiden Untersuchungsmethoden sind die Stichprobengröße und die Ergebnisgenauigkeit. Letztere ist in Laborumgebungen deutlich höher, da (im Gegensatz zu Felduntersuchungen) eine Vielzahl möglicher Einflussfaktoren kontrolliert werden kann. Der große Aufwand verringert jedoch die möglichen Fallzahlen und damit die statistische Aussagekraft. Die Bewegungen zwischen Segmenten werden in der Regel (i. d. R.) durch mathematische Modelle zu meist vereinfacht in Form von Rotationsachsen beschrieben. Für die Bestimmung der Achsen wurden sowohl *in-vitro*, als auch *in-vivo* Verfahren entwickelt.

Die Verbesserung präventiver Strategien erfordert eine Beschreibung der Gelenkbewegung unter funktionellen Bedingungen. Das schließt *in-vitro* Ansätze, trotz der hohen Präzision der Ergebnisse, aus. Das verwendete Verfahren zur Beschreibung des Untersuchungsgegenstandes darf denselben nicht beeinflussen. *In-vivo* Verfahren, bei denen beispielsweise in den Knochen implantierte Marker eingesetzt werden, müssen daher kritisch gesehen werden. Andererseits verringert die indirekte Beobachtung an der Hautoberfläche die Reliabilität der Ergebnisse und wirft stets die Frage nach der Validität des Verfahrens auf. Aus diesem Umstand ergibt sich ein Optimierungsproblem für die Anwendung der Verfahren in biomechanischen Experimenten. Es gilt den Verlust an Genauigkeit gegen den Eingriff in die natürliche Funktion und das Erreichen statistisch relevanter Fallzahlen gegeneinander abzuwägen. Die optimale Beschreibung der untrennbaren Einheiten Form und Funktion bleibt aber Voraussetzung für den Erkenntnis-

gewinn und dadurch für die Theoriebildung und deren Anwendung in Form von Vorhersagen.

Die Aufklärung der Sprunggelenkanatomie ist weitestgehend durch etablierte Verfahren geschehen (bspw. Fick, 1911; Brockett & Chapman, 2016, u.a.). Der Erkenntnisgewinn aus den beschreibenden Studien zeigt übereinstimmend eine bemerkenswerte Variabilität in der Ausprägung der Gelenkpartner im Sprunggelenk. Das führt bis hin zur Größe und Anzahl der miteinander artikulierenden Gelenkflächen (Cho, Kwak & Kim, 2014). Daraus kann die Notwendigkeit einer individuellen Gelenkachsenbestimmung abgeleitet werden, wie sie bereits in den frühen Studien zur Untersuchung der unteren Sprunggelenkachse festgestellt wurde: „[...] the variation in the positions of the different axes is such that they require individual determination“ (Inman, 1969). Die Auswirkungen der gezeigten Varianz können mithilfe der mathematischen Modelle der Rotationsachsen, wie sie in anderen Gelenken zum Einsatz kamen (vgl. Bishop, Küpper, Fjeld, Kuntze & Ronsky, 2018), beschrieben und erklärt werden. Die großen Unterschiede in der inter-individuellen Ausprägung führen zur Notwendigkeit großer Fallzahlen, um statistische Analysen der Ursache-Wirkungs-Beziehungen durchzuführen. Schlussfolgernd, ist ein *in-vivo* Verfahren notwendig, das es möglich macht, eine große Zahl von Sprunggelenken funktionell, ethisch unbedenklich, ökonomisch und hinreichend genau zu bestimmen. Folgende methodische Ansätze zur Bestimmung der Gelenkachse konnten identifiziert werden:

- (i) Die Verbindung quasi-statischer Punkte eines sich bewegenden Segments (van den Bogert & Smith, 1994; Spooner & Kirby, 2006; Hochwald, 2007; Lewis, Cohen, Seisler, Kirby, Sheehan & Piazza, 2009).
- (ii) Die Krümmung der Artikulationsflächen kann als Teil einer Sphäre beschrieben werden. Die Verbindung zweier Sphärenzentren ist die gesuchte Gelenkachse (Parr et al., 2012).

Die Bestimmung der Krümmungsradien ist immer mit einem bildgebenden Verfahren verbunden und damit aufwendig und teuer. Somit kommt ausschließlich ein bewegungsanalytischer Ansatz in Frage. Die Verwendung aktiver oder passiver Marker ist ebenfalls aufwendig und erfordert eine nachträgliche Prozessierung der Daten. Die Arbeit von Hochwald (2007) steht als Ausnahme. Mit einem Ultraschall-Marker-basierenden System entwickelte er ein Verfahren zur Bestimmung der unteren Sprunggelenkachse, welches große Fallzahlen ermöglichte (Reule, Alt, Lohrer & Hochwald, 2011). Trotz der starken Optimierung gegenüber vorherigen Verfahren, ist der vorgestellte Ansatz noch zu fehleranfällig und nicht variabel genug. Als Alternative zu Marker-basierten Bewegungsanalysen werden vermehrt Inertial Measurement Units (IMU) verwendet (Filippeschi, Schmitz, Miezal, Bleser, Ruffaldi & Stricker, 2017). Mit Hilfe dieser Sensoren ist eine präzise Bestimmung einiger kinematischer Parameter möglich. Zudem sind sie kostengünstig, klein und vielseitig einsetzbar. Sie ermöglichen den Einsatz unter Feldbedingungen mit großen Fallzahlen. Es wurden bereits Lösungen zur Beschreibung von Gelenkachsen in der Literatur präsentiert (Seel & Schauer, 2012; McGrath, Fineman & Stirling, 2018).

Jedoch erlauben die Verfahren bisher lediglich die Bestimmung relativer Orientierungen der Segmente zueinander. In der Bestimmung der Orientierung individueller Gelenkachsen in Bezug auf die anatomische Struktur besteht ein Forschungsdefizit. Die Kenntnis über Orientierung und Lage der Rotationsachse ist aber zwingend notwendig, beispielsweise bei der Bestimmung entstehender Muskelmomente im Gelenk und damit für die Aufklärung von Form und Funktion. Schlussfolgernd ergibt sich die Zielstellung der vorliegenden Arbeit: Innerhalb der orthopädisch traumatologischen Biomechanik leistet die Arbeit einen Beitrag durch die Entwicklung eines neuen ökonomischen Verfahrens zur reliablen experimentellen Analyse der Ursache-Wirkungs-Beziehungen am unteren Sprunggelenk. Es werden die folgenden Schritte durchgeführt:

1. Entwicklung und Validierung eines Verfahrens zur Berechnung der Achse aus IMU in Bezug zu anatomischen Punkten.
2. Exemplarische Anwendung im biomechanischen Experiment.

BIOMECHANISCHER HINTERGRUND

'The foot consists of 26 bones controlled by 42 muscles and is held together by an almost unbelievable number of ligaments. Fortunately, in the normal performance of its major functions, many of these parts co-operate so closely that an initial workable concept of the foot can be based on very few units.'

Elftman, 1969

2

Theorie der Mechanik des Sprunggelenks

Das Interesse der Bewegungswissenschaft gegenüber dem Sprunggelenk ergibt sich aus dessen Rolle in der Fortbewegung. Bei nahezu jeder Form der Lokomotion ist der einzige Interaktionspartner mit dem Boden der Fuß. Nicht verwunderlich ist daher, dass das Sprunggelenk in einer Vielzahl an wissenschaftlichen Arbeiten untersucht wurde. *In-vivo* Untersuchungen betrachten immer eine Kombination aus beiden Gelenken. Obgleich von großem

Interesse war es bislang kaum möglich die Komplexität der Gelenkfusion und die daraus resultierenden Konsequenzen aufzuklären. Eine Zerlegung des gesamten Komplexes in das obere Sprunggelenk (OSG) und das untere Sprunggelenk (USG) konnte aber zu einem besseren Verständnis beitragen.

2.1 ANATOMIE

Das OSG bildet sich aus Tibia, Fibula und dem Talus. Die Trochlea des Talus fügt sich in die Aussparung des distalen Endes des Schienbeinknochens. Der Talus nimmt innerhalb des Sprunggelenkkomplexes eine Sonderrolle ein, da er ausschließlich passiv bewegt werden kann. Die passiven Stabilisatoren des Sprunggelenks werden in Anlehnung an Alt (1999) in Abbildung 2 dargestellt. Im klinischen Kontext wird das USG als Kombination aus dem talocalcaneal Gelenk und dem talocalcaneonavicular Gelenk verstanden (Bartoníček, Rammelt & Naňka, 2018). Im Kontext der vorliegenden Arbeit schränkt sich die Bezeichnung USG auf das talocalcaneal Gelenk ein. Der Calcaneus ist der am weitesten posterior gelegene, größte und stabilste Knochen im Fuß (Brockett & Chapman, 2016). Die Geometrie des Talus ist inter-individuell stark variabel. Das äußert sich unter anderem in Größe, Form und Anzahl der rotationsrelevanten Artikulationsflächen. Cho et al. (2014) rekonstruierten die Knochenform aus CT-Scans und teilten 61 Tali einer asiatischen Stichprobe in insgesamt vier Kategorien ein:

1. komplett getrennte Anterior- und Mittel-Facetten,

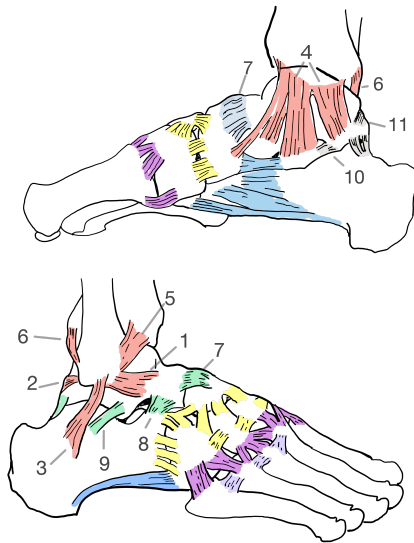


Abbildung 2: Passive Stabilisatoren im Fuß mod. nach Alt (1999, S. 10). Die Ligamente (Lig.) zwischen Tibia, Talus und Calcaneus sind wie folgt: 1) Lig. talofibulare anterius, 2) Lig. talofibulare posterius, 3) Lig. fibulocalcaneare, 4) Lig. tibiofibulare anterius, 6) Lig. tibiofibulare posterius, 7) Lig. talonaviculare, 8) Lig. talocalcaneare interosseum, 9) Lig. talocalcaneare laterale, 10) Lig. talocalcaneare mediale, 11) Lig. talocalcaneare posterius.

2. Anterior- und Mittel-Facetten sind verbunden, aber klar separierbar,
3. Anterior- und Mittel-Facetten sind verbunden aber unklar separierbar,
4. komplett „verschmolzene“ Anterior- und Mittel-Facetten und nur die Mittel-Facette ist vorhanden.

Die gezeigte anatomische Varianz aus einer asiatischen Stichprobe in der Grundgesamtheit vorausgesetzt kann eine ähnlich starke Varianz in der von der Anatomie abhängigen Rotationsachse angenommen werden.

2.2 ZU DEN AXSEN DES SPRUNGGELENKS

Die Rotationsachsen der Gelenke werden in der Literatur unterschiedlich dargestellt. Es lassen sich laut Alt (1999) drei Konzepte zur Beschreibung der Achsen ausmachen:

1. **Finite Achse:** als Ergebnis einer Mittelwertbildung in einem durch zwei willkürliche Positionen begrenzten endlichen Bewegungsabschnitt.
2. **Biphasische Achse:** die Kombination zweier bewegungsspezifischer finiter Achsen.
3. **Instantane/infinite Achse:** eine momentane Achse gebildet aus einer quasi kontinuierlichen Bewegungsanalyse mit annähernd unendlich kleinen Inkrementen zwischen den einen

Bewegungsabschnitt begrenzenden Positionen (vgl. Alt, 1999; Hochwald, 2007).

Die Achsen des Sprunggelenks liegen nicht orthogonal zueinander, sodass die Kinematik häufig als Bewegungsfusion beider Achsen beschrieben wird (Hochwald, 2007). Das OSG ermöglicht eine Plantar- und Dorsalflexion des Fußes. Die Achse verläuft medial nach lateral annähernd orthogonal zur Längsachse des Fußes ($84^\circ \pm 7^\circ$) und ebenfalls nahezu im rechten Winkel zur Längsachse der Tibia ($80^\circ \pm 4^\circ$) (Isman et al., 1969). Die Beschreibung entlang der Kardinalsebenen des Körpers bilden daher eine recht gute Annäherung an die Bewegung des OSG. Die Malleoli wirken bewegungseinschränkend, sodass das die Mehrheit der Autoren bislang von einer finiten Achse mit einem Freiheitsgrad ausgingen (vgl. Close, Inman, Poor & Todd, 1967; Isman et al., 1969; Inman, 1976; Leardini, O'Connor, Catani & Giannini, 1999b; Brockett & Chapman, 2016). Durch die konkave Kegelform der Trochleaoberfläche und die Schräge der Rotationsachse äußerten einige Autoren die Vermutung, dass das OSG besonders unter Belastung in mehr als einem Freiheitsgrad wirkt (vgl. Leardini, O'Connor, Catani & Giannini, 1999a; Demarais, Bachschmidt & Harris, 2002; Sheehan, Seisler & Siegel, 2007; Sheehan, 2010). Außerdem beschrieb Fick (1911), dass es bei einer maximalen Dorsalflexion zu einer Auseinanderdrängung der beiden Unterschenkelknochen kommt. Auf Grund der stabilisierenden Wirkung der Syndesmose beläuft sich die Spreizung aber auf lediglich 2-3 mm. Dies lässt den Schluss zu, dass Scherkräfte, die während der Lokomotion auf den Talus wirken eine ähnliche Wirkung auf die Unterschenkelknochen haben

könnten, welche eine Rotation des Talus in Frontal- und Transversalebene ermöglichen. Leardini et al. (1999a) diskutierten, ob die obere Sprunggelenkachse (OSGA) mit einer dem Knie sehr ähnlichen Roll-Gleitbewegung beschrieben werden kann. Hauptsächlich argumentierten die Autoren mit den unterschiedlich großen Artikulationsflächen und den unterschiedlichen Krümmungsradien von Talus und Tibia. Das geometrische Modell der Autoren prädizierte eine mögliche anterior-posterior Translation von ca. 10 mm. Experimentell wurden bis dato jedoch Translationen der OSGA unter Belastung von max. 3 mm gezeigt (Siegler, Udupa, Ringleb, Imhauser, Hirsch, Odhner, Saha, Okereke & Roach, 2005).

Die untere Sprunggelenkachse (USGA) verläuft von anterior dorso-medial nach posterior plantar-lateral. Die Orientierung der Achse ermöglicht eine Inversion und Eversion in der Frontalebene und eine Adduktion und Abduktion in der Transversalebene. Die Orientierung der unteren Sprunggelenkachse wurde üblicherweise durch zwei Winkel ausgedrückt (Abbildung 3): Die *Inclination* beschreibt den Winkel, der mit der Transversalebene, und die *Deviation* den Winkel, der mit der Mittellinie des Fußes aufgespannt wird. Neben diesen fast durchgehend verwendeten Bezugsgrößen nennen Isman et al. (1969) noch weitere mögliche Beschreibungsgrößen. Der *Inclinationswinkel* wurde fast übereinstimmend mit ca. 42° angegeben. Obgleich vielfach in der Literatur beschrieben herrscht kein Konsens über den *Deviationswinkel* der USGA (Manter, 1941; Inman, 1976; Jones, 1945; Lewis et al., 2009; Piazza, 2005; Kirby, 2001; van den Bogert & Smith, 1994; Arndt, Westblad, Winson, Hashimoto & Lundberg, 2004; Spooner & Kirby, 2006; Beimers, Maria Tuijthof, Blankevoort, Jonges, Maas & van Dijk, 2008; Roach,

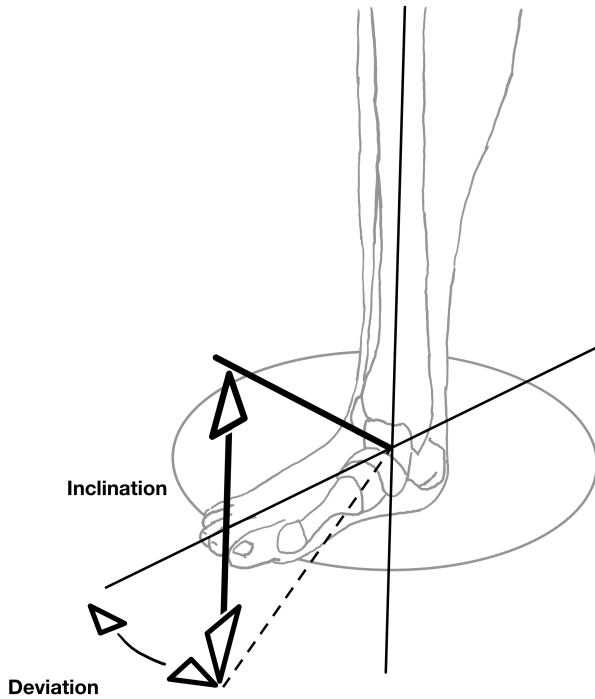


Abbildung 3: Der *Inclinationswinkel* wird gebildet mit der Transversalebene und der *Deviationswinkel* mit der Mittellinie des Fußes mod. nach Lundberg & Svensson (1993).

Foreman, Barg, Saltzman & Anderson, 2017; Reule et al., 2011; Nichols, Roach, Fiorentino & Anderson, 2017, u.a). Eine Fülle an methodischen Zugängen, eine schlicht nicht nachvollziehbare Diversität an Beschreibungsgrößen und die inkonsistent verwendete Nomenklatur lassen einen direkten Vergleich der Arbeiten nicht zu. So scheint beispielsweise die Definition der Mittellinie des Fußes fast willkürlich. Es konnten mindestens drei unterschiedliche Definitionen identifiziert werden. In der Kadaverstudie von Mauter (1941) wurde die Mittellinie über die lineare Verbindung zwischen Metatarsalgelenk 1 und Metatarsalgelenk 2 und der Mitte der Achillessehneninsertion definiert. van den Bogert & Smith (1994) und Leardini (2001) definierten den Durchstoßpunkt der Mittellinie am Vorfuß durch das zweite Metatarsalgelenk und Inman (1976) schnitt den Vorfuß zwischen Metatarsal 2 und 3. Piazza (2005) unternahm den Versuch einer Zusammenfassung der bis dato berichteten Achsorientierungen in welcher der *Deviationswinkel* zusätzlich korrigiert wurde, um die Vergleichbarkeit unter den Ergebnissen zu leisten. Selbst nach der Angleichung der Mittellinie streuten die Angaben der *Deviation* zwischen 9° - 26° . Ebenso wie eine einheitliche Definition der Bezugsgrößen fehlt ein Konsens über die Freiheitsgrade der Achse. Die Mehrheit der Autoren ging bislang von einer monoaxialen Gelenkbewegung mit einer fixen Achse oder einer Schraubenbewegung aus. Einige Autoren berichteten biphasische Gelenkachsen. Leardini, Stagni & O'Connor (2001) beispielsweise zeigten Ergebnisse, die im Kontrast zur Vorstellungen eines Scharniergelenks im USG stehen. Dennoch lehnten die Autoren eine Vorstellung weiterer offener Freiheitsgrade im Gelenk ab. Vielmehr diskutierten sie einen möglichen Schlupf

im Gelenk, der nur durch die Dehnung und Deformation der umliegenden Bänder entsteht. Eine dritte Autorengruppe ging von einem komplexen Gelenk mit vielen Freiheitsgraden oder einer infiniten Achse aus. Maßgeblich ist, dass alle Autoren eine „außerordentliche Varianz“ (Alt, 1999) feststellten. Eine vollständige Zusammenfassung der in der Literatur vorhandenen Beschreibungen der USGA ist in Tabelle 1 zu finden.

2.3 KONSEQUENZEN DER SCHRÄGEN ACHSE

Die biomechanischen Konsequenzen aus der Variabilität der Achse können in aktive und passive mechanische Konsequenzen unterteilt werden. Die passive Mechanik beschreibt dabei die Resultate externer Kräfte auf die Gelenke. Die aktive Mechanik beschäftigt sich mit den entstehenden internen Momenten durch Muskelkontraktion. Beide stehen in enger Interaktion miteinander, insbesondere bei der Frage nach Überlastungsfolgen, welche i. d. R. durch ungünstige Kombinationen aus internen und externen Momenten entstehen. Unter dem Blickwinkel, dass sich das Sprunggelenk evolutionär in der Folge des aufrechten Gangs entwickelt hat, ist es sinnvoll die Mechanik vorwiegend während der Fortbewegung zu betrachten. Die Standphase des Gangs lässt sich in zwei zeitlich etwa gleich lange Phasen unterteilen. Die erste Hälfte gilt als „couching“ oder exzentrische Phase, in der die Beschleunigung des Körperschwerpunktes in Richtung Boden abgebremst werden muss. Danach folgt die Vortriebsphase, in der der Körperschwerpunkt hauptsächlich konzentrisch wieder beschleunigt wird. Beim initia-

len Kontakt ist das Sprunggelenk leicht supiniert, beginnt dann aber sofort eine Pronation. Es wurde vermutet, dass diese erste Pronationsbewegung eine Anpassung an unebene Untergründe beim Laufen zur Aufgabe hat (Inman, 1969; Lundberg & Svensson, 1993; DeLeo, Dierks, Ferber & Davis, 2004). Olerud & Rosendahl (1987) kamen weiterführend zu dem Schluss, dass das USG maßgeblich zur die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts beiträgt, sobald nur ein Bein Kontakt zum Boden hat. Nach dem Pronationsmaximum bei ca. 10% der Standphase kommt es zu einer kontinuierlichen Supination bei gleichzeitiger Plantarflexion.

2.3.1 *Passive Mechanik*

Das inter-individuelle Bewegungsausmaß im USG ist stark variabel. Folgt man der einfachen mechanischen Vorstellung des Talus als rotierender Zylinder, können die Rotationen des USG in den jeweiligen anatomischen Ebenen wie in Abbildung 4 dargestellt beschrieben werden. Liegt die Achse des USG senkrecht zu einer der anatomischen Ebenen findet die Rotation ausschließlich in dieser Ebene statt. Die Schrägheit der Achse (wie in D) hat jedoch zur Folge, dass Rotationsanteile auf alle drei Ebenen anfallen. Aus dem Zylindermodell lässt sich ableiten, dass die Rotationsanteile und daraus folgend das Bewegungsausmaß in den Ebenen durch die Orientierung der Achse determiniert sind. Ist der Fuß während der Standphase beim Gehen am Boden fixiert, ist eine Rotation in der Transversalebene des Calcaneus relativ zum Talus nur bedingt möglich. Um den während der Pronation entstehenden transversal-

len Rotationsanteil durchzuführen wird dieser an den Talus weitergegeben. Durch die enge Einfassung des Talus in die Trochlea der Tibia kommt es zu einer Innenrotation der letzteren (DeLeo et al., 2004). Levens, Inman & A (1948) berichteten bereits von einem Bewegungsausmaß von bis zu 15° (vgl. Piazza, 2005). Auch Inman (1969) zeigte Rotationsbewegungen der Tibia zwischen 13° - 25° (Mittelwert 19°) bei fixiertem Calcaneus und vermuteten erstmals die USGA als ursächlich. Diese Datenlage unterstützt die Annahme einer Transformationsfunktion des USG. Olerud & Rosendahl (1987) sahen eine Bewegungstransformation sogar als notwendig, um die bei der Fortbewegung entstehenden Momente zu tolerieren und teilweise über das Knie und die Hüfte abzufangen. Inman (1969) lieferte ein einfaches mechanisches Modell mit einer aufgerichteten Achse zur Veranschaulichung der Rotationstransformation (siehe Abbildung 5). Eine Pronation im USG hat eine Innenrotation der Tibia zur Folge und umgekehrt. Der Zusammenhang der Orientierung der USGA mit der Aufteilung der verschiedenen Rotationskomponenten in den anatomischen Ebenen wurde auch von Tomaro, Burdett & Chadran (1996) diskutiert, jedoch experimentell noch nicht überprüft.

In-vivo bestimmten zuletzt Fischer, Willwacher, Hamill & Brüggemann (2017) mit einer dreidimensionalen Bewegungsanalyse mit reflektierenden Markern die Tibiarotation beim Laufen ($3.5\text{m/s} \pm 5\%$). Die 104 Probanden zeigten im Mittel ein Rotationsausmaß von $13^\circ \pm 3^\circ$, mit einer Spanne von knapp 6° - 24° . Die Autoren konnten weiter einen Zusammenhang des Bewegungsausmaßes des Sprunggelenks in Transversal- und Frontalebene und der Ti-

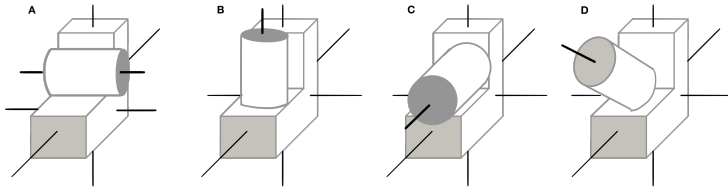


Abbildung 4: Rotationen eines starren Körpers um verschiedene Drehachsen: A senkrecht zur Sagittalebene, B senkrecht zur Transversalebene und C senkrecht zur Frontalebene. D zeigt eine Drehachse, die Anteile in allen drei Ebenen aufweist; mod. nach Alt (1999)

biarotation feststellen. Einen Zusammenhang mit der Orientierung der USGA konstruierten die Autoren nicht.

Unter Einbezug einer inter-individuell stark variierenden Orientierung der Rotationsachse des USG, den Verteilungen der Rotationskomponenten in verschiedenen Ebenen aus dem Zylindermodell und der Krafttransmission, erklärt durch das „mitered hinge“ Modell (Inman, 1969), lassen sich sowohl die Rotationen der Tibia bei fixiertem Calcaneus als auch die große inter-individuelle Spanne im Bewegungsausmaß als Funktion der USGA-Orientierung erklären. Andererseits müsste man bei einem funktionellen Zusammenhang, wie von Inman (1969) beschrieben, einen direkt proportionalen Rotationsübertrag des Calcaneus auf die Tibia ableiten. Dementgegen stehen die Ergebnisse von Olerud & Rosendahl (1987), die die Input-Output-Relation zwischen Tibia und Rückfuß-

rotation *in-vitro* untersuchten. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass pro 0.44° Tibiarotation je 1° Supination des Fußes stattfindet. Die Autoren beschrieben den Zusammenhang als linear über den Bewegungsumfang des Gelenks. Zudem zeigte sich eine geringere Torsionstransmission in einer dorsalflektierten Position des OSG als in einer Plantarflexion. Auch andere Autoren zeigten keinen proportionalen Zusammenhang zwischen der Eversion im Sprunggelenk und der Tibia-Innenrotation. Mit intrakortikalen Knochenpins zeigten Stacoff, Nigg, Reinschmidt, van den Bogert & Lundberg (2000) ein Calcaneuseversions-Tibiainnenrotations-Verhältnis von

$$1 \frac{\theta_{\text{Calcaneus}_{\text{max}}}}{\theta_{\text{Tibia}_{\text{max}}}} = 0.58 \pm 0.24.$$

Auch McClay & Manal (1997) zeigten im Experiment mit neun reflektierenden Oberflächenmarken an der unteren Extremität ein Verhältnis von 0.65 ± 0.24 bei neun gesunden Läufern. Zudem diskutierten sowohl Stacoff et al. (2000) als auch McClay & Manal (1997) und DeLeo et al. (2004) eine zeitliche Asynchronität zwischen dem maximalen Eversionswinkel im USG und der maximalen Tibia-Innenrotation. Die Autoren kamen übereinstimmend zu dem Schluss, dass es ebenso zu Transversalebene-rotation des Talus bei geschlossenen kinetischen Ketten und insbesondere während der ersten Hälfte der Standphase kommt. Demnach würde diese zeitlich vor der Tibiarotation stattfinden und sowohl die Asynchronität als auch die Nichtproportionalität der Range of Motion (ROM) erklären.

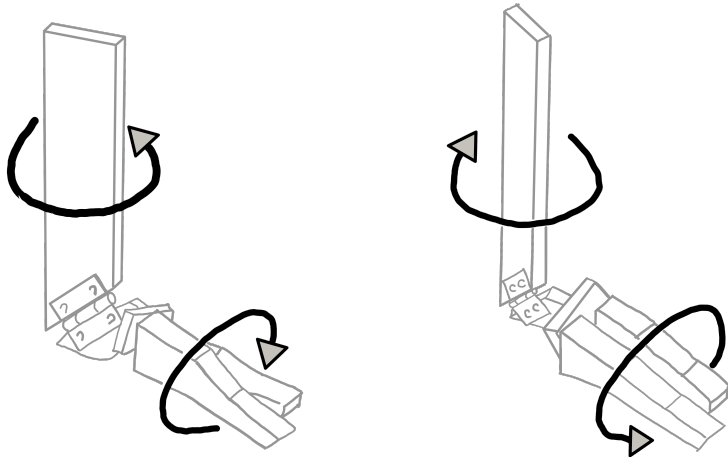


Abbildung 5: Transformation der Rotationen zwischen Fuß und Unterschenkel nach Inman (1969). Eine Pronation im USG hat eine Innenrotation der Tibia (links) zur Folge und umgekehrt. Abbildung mod. nach Monk et al. (2013)

2.3.2 Aktive Mechanik

Über die Insertion der Achillessehne am Tuber calcanei wirken der *M. triceps surae* und der *M. pantaris* hauptsächlich als Plantarflexoren. Die weiteren Muskeln, die im Sprunggelenk als Dorsalflexoren und Rotatoren wirken, inserieren im Mittel- und Vorfuß. Die Muskelstrukturen im Sprunggelenk sind in zweierlei Hinsicht von großer Bedeutung für die theoretische Vorstellung der Gelenkfunktionen. 1) Durch Kontraktion bewegen sie das Sprunggelenk und 2) haben sie die zentrale Aufgabe der aktiven Stabilisation. Mechanisch reduziert sich letztere auf den Ausgleich externer Kräfte, die in Form von Drehmomenten Bewegungen in den Gelenken auslösen. Das Drehmoment ist in Formel 2 dargestellt und von der aufgebrachten Kraft F und dem Hebelarm s abhängig. Setzt man die große Varianz im Sprunggelenk voraus, können die Hebelarme einiger Muskeln zwischen Personen stark variieren oder sogar bei gleichen Muskelgruppen in entgegengesetzte Richtungen zeigen (Klein, Mattys & Rooze, 1996).

$$2 \quad M = F * s.$$

In-vitro Untersuchungen der Hebelarme der *Mm. tibialis anterior*, *tibialis posterior*, *flexor hallucis longus*, *triceps surae*, *peroneus longus* & *peroneus brevis* im unteren Sprunggelenk an 10 Präparaten zeigten eine auffällige inter-individuelle Varianz, nachgewiesen durch hohe Standardabweichungen. Außerdem bemerkten die Autoren bezüglich des *M. tibialis anterior*:

„Shortening of tibialis anterior muscle induced only a small inversion, and even in some specimens this muscle exhibited an eversion moment arm... “ (Klein et al., 1996)

Phillips & Lidtke (1992) bestimmten die individuelle *Deviation* in Anlehnung an Kirby (1987) bei 62 Versuchspersonen. Stark vereinfacht berechneten sie Gelenkmomente in Abhängigkeit der Lage USGA zu den Metatarsalköpfen. Mit Einschränkungen zeigten sie eine Verringerung des Netto-Drehmoments um das zehnfache bei einer um 8° verringerten *Deviation*. Aus diesen Arbeiten lässt sich für 1) schlussfolgern, dass Gelenkbewegungen eines isoliert kontrahierten *M. tibialis anterior* in Abhängigkeit der Achsenorientierung divergiert. Eine Projektion der Sehnenansätze auf die talocrurale Transversalebene veranschaulicht den Einfluss der USGA auf invertorische und evertorische Auswirkungen des *M. tibialis anterior* (Abbildung 6). Im Falle eines großen Pronationsmoments beim initialen Kontakt kann die stabilisierende Wirkung der iverionswirksamen Muskeln durch einen vergrößerten senkrechten Abstand zur USGA gesteigert werden. Für 2) bedeutet das, dass bei einer größeren *Deviation* und gleicher Muskelkontraktion ein geringeres (stabilisierendes) Inversionsmoment aufgebracht wird, welches eine erhöhte Frontalebene-rotation zur Folge haben könnte.

2.4 USG UND ÜBERLASTUNGSFOLGEN

Der hypothetische Zusammenhang zwischen der individuellen Gelenkanatomie und chronischen und akuten Überlastungen der Struk-

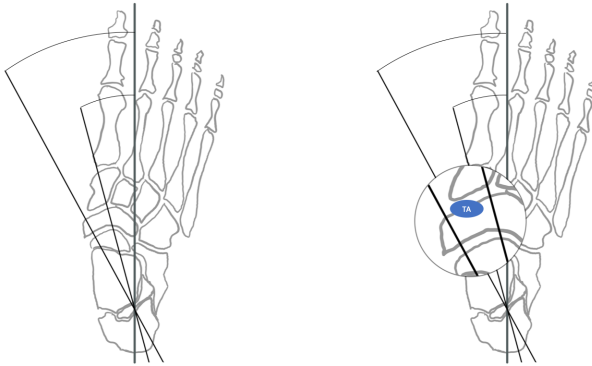


Abbildung 6: Rotationsachse und Muskelansatz des *M. tibialis anterior* (TA) im Sprunggelenk: Die Abbildung veranschaulicht stark vereinfacht die Ergebnisse aus Klein et al. (1996). Bei kleiner *Deviation* verläuft die Rotationsachse medial am Ansatz des TA vorbei. Das Bewegungsergebnis ist demnach eine Supination in Kombination mit einer Dorsalflexion. Bei vergrößerter *Deviation* verläuft die Achse lateral am Ansatz des TA. Die vorhergesagte Bewegung ist eine Dorsalflexion in Kombination mit einer Pronation.

turen der unteren Extremität wurde in der Literatur mehrfach, allerdings wenig spezifiziert, angesprochen. Neben der Rückfußbewegung in der Frontalebene wurde besonders die sehr große inter-individuelle Variationsbreite der Lage der Sprunggelenkachsen diskutiert (Phillips & Lidtke, 1992; McClay & Bray, 1996). McClay & Bray (1996) schienen bereits einen möglicherweise verletzungsrelevanten Zusammenhang vorwiegend in der Bewegungs- transformation durch die Orientierung USGA zu sehen. Dieses Erkenntnis zeigte sich indem sie schrieben:

„One might also suppose that a lower inclined STJ axis with greater calcaneal eversion would predispose one to greater injuries to the foot, whereas a higher inclined axis with greater tibial rotation would result in a stronger predisposition for knee injuries.“ (McClay & Bray, 1996)

Zum selben Schluss kamen auch Piazza (2005): „the nature of the transmission of rotation between the foot and lower leg [...] have consequences that are related to the etiology of injuries and the treatment of foot problems“. Pierrynowski, Finstad, Kemecey & Simpson (2003) zeigten, dass sich die *Inclination* zwischen Probanden mit einer Verletzungshistorie im Knie signifikant von Probanden mit vorangegangenen Fußbeschwerden unterschieden ($43.9^\circ \pm 5.5^\circ$ für Kniebeschwerden und $36.8^\circ \pm 7.3^\circ$ für Fußbeschwerden). Die Gruppen (n=16/ Gruppe) wurden über eine Schmerzskala eingeteilt. Der mögliche zugrundeliegende Verletzungsmechanismus wurde in der Arbeit nicht angesprochen.

Laut DeLeo et al. (2004) wurde die von Tiberio (1987) aufgestell-

te Hypothese oft zitiert. Tiberio (1987) geht davon aus, dass die Innenrotation der Tibia, ausgelöst durch eine übermäßige Pronationsbewegung im Sprunggelenk während der Fortbewegung zu einer Kompensationsbewegung des Femur führt. Laut Autoren ist eine „exzessive“ Innenrotation des Femur nötig, um die relative Außenrotation des Knies zu ermöglichen, die für einen stabilen Gang nötig ist. Weiter stellten die Autoren die Hypothese auf, dass diese Kompensationsbewegung zu starken Kontaktkräften an der Patella führt, welche sogar Knorpelverletzungen zur Folge haben können und zu patella-femorale Schmerzen führen können. Bislang fehlt eine empirische Überprüfung. Die erhöhte Frontalebene-rotation des USG wurde weiterführend von anderen Autoren als möglicherweise schädigend für umliegende Strukturen vermutet (Messier & Pittala, 1988; Hreljac, Marshall & Hume, 1999; Ferber, Hreljac & Kendall, 2009; Lersch, Grötsch, Segesser, Koebke, Brüggemann & Potthast, 2012). Dabei wurden sowohl Konsequenzen für das Knie – wie bei Tiberio (1987) – als auch die Achillessehne formuliert. Lersch et al. (2012) zeigten *in-vitro*, dass die Beanspruchung der Achillessehne maßgeblich von der Fußkinematik beeinflusst wird und forderten daher einen Einbezug der Fußrotation in die klinische Diagnostik. Der größte Anstieg in der Beanspruchung der Achillessehne wurde auf die Rotation des Calcaneus in der Frontalebene zurückgeführt. Demgegenüber stehen die Ergebnisse von Hintermann & Nigg (1998) bei denen 40-50% der Läufer mit ausgeprägter Pronation keinerlei Symptome von Überlastungsschäden aufwiesen. Ebenso konnten van Gent, Siem, van Middelkoop, van Os, Bierma-Zeinstra & Koes (2007) keinen Zusammenhang der „Überpronation“ mit einer erhöhten Verletzungshäufig-

keit feststellen. Ungeklärt bleibt, wie von Barton, Levinger, Menz & Webster (2009) in ihrem Übersichtsartikel dargelegt, die Ursache-Wirkungs-Beziehung der Pronation und Pronationsgeschwindigkeiten im Rückfuß und den auftretenden Beschwerden. Die Tatsache, dass einerseits nicht alle Läufer mit einer sogenannten „Überpronation“ Beschwerden entwickeln und andererseits Läufer mit Achillessehnenbeschwerden zum Teil nur wenig Pronation beim Laufen zeigen, verdeutlicht die Notwendigkeit, weiter nach individuellen modulierenden Faktoren diesbezüglich zu forschen. Dass die Verletzungsprävalenz direkt mit der Orientierung der USGA in Zusammenhang gebracht werden könnte, haben bspw. Reule et al. (2011) gezeigt. Retrospektiv untersuchten sie Läufer (n=614) mit Achillessehnenbeschwerden im Vergleich zu gesunden Läufern und stellten signifikant unterschiedliche Orientierungen der USGA fest. Für die Ausbildung der Beschwerden führten die Autoren unter anderem die durch den Verlauf der Achse entstehenden Muskelhebelarme als ursächlich an. Betrachtet man außerdem noch die Lage der wichtigsten Sprunggelenkmuskeln in Relation zur Achse des unteren Sprunggelenks, so wird deutlich, dass die starke Variabilität dieser Achse auch erhebliche Konsequenzen auf die wirksamen Hebelarme der entsprechenden Muskeln hat und damit deren Muskelkraftmomente maßgeblich beeinflusst (Phillips & Lidtke, 1992; Klein et al., 1996). Die in Kapitel 2.3.2 angeführte stabilisierende Wirkung der invertorisch und evertorisch wirkenden Muskulatur kann als ein, vorwiegend für akute Überlastungen, wichtiger Faktor gesehen werden. Als zusätzliche potentiell schädigende Belastungsquelle für die Achillessehne wurden einseitige Aktivierungen der einzelnen Köpfe des *M. triceps surae*

diskutiert (Gallo, Plakke & Silvis, 2012). Insbesondere vermuteten die Autoren bei Laufsportlern Mikrotraumata in Folge einer zyklischen einseitigen Belastung als ursächlich für Achillessehnenkrankungen und chronische Überlastungsschäden. Folgt man der Argumentation aus Reule et al. (2011), könnte die Orientierung der USGA ursächlich für einseitige Ansteuerungsprofile im *M. triceps surae* sein. Ab einer bestimmten *Deviation* der USGA läuft diese an der Insertionsfläche der Achillessehne vorbei. Einseitig dominante Drehmomente im USG beim Fußaufsatz könnten die Folge sein.

2.5 ZUSAMMENFASSUNG

Die Analyse der Literatur lässt den Schluss zu, dass einfache mechanische Analogien, wie die von Inman (1969) nicht ausreichen, um die komplexe Funktionsweise des Sprunggelenks abschließend zu erklären. Vor allem die Aufnahme und mögliche Weitergabe externer Kräfte an proximal liegende Strukturen macht das USG zu einer bedeutenden biomechanischen Struktur. Die Relevanz der Bestimmung der USGA wird wegen einer bemerkenswerten interindividuellen Variabilität, der Rolle im aufrechten Gang und vor dem Hintergrund häufiger Verletzungen diskutiert. Die Unkenntnis über die Ursache-Wirkungs-Beziehung wird als Forschungsdefizit erkannt.

Achse des unteren Sprunggelenks.

	Mittelwert (in °)		
	Inclination	Deviation	N
Manter (1941)	42	16	16
Close et al. (1967)	42	16	3
Inman (1976)	41	23	46
Root (1973)	41	17	22
Downing, Klein & D'Amico (1978)	43	18	50
van Langelaan (1983)	41	26	10
Lundberg & Svensson (1993)	29	29	6
van den Bogert & Smith (1994)	37.4	18	14
Alt (1999)	36	7.8	22
Leardini et al. (2001)	53	38	6
Payne, Munteanu & Miller (2003)	–	9	47
Arndt et al. (2004)	34	20	2
Hochwald (2007)	28.1	3.4	97
Lewis, Kirby & Piazza (2007)	38.2	21.3	6
Beimers et al. (2008)	9.5	23.6	20
Lewis et al. (2009)	33.4	18.0	6
Sheehan (2010)	Variable	Variable	25
Reule et al. (2011)	42	11	614
Parr et al. (2012)	45.5	5	58
Cho et al. (2014)	47.6	12.6	61

Tabelle 1: Zusammenfassung der Studienergebnisse zur unteren Sprunggelenkachse.

METHODOLOGISCHER HINTERGRUND

'Describing a real-world problem in a mathematical way by what is called a model, such that it becomes possible to deploy mathematical tools for its solution. The accuracy of the description should be limited, in order to make the model not unnecessarily complex'

Sjoerd W. Rienstra

3

Bestimmung der Rotationsachse

3.1 VERFAHREN ZUR BESTIMMUNG DER USGA

Die vielseitigen Ansätze zur Bestimmung der USGA ergeben sich aus der Komplexität des Gelenks. Der Anteil der Talusbewegung an der Gesamtkinematik ist das hauptsächliche Problem. Fehlende knöcherne Repräsentationen an der Hautoberfläche machen es unmöglich die Bewegung extern zu bestimmen. Frühe quantitative Untersuchungen wurden an Leichenpräparaten durchgeführt. Die *in-vitro* Untersuchungen zeigten eine große Variabilität in der Lage

der Achse. Jedoch bemerkten die Autoren bereits die eingeschränkte Aussagekraft des *in-vitro* Zugangs über die Gelenkfunktion:

„There are many factors that influence joint motion, such as the shape of articular surfaces; constraints due to ligaments, capsules, and tendons; and forces transmitted through the joint, which are important because of the elasticity of the tissues involved, particularly cartilage.“ (Isman et al., 1969, S.99).

Auf Grund des *in-vitro* Zugangs sind die Verfahren für die vorliegende Arbeit ungeeignet und werden nicht näher beschrieben. Detaillierte Informationen sind in den zugehörigen Studien zu finden (Manter, 1941; Isman et al., 1969; Root, 1973; Inman, 1976; Leardini, 2001; Alt, 1999; Sheehan et al., 2007). Eine Beobachtung des Resultats realistischer Kräfte auf die natürliche Bewegung des Sprunggelenks ist nur *in-vivo* möglich. Die bisher vorgestellten Verfahren umfassen sowohl bildgebende und invasive Verfahren (van Langelaan, 1983; Lundberg & Svensson, 1993; Arndt et al., 2004; Sheehan et al., 2007; Parr et al., 2012; Nichols et al., 2017) als auch aktive und passive Oberflächenmarker (Kirby, 1987; van den Bogert & Smith, 1994; Alt, 1999; Spooner & Kirby, 2006; Hochwald, 2007; Lewis et al., 2009). Es kann nicht davon ausgegangen werden, dass mechanisch-invasive Methoden den Untersuchungsgegenstand unbeeinflusst lassen. Die Untersuchung der USGA mit Hilfe von Röntgenaufnahmen ist auf Grund der Strahlenbelastung ethisch bedenklich. Ein diagnostischer Einsatz an großen Fallzahlen ist zudem aus ökonomischer Sicht nicht denkbar. Die Ansätze von van Langelaan (1983), Lundberg & Svensson (1993) und Arndt

(surface.u3d)

Abbildung 7: Bestimmung der USGA nach Parr et al. (2012). An die Artikulationsfläche angenäherte Spähren liefern das Rotationszentrum der Geometrie. Die Verbindung zweier Rotationszentren stellt die Rotationsachse dar.

et al. (2004), welche Marker intrakortikal an den Segmenten des Sprunggelenks anbrachten, sind damit kritisch und aus Sicht der Problemstellung der vorliegenden Arbeit nicht zielführend. Ähnliches gilt für den Ansatz von Parr et al. (2012), welcher die Rotationsachse als lineare Verbindung der Rotationszentren der einzelnen Artikulationsflächen modellierte (Abbildung 7). Die Redukti-

on allein auf die Anatomie wurde bereits in frühen *in-vitro* Studien kritisch angemerkt (vgl. Inman, 1969). Die näher zu beleuchtenden Verfahren sind alle übrigen *in-vivo* Verfahren. Die Vorgehensweise wird hinsichtlich der wissenschaftlichen Haupt- und Nebengütekriterien eingeschätzt.¹

Kirby (1987) stellte eine einfache Methode zur Bestimmung der *Deviation* der Achse vor. An 200 Probanden mit intakten Sprunggelenken bestimmte er die Lage der USGA. Durch Druck auf verschiedene Punkte auf der *planta pedis* bei gleichzeitig horizontal gelagerter und fixierter Tibia wurde ermittelt, ob sich eine Inversion, Eversion oder gar keine Bewegung im USG ergab. Nach diesem Vorgehen ließen sich sechs bis acht Punkte markieren, deren lineare Verbindung nach Meinung der Autoren die USGA darstellt (Abbildung 8). Im besten Fall kann mit diesem Vorgehen die zweidimensionale Projektion der USGA auf die Transversalebene ermittelt werden. Die *Inclination* bleibt unbekannt. Bemerkenswert ist, dass in dieser Arbeit zum ersten Mal eine laterale *Deviation* der USGA bestimmt wurde, mit einem Verlauf von dorsal-medial nach ventral-lateral. Fragwürdig ist, ob die Genauigkeit dieser Methode ausreicht, um den lateralen Verlauf als gesichert zu betrachten. Das Verfahren postuliert grundlegend eine Bewegung im USG als Resultat reiner passiver Mechanik durch die extern aufgebrachten Kräfte. Es ist denkbar, dass eine geringe Muskelaktivität wäh-

¹ Die Hauptgütekriterien der Wissenschaft sind Objektivität, Reliabilität und Validität. Die Einschätzung der Validität kann im Zusammenhang mit einem latenten Konstrukt nur auf Basis logischer Überlegungen erfolgen. Die Nebengütekriterien werden je nach Autor unterschiedlich angegeben. Vorwiegend soll hier die Ökonomie und Nützlichkeit abgefragt werden (Bortz, 2005).

rend der Palpierung der Fußsohle die entstehende Bewegung beeinflusst. Der einfache Ansatz ist sehr ökonomisch und ermöglicht Felduntersuchungen. Wegen der zweidimensionalen Darstellung und der fragwürdigen Genauigkeit fehlen dem Verfahren zwingende Voraussetzungen für umfassende Analysen im Sprunggelenk.

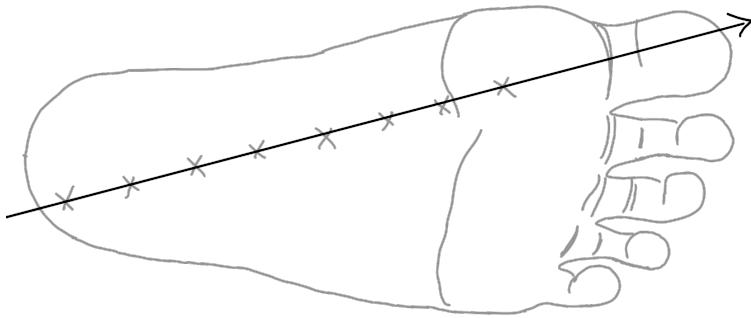


Abbildung 8: Bestimmung der USGA nach Kirby (1987). Die Kreuze markieren diejenigen Punkte, an denen es bei punktuellm Druck zu keiner Bewegung im USG kommt. Die lineare Verbindung der Punkte entspricht laut Autoren der USGA. Abbildung mod. nach Kirby (1987, S. 233)

Ein dreidimensionaler Ansatz zur einfachen Bestimmung der Lage der USGA wurde von Spooner & Kirby (2006) vorgestellt. Sie verwendeten eine Vorgehensweise, welche von Morris & Jones (1994) beschrieben wurde. Ein Netz aus orthogonal zueinander ausgerichteten Kreuzen wurde auf die Haut am Calcaneus und auf den vermuteten Durchstoßpunkt der Achse am Talus aufgemalt.

Bei passiver Bewegung des USG wurde jeweils das Kreuz ermittelt, welches die geringste Bewegung aufwies. Eine mechanische lineare Verlängerung zur Achse wurde daraufhin an die Durchstoßpunkte angebracht. Der Verlauf der Achse wurde durch reine Beobachtung bestimmt und war somit nicht hinreichend objektiv. Eine Abschätzung der Ungenauigkeit durch die Schätzung des Testers bleiben die Autoren schuldig. Für einen inter-individuellen Vergleich ist der Bezug auf ein anatomisches Koordinatensystem nötig. Das erfordert eine zusätzliche Analyse. Der mechanisch komplexe Aufbau, um die Achse für ein externes System sichtbar zu machen, verringert letztlich die Einsatzmöglichkeit im Feld.

Das erste nicht-invasive *in-vivo* Verfahren, welches eine Lösung der Gelenkfusion präsentiert, wurde von van den Bogert & Smith (1994) vorgestellt. Unter der Annahme idealer Scharniergelenke optimierten die Autoren ein Tensorgleichungssystem mit 12 Modellparametern (bzw. 11 Parametern). Freie Bewegungen im Sprunggelenk gemessen aus der Kinematik von sechs reflektierenden Markern wurden als Eingangsdaten für das Modell verwendet. Die Definition dreier rigider Körper mit je einem eigenen Koordinatensystem (zusätzlich zu einem vierten willkürlich gewählten) und die Einschränkung über teilweise koinzidierende Koordinatenachsen erlaubten eine iterative Minimierung der Parameterabweichungen aus der dreidimensionalen Bewegungsanalyse. Der Ansatz ist durch die geringe Anzahl an Markern ökonomisch umsetzbar. Jedoch ist die gezeigte Reliabilität des Verfahrens mit einer Standardabweichung $\sigma = 5^\circ$ zu gering. Vorwiegend die *Deviation* stellte sich als kritischer Parameter heraus. Ein Variationskoeffizient von 90% lässt nur sehr eingeschränkte Aussagen über den Parameter zu.

Eine isolierte Bewegung im Calcaneus, welche die von außen beobachtete Gelenkbewegung auf eine Rotation zwischen Fersenbein und Tibia reduziert, zeigten Lewis et al. (2009). Eine dynamische Bewegungsgleichung bildete die Grundlage für einen mechanischen Aufbau. Die Zugkräfte, die auf den Fuß aufgebracht wurden, sollten durch Lösung der Bewegungsgleichung zu einer isolierten USG Bewegung führen. Mit einem 4-Kamera Setup zeichneten die Autoren die Segmentbewegungen mit 100 Hz auf und berechneten die *finite helical axis*. Die Schraubenachse ist durch vier Größen eindeutig definiert: Der Richtungsvektor \vec{r} ein Ortsvektor \vec{n} , die Ganghöhe t und der Drehwinkel ϕ . Sie beschreibt eine Rotation bei gleichzeitiger Translation um die Rotationsachse. Zur Kontrolle der Achse berechneten die Autoren die USGA aus 24 MRT-Bildern in verschiedenen, durch die applizierte Kraft der Zugapparatur erreichten, Positionen des Fußes. Mit diesem Vorgehen konnte eine fast ausschließliche USG-Rotation gezeigt werden. Die Relativbewegung zwischen Talus und Tibia reduzierte sich in allen 4 Probanden auf ca. $2-3^\circ$. Die Rotationsachse, berechnet durch die Oberflächenmarker, unterschied sich von der MRT-Referenz im Mittel um $6^\circ \pm 3.5^\circ$. Die Autoren leiten damit eine Genauigkeit ab, die wahrscheinlich für die klinische Diagnostik ausreichend ist. Der Aufwand und der Laborcharakter des Verfahrens sind die vorwiegenden Einschränkungen, weshalb das Verfahren für die Zielstellung der vorliegenden Arbeit als ungeeignet erachtet wird.

Ein *in-vivo* Verfahren basierend auf reflektierenden Markern ohne komplexen mechanischen Aufbau wurde auch von Alt (1999) vorgestellt. Eine isolierte Bewegung im USG sollte hier über eine

maximale Dorsalflexion des OSG erreicht werden. Im *in-vitro* Versuch wurde eine hohe Übereinstimmung der Bewegung mit fixiertem Talus durch einklemmen und nachfolgend mit überkreuzten Kirschnerdrähten gezeigt (Alt, 1999). Das System verwendet das von Jacob (1989) vorgestellte Verfahren und wurde an 22 Sportlern durchgeführt. Grundlage für ein aus der selben Arbeitsgruppe vorgestelltes System bildet ebenfalls das *helical axis* Verfahren. Die Vorgehensweise wurde aber noch weiter vereinfacht (Hochwald, 2007). Geht man von einer reinen Rotationsbewegung im Sprunggelenk aus, wird die Bewegungsgleichung auf eine Ebene mit 2 Freiheitsgraden reduziert. Die Rotationsachse kann durch die Bewegung eines einzigen Punktes auf dieser Ebene berechnet werden. Voraussetzung für den Punkt P ist, dass er nicht auf der Achse liegt. Basierend auf dem Ultraschall Positionierungssystem CMS-20 von Zebris® bestimmen die Autoren die Ganglinie von P während der Bewegung um das USG. Eine isolierte Bewegung des USG wurde wieder durch eine maximale Dorsalflexion des OSG erreicht. (Alt, 1999; Hochwald, 2007). Der inter-individuelle Vergleich der Rotationsachsen wurde durch die Konstruktion eines Tibiakoordinatensystems mit einem eigens entwickelten Zeiger hergestellt. Der Zeiger beinhaltet Ultraschallsender in deren linearer Verlängerung mit bekannter Distanz die Spitze des Zeigers lag. Anatomisch interessante Punkte wurden mit dem Zeiger palpirt und so deren Position im Raum bestimmt. Im Ergebnis zeigten die Autoren eine Unsicherheit von ca. 5° bei der Bestimmung der USGA und erfüllen damit die in der Literatur verlangte Genauigkeit bei gleichzeitiger zeitökonomischer Bestimmung der Achse (Piazza, 2005). Kritisch anzumerken ist, dass die Konstruktion

des Tibiakoordinatensystems es erforderte die berechnete Rotationsachse nachträglich um die OSGA im Umfang der vorigen Rotation zum Erreichen der Talusfixation zurückzudrehen. Die OSGA wurde lediglich durch die Malleolengabel angenähert. Abweichungen der Rotationsachse um das OSG haben einen direkten Einfluss auf die Lage der USGA. Ein weiterer möglicher Kritikpunkt ist das Einpunktverfahren, welches von dem Postulat reiner Rotation im idealen Scharniergelenk ausgeht. Das Vorhandensein einer Schraubenbewegung im USG wurde in der Literatur kritisch diskutiert (vgl. Manter, 1941; Root, 1973). Bei einer Schraubenbewegung wie von Manter (1941) beschrieben, würde die Zwangsbedingung für das Einpunktverfahren nicht erfüllt, wodurch die Berechnung beeinflusst würde. Manter (1941) ging von einer Translation von 1.5 mm pro 10° Rotation aus. Bestimmt man die Ganglinie des Punktes in einem Abstand von 20 cm zum Gelenkzentrum und geht von einer Rotation im USG von 20° aus unterscheidet sich die zweidimensionale Bewegungsebene um ca. 2.5° von der dreidimensionalen, welche bei der Fehlerabschätzung nicht beachtet wurden.

Zusammengefasst wurde mehrfach der Versuch unternommen ein Verfahren zu etablieren, um die untere Sprunggelenkachse hinreichend genau und in großer Zahl zu bestimmen, ohne dass eines der vorgestellten Systeme alle nötigen Voraussetzungen erfüllt. Die vorgestellten *in-vivo* Verfahren gehen übereinstimmend von einer finiten monoaxialen Gelenkbewegung oder einer Schraubenbewegung entlang einer finiten Achse aus. Dieser Beschreibung wird in der vorliegenden Arbeit gefolgt. Die mögliche Schraubenbewegung entlang der USGA ist für die Auswahl der Messtechnologie mit entscheidend. Da eine Translation im Gelenk kontrovers dis-

kutiert wird, muss ein zukünftiges Verfahren unabhängig davon agieren. Eine stabile Möglichkeit hierfür bieten IMU. Der Einsatz dieser Technologie bei biomechanischen Analysen stieg innerhalb der letzten Jahre kontinuierlich (Filippeschi et al., 2017). In der Literatur wurden bereits Ansätze präsentiert, um die Rotationsachsen zwischen Segmenten zu beschreiben (Seel & Schauer, 2012; McGrath et al., 2018). Jedoch beschränkten sich die Angaben der Rotationsachsen auf lokale Koordinatensysteme. Ein inter-individueller Vergleich der Achsen und eine Projektion der Lage der Achse ist mit IMU bislang nicht möglich, aber für die Aufklärung von Form und Funktion zwingend notwendig.

3.2 GELENKKINEMATIK MIT INERTIALSENSOREN

Sensoren können als Transduktoren bezeichnet werden, die physikalische oder chemische Eigenschaften in ein elektrisches Signal umwandeln. Ein IMU ist eine spezifische Kombination aus Sensoren die auf dem physikalischen Trägheitsprinzip basieren. Elementar setzt sich ein IMU aus Beschleunigungsaufnehmern (Accelerometern) und Winkelratensensoren (Gyroskopen) zusammen. Für die inertielle Navigation werden zusätzlich Magnetfeldsensoren (oder Magnetometer) eingesetzt (Meydan, 1992). Die meisten IMUs lassen sich als Micro Electric Mechanic Systems (MEMS) klassifizieren. Diese Sensorkomponenten zeichnen sich durch geringe Größe, Gewicht und Stromverbrauch aus. Das IMU-Signal wird i. d. R. in drei unabhängigen Sensorachsen und in m/s^2 für Beschleunigungen, bzw. in rad/s bei Winkelgeschwindigkeiten

und μT bei Magnetometern angegeben. Die Bestimmung vor allem menschlicher Bewegung aus IMUs stellt eine Herausforderung dar. I. d. R. werden Beschleunigungen zusätzlich durch Lageänderungen überlagert. Durch die Kombination aus Gyroskop und Accelerometer können die jeweiligen Anteile durch verschiedene Filteranwendungen (z.B. Kalman-Filter) voneinander getrennt und so die endgültige Bewegung bestimmt werden. Durch minimale Ungenauigkeiten in der Herstellung existieren fabrikationsspezifische Unterschiede zwischen den IMUs welche eine zusätzliche Kalibrierung nötig macht. Einmal kalibriert liefern die Sensoren präzise Messdaten zur Bestimmung von Bewegungen. Resultierend aus den Ungenauigkeiten in der Herstellung gibt es zudem Unwuchten in den Messkammern, wodurch insbesondere das Gyroskop-Signal einem ständigen Drift ausgesetzt ist. Daher werden zumeist weitere konstante Eigenschaften des globalen Trägheitssystems Erde verwendet, um Informationen über die Orientierung der IMUs zu generieren und die durch den Drift entstehenden Ungenauigkeiten auszugleichen. Über die konstant wirkende Gravitation kann bspw. die Ausrichtung des Sensors zum Erdmittelpunkt bestimmt werden. Geht man von einer Ausgangssituation aus, in der ein IMU die Koordinatenachse z exakt in Richtung des Gravitationsvektors zeigt, ergäbe sich für die Beschleunigung des Sensors angegeben in g in vektorieller Form

$$\mathbf{3} \quad \vec{a} = (0, 0, 1)^T$$

Damit ist die Orientierung der z -Achse vollständig determiniert. Die x - und die y -Achse hängen bleiben unbekannt. Eine Orientierung dieser Achsen auf Basis des Vektors \vec{a} kann nur als Verände-

zung zwischen \vec{a}_t und \vec{a}_{t+1} dargestellt werden. Eine Ermittlung der Orientierung im globalen Koordinatensystem ist ausschließlich bei bekannter Ausgangspose möglich. Dabei gilt für den normalisierten Accelerometer-Vektor G_p :

$$4 \quad \tan \phi_{xyz} = \left(\frac{G_{py}}{G_{pz}} \right)$$

$$5 \quad \tan \theta_{xyz} = \left(\frac{-G_{px}}{G_{py} \sin \phi + G_{pz} \cos \phi} \right) = \frac{-G_{px}}{\sqrt{G_{py}^2 + G_{pz}^2}}$$

Wobei ϕ für *roll*- und θ für den *pitch*-Winkel steht. Aus diesem Beispiel geht hervor, dass eine Berechnung der Rotation um die z-Achse nicht möglich ist, da eine Rotation um den Gravitationsvektor zu keiner Veränderung in der Beschleunigung führt. Eine vollständige Bestimmung der Orientierung ist demnach nur unter Zuhilfenahme weiterer Sensoren möglich. Die Kombination aus Gyroskop und Accelerometer zur Berechnung der Sensorpose kann durch sogenannte komplementäre Filter geschehen (vgl. Meinert, 2016, S. 38). Zudem existieren weitaus komplexere und präzisere Verfahren mit einer großen Langzeitstabilität für verschiedene Anwendungen deren Beschreibung den Rahmen der vorliegenden Arbeit übersteigen (für detaillierte Informationen siehe bspw. Baird (2009); Sabatini (2006)). Für alle Verfahren gilt jedoch, dass durch Summation von Messfehlern mit zunehmender Aufnahmezeit die Präzision der Messungen abnimmt. Zur Beschreibung der Kinematik des unteren Sprunggelenks wird folglich versucht, auf die Integration der Messdaten vollständig zu verzichten und möglichst wenig Sensorinformationen zu verwenden. Hierdurch soll die Stabilität der Messung und die Rechenleistung erhöht werden. Für

die Aufstellung des kinematischen Modells wird den Erläuterungen nach Seel & Schauer (2012) gefolgt. Es handelt sich dabei um zwei unendlich steife Segmente verbunden durch ein Scharniergelenk, welches Relativbewegung in einem Freiheitsgrad zulässt. Das Modell ist im dreidimensionalen Raum frei beweglich. Die lineare Geschwindigkeit eines beliebigen Punktes P auf einem der beiden Segmente bei Rotation um das Scharniergelenk ist:

$$6 \vec{v}_P = \vec{r} \times \vec{\omega}$$

wobei \vec{r} den Vektor in das Gelenkzentrum ausgehend von P und $\vec{\omega}$ die Winkelgeschwindigkeit von P darstellt. Jedes der beiden Segmente ist mit einem Gyroskop ausgestattet, welches in unbekannter Ausrichtung mit unbekanntem Abstand zum Gelenkzentrum angebracht ist. Die Winkelgeschwindigkeiten der beiden Gyroskope, ausgedrückt in den lokalen Koordinatensystemen, werden $\vec{\omega}_1(t)$ und $\vec{\omega}_2(t)$ genannt. Unter diesen Umständen wäre jede Bewegung des Modells für beide Sensoren die gleiche mit Ausnahme der Relativrotation in einem Freiheitsgrad des Scharniergelenks. Laut Seel & Schauer (2012) ist es ein geometrischer Fakt, dass $\vec{\omega}_1(t)$ und $\vec{\omega}_2(t)$ sich ausschließlich in der Länge der Vektoren und einer zeitabhängigen Rotationsmatrix unterscheiden. Daraus schlussfolgern die Autoren, dass die Projektion der Winkelgeschwindigkeiten in die Ebene, zu der die vektorielle Darstellung der Rotationsachse der Normalenvektor ist, die gleiche Länge haben für alle Zeitpunkte t für die gilt:

$$7 \|\omega_1(t) \times r_1\|_2 - \|\omega_2(t) \times r_2\|_2 = 0; \forall t$$

wobei $\|*\|_2$ für die euklidische Norm steht. Zur Bestimmung der Rotationachse zwischen den Sensoren genügt es nun, einen großen

Datensatz aus beiden Gyroskopen zu wählen. Die Gelenkachsvektoren \vec{r}_1 und \vec{r}_2 sind dann diejenigen Vektoren, für die Formel 7 gültig ist im Sinne einer least-square Optimierung. Die Gradienten für die Rotationsvektoren aus Formel 7 werden wie folgt gebildet:

$$8 \quad \frac{d(\|\omega_i(t) \times r_i\|_2)}{dr_i} = \frac{(\omega_i(t) \times r_i) \times \omega_i(t)}{\|\omega_i(t) \times r_i\|_2}, \quad i = 1, 2$$

Ausschlaggebend für die Berechnung der Gelenkachsen ist, dass die Bewegung des Modells gelenkbeschreibend ist. Es genügt jedoch, wenn sich eines der beiden Segmente bewegt, während das zweite fixiert ist. Die Normierung der Rotationsvektoren $r_{1,2}$ auf Einheitslänge reduziert das Problem auf zwei Freiheitsgrade. Somit können sie in vektorieller Form wie folgt ausgedrückt werden:

$$9 \quad r_1 = (\cos(\phi_1)\cos(\theta_1), \cos(\phi_1)\sin(\theta_1), \sin(\phi_1))^T$$

$$10 \quad r_2 = (\cos(\phi_2)\cos(\theta_2), \cos(\phi_2)\sin(\theta_2), \sin(\phi_2))^T$$

Wobei ϕ und θ die Neigung bzw. den Horizontalwinkel der Rotationsachse darstellen. Dieses Modell dient als Grundlage für das zu entwickelnde Verfahren zur Bestimmung der USGA.

3.3 VALIDIERUNG AM MODELL

Für die Validierung und um Aussagen über die Zuverlässigkeit bzw. Reliabilität des Systems machen zu können, wurden verschiedene Versuche am mechanischen Modell durchgeführt, welches ausschließlich Bewegungen in einem Freiheitsgrad zuließ. Die Validierung am mechanischen Modell hat bedeutende Vorteile:

1. Es kann als beste Realwelt-Näherung an das mathematische Modell betrachtet werden.
2. Die Rotationsachse kann mit sehr hoher Genauigkeit extern bestimmt werden.
3. Die Achse kann beliebig manipuliert werden.
4. Mögliche störende und schwer zu quantifizierende Einflüsse der menschlichen Bewegung sind nicht vorhanden. Somit ist eine probandenunabhängige Einschätzung des Messfehlers möglich.

3.3.1 *Material und Methoden*

INERTIALSENSORSYSTEM Da eine große Anzahl an IMU-Systemen auf dem Markt zugänglich ist, kann für die Validierung ohne weitere Entwicklung auf ein vorhandenes Produkt zurückgegriffen werden. Das System muss dabei die folgenden Kriterien erfüllen:

1. Kabellose Stromversorgung und Datenübertragung,
2. Matlab[®]-Schnittstelle um eigene Workflows und Programmstrukturen zu entwickeln,
3. Geringes Rausch/Signal-Verhalten,
4. Geringen Signaldrift,
5. Messfrequenzen von mindestens 50Hz,

6. Synchrone Datenaufnahme von mindestens 2 Sensoren für den Berechnungsalgorithmus.

Die Inertialsensoren von Xsens (MTw, Awinda, Xsens Technologies B.V., Enchede, Niederlande) fanden bereits Anwendung in zahlreichen Forschungsarbeiten im Bereich der Bewegungsanalyse (Seel, Raisch & Schauer, 2014) und erfüllen laut Hersteller alle oben genannten Voraussetzungen.

Technische Daten des Xsense MTw Awinda:

1. Interne Sampling Rate: 1000 Hz
2. Latenz: 30 ms
3. Gewicht: 16 g
4. Dimensionen mm: (Länge x Breite x Höhe) 47 x 30 x 13
5. Kommunikationsradius Indoor: 20 m
6. Gyroscop Messbereich: 3 Achsen; $\pm 2000^\circ/s$
7. WLAN Sampling Rate: 120 Hz
8. Arbeitstemperatur: 0°C - 65°C

ULTRASCHALL-LAUFZEIT-SYSTEM Das Messsystem CMS-20 der Firma Zebris[®] wurde bereits erfolgreich bei Kiefergelenk-, Gleichgewichts- und Wirbelsäulenanalysen eingesetzt. Ebenso wurde es bereits zur Bestimmung der unteren Sprunggelenkachse verwendet und in diesem Zusammenhang validiert (Hochwald, 2007). Mit dieser Hardware lassen sich gleichzeitig maximal 8 Miniatur-

Ultraschallmarker (Sender) mit drei Mikrofonen (Empfänger) erfassen. Technische Spezifikation (vgl. Hochwald, 2007):

1. Genauigkeit im Nahbereich liegt zwischen 1/100 mm - 1/10 mm,
2. Einzugsfrequenz im Nahbereich (< 0.5 m), 300 Hz/ Anzahl der Marker,
3. maximal 8 Ultraschallsender (Masse = 1 g; Frequenz = 40 kHz; Abstrahlwinkel > 120°) und 3 Mikrofone,
4. Einzug über die RS232 oder USB Schnittstelle.

SERVOMOTOR Als Gelenkzentrum und zugleich Aktuator wurde ein Servomotor (TowerPro MG995R) verwendet. Dieser wurde fest mit beiden Segmenten verbunden. Der Servomotor, über ein Arduino Leonardo Board betrieben, wurde über eine in Matlab[©] geschriebene Nutzeroberfläche gesteuert. Dies ermöglichte eine präzise Reproduzierbarkeit der Segmentbewegung in unterschiedlichen Versuchsreihen. Über diese Konstruktion waren Gelenkbewegungen zwischen 1° und 180° sowie Winkelgeschwindigkeiten von maximal 300°/s möglich.

Technische Spezifikation TowerPro MG995R:

1. Power: 4.8 V - 6 V DC max
2. Geschwindigkeit: 60° in 0.20 sec (bei 4.8 V), 60° in 0.16 sec (bei 6.0 V)
3. Gewicht: 62.41g

4. Drehmoment: bei 4.8V : 8.5 kg-cm; bei 6V : 10 kg-cm
5. Dimensionen mm: (Länge x Breite x Höhe) 40.7 x 19.7 x 42.9
6. Anzahl an Keilen/Splines: 25

SENSORGITTER Eine zur Rotationsachse parallel verlaufende Gerade wurde im 3D Druckverfahren hergestellt (Creality[®] CR-10, Shenzhen, China, Genauigkeit laut Hersteller <0.4 mm) und als Gitter auf den Motor aufgebracht. An den jeweiligen Enden der Achsparallele befanden sich kreisförmige Vertiefungen, welche in Tiefe und Radius den Sendern des CMS-20 entsprachen (Abbildung 10). Gleiches wurde für den Inertialsensor an der rotierenden Platte erstellt. Hier stellt die lineare Verbindung der Sendervertiefungen die X-Achse des lokalen IMU-Koordinatensystems dar.

3.3.1.1 Durchführung

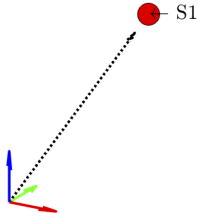
Die IMUs wurden in zufälliger Ausrichtung auf den jeweiligen Segmenten mit doppelseitigem Klebeband angebracht. Winkelgeschwindigkeiten wurden synchron mit 50 Hz in 3 Achsen aufgezeichnet. Für die Berechnung der Rotationsachsen wurde Formel 7 als Kostenfunktion mit dem Namen *optim()* in der Laufzeitumgebung von Matlab[©] implementiert. Unter Verwendung der in Matlab[©] bereits vorhandenen Funktion *fminsearch()* wurden die Parameter ϕ_i und θ_i mit $i = 1, 2$ im absteigenden Gradientenverfahren angepasst, sodass Formel 7 minimal wird. Als Startwert für ϕ_i und θ_i wurden jeweils zufällige Werte gewählt. Als Konvergenzkriterium wurde die standardmäßig von Matlab[©] verwendete Differenz der anzupassenden Parameter $<1 \cdot e^{-5}$ verwendet.

Zusätzlich zur Funktion *optim()* wurden folgenden Funktionen der digitalen Signalverarbeitung implementiert:

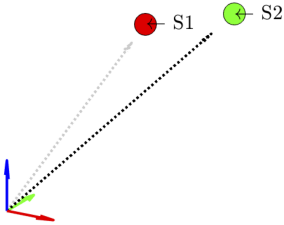
1. *correctOffset()* korrigiert die systematische Abweichung der Nulllinie der Gyroskop-Daten in Ruhe und gibt korrigierte Daten zurück.
2. *filterGyro()* berechnet auf Basis einer Fourier-Transformation die maximale Frequenz p_{\max} in den Offset-korrigierten Daten und filtert anschließend nach dem Theorem von Nyquist mit einem Butterworth Low-Pass Filter 2. Ordnung und der cut-off Frequenz $2 \cdot p_{\max}$. Output sind gefilterte Offset-korrigierte Daten.
3. *normVec()* normiert die gefilterten Offset-korrigierten Daten so, dass $|\vec{w}_i(t)| = 1, i = 1, 2$.

Die Rotationsachse wird im x,y,z -Koordinatensystem der IMUs dargestellt und muss in das u,v,w -Koordinatensystem des CMS-20 überführt werden. Dazu diente eine statische Messung der Rotationsachse und der Sensor- x -Achse. Der Vektor in direkter Verbindung zwischen den Ultraschallsendern 1 und 2 entsprach dabei der Rotationsachse des Motors. Wohingegen der Sender 3 und 4 in Verlängerung der x -Achse des IMU angebracht wurden. Die Vektoren $\vec{s}_{1,2}$ und $\vec{s}_{3,4}$ wurden wie folgt berechnet:

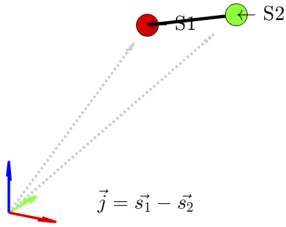
Die Koordinaten der Ultraschallsensoren wurden mit dem Ursprung $O = (0,0,0)^T$ im u,v,w -Koordinatensystem des CMS-20 angegeben.



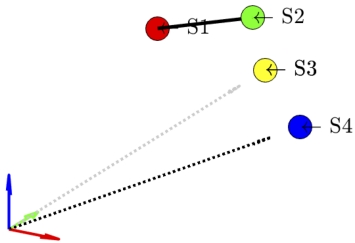
\vec{s}_1 und \vec{s}_2 bilden die Vektoren zu den Sendern S_1 und S_2 , welche parallel zur Rotationsachse des Servomotors angebracht wurden.

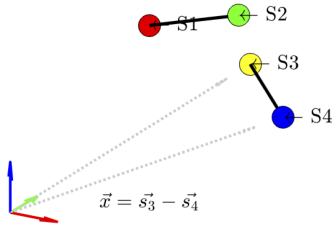


Die Berechnung der Rotationsachse \vec{j} als lineare Verbindung der Sender S1 und S2 fand durch die Differenzbildung zwischen \vec{s}_1 und \vec{s}_2 statt.



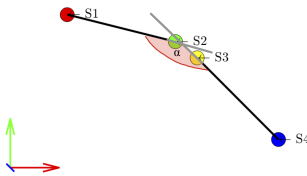
Die Sensor-Orientierung wurde durch die Sender S3 und S4 abgebildet. Diese Sender befanden sich in Verlängerung zur x-Achse des IMUs.





Die Berechnung des x -Achsen Vektors im u,v,w -Koordinatensystem des CMS-20 wurde analog zur Bestimmung der Rotationsachse durch die Differenz der Vektoren \vec{s}_3 und \vec{s}_4 durchgeführt.

In Projektion auf die Transversalebene der Rotationsachse wird der entstehende Winkel veranschaulicht. Der Winkel α der zwischen den beiden Vektoren \vec{x} und \vec{j} aufgespannt wird ist die zu bestimmende Zielgröße. Dieser berechnet sich aus der Formel:



$$\mathbf{11} \quad \cos(\alpha) = \frac{\vec{x} * \vec{j}}{|\vec{x}| * |\vec{j}|}$$

Während der Vektor $\vec{x}_{x,y,z} = (1, 0, 0)^T$ lautet und $\vec{j}_{x,y,z}$ durch das neue Verfahren bestimmt wurde, beschrieb die Verbindung der Vektoren \vec{s}_3 und \vec{s}_4 die Transformation von $\vec{x}_{x,y,z}$ in das u,v,w -Koordinatensystem. $\vec{j}_{u,v,w}$ wurde direkt durch das CMS-20 bestimmt. Die errechneten Winkel α zwischen \vec{x} und \vec{j} aus beiden Systemen wurden verglichen und deren Abweichung quantifiziert. Zum Vergleich der Methoden wurde das Bland-Altman-Plot, eine lineare Regression und der Intra-Klassen Korrelationskoeffizient mit Test auf absolute Übereinstimmung verwendet, sowie die Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung bestimmt (RMSE). Durch Messwiederholungen ($n=5$) an zufällig gewählten Positionen wurde die Reliabilität des Verfahrens geprüft. Bei erwartungsgemäßer Funktionsweise des Berechnungsalgorithmus konvergiert die Optimierung auch mit unterschiedlichen Startwerten auf das gleiche Ergebnis. Für jede Achse wurden 100 zufällige Startwerte gewählt und das Optimierungsergebnis graphisch dargestellt.

3.3.2 Ergebnisse

Der RMSE lag bei 0.67° . Die intra-Klassen-Korrelation ergab ein $r = .99$. Eine systematische Abweichung des IMU-Verfahrens im Vergleich zum CMS 20 von -0.13° ist im Bland-Altman-Plot abzulesen. Die Wiederholungsmessung an insgesamt 4 unterschiedlichen Positionen ergab eine Streuung der Achsenbestimmung von $\sigma < 0.4^\circ$. Die einzelnen Werte sind in Tabelle 2 dargestellt. Die Optimierung mit 100 zufällig gewählten Startwerten erreichte immer

das gleiche Ergebnis und wird in Abbildung 12 exemplarisch dargestellt.

Messung	Position 1	Position 2	Position 3	Position 4
1	18.01	10.91	9.86	17.09
2	18.04	11.38	9.85	17.05
3	17.42	11.42	9.88	16.98
4	17.49	11.49	9.7	17.04
5	17.21	11.57	9.66	16.84
MW	17.63	11.35	9.79	17.00
SD	0.37	0.25	0.10	0.09
Spanne	0.83	0.66	0.22	0.25

Tabelle 2: Ergebnisse aus dem Reliabilitäts-Test der Rotationsachse. In vier unterschiedlichen zufällig gewählten Positionen wurden fünf aufeinanderfolgende Rotationsachsen berechnet, ohne die Position der Sensoren zu verändern. Die Werte geben den berechneten Winkel in [°] zur x-Achse des Sensors an.

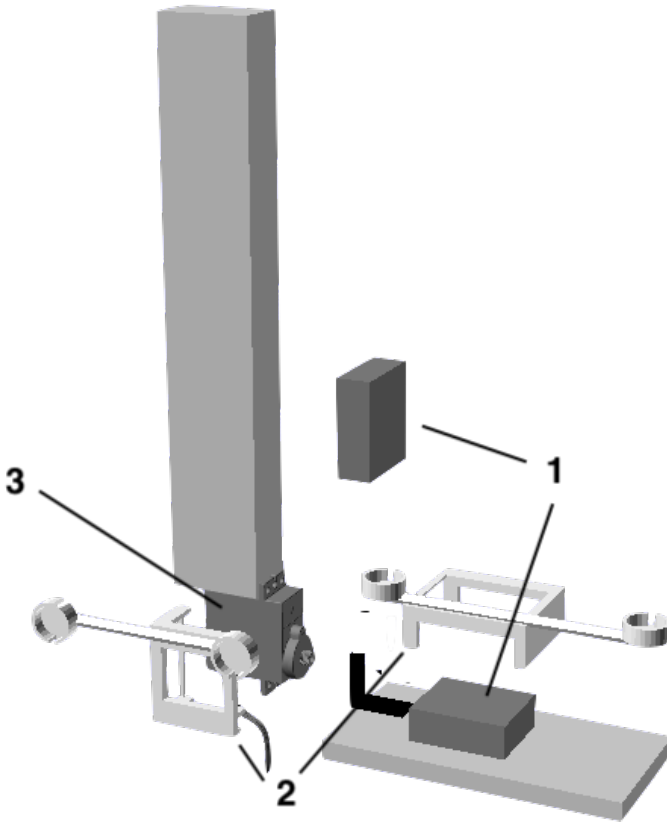


Abbildung 9: Konstruktionszeichnung des mechanischen Modells: [1] Inertialsensoren am *punctum fixum* und am *punctum mobile*. [2] 3D-gedruckte Verschaltungen für die Zebris-Sender in Verlängerung der x-Achse des Sensors, sowie parallel zur Rotationsachse des [3] Servo-Motors.

(Sensorgrid.u3d)

Abbildung 10: CAD-Modell des Sensorgitters. Die Vertiefungen in Verlängerung der X-Achse des Sensors entsprechen in Form und Tiefe den Ultraschall-Sendern des Zebris CMS-20. Hierdurch konnte die Sensor-Achse exakt durch das CMS-20 vektoriell nachkonstruiert werden. Die Herstellung fand im 3D-Druckverfahren statt (Creality[®] CR-10, Shenzhen, China)

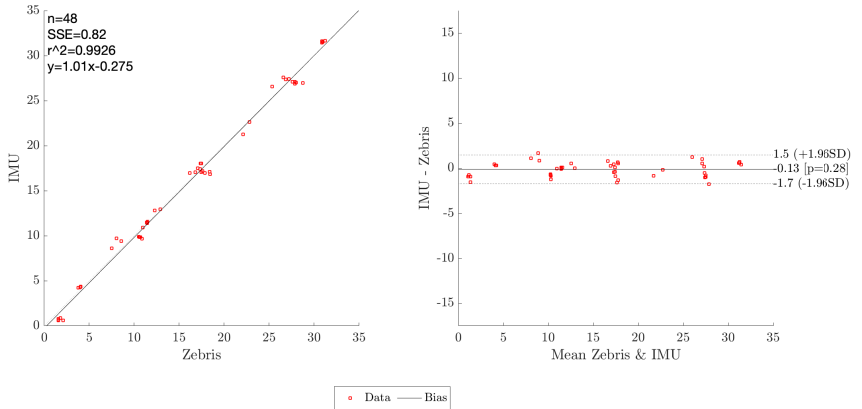


Abbildung 11: Ergebnisse aus dem Methodenvergleich. Die lineare Regression (links) beschreibt die Vorhersagekraft des Ergebnisses des zu überprüfenden Verfahrens durch die Referenz. Das Bland-Altman-Plot (rechts) ermöglicht die Einschätzung über die Übereinstimmung des zu überprüfenden Verfahrens mit der Referenz. Die mittlere Abweichung stellt den systematischen Fehler dar. Das Konfidenzintervall ($\pm 1.96 \cdot SD$) das Ausmaß des zufälligen Fehlers. Das externe Kriterium wird durch das Zebris CMS-20 dargestellt und das IMU-Verfahren wird überprüft. n = Anzahl an Datensätzen; r^2 = Bestimmtheitsmaß; SSE = sum of squared error; y = Geradengleichung der Regressionsgerade

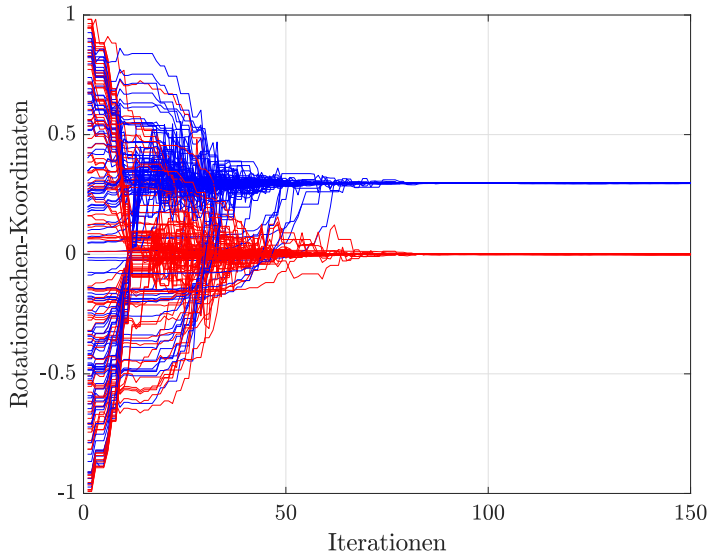


Abbildung 12: Koordinaten ϕ (rot) und θ (blau) der Rotationsachse aus den Rotationsdaten $\omega_1(t)$. Für einhundert zufällig gewählte Startpunkte mit zufällig gewählten Subsets an Daten ($n=500$) konvergiert der Algorithmus stets auf die gleichen Ergebnisse.

4

Konstruktion des anatomischen Koordinatensystems

4.1 PROBLEMSTELLUNG

Die verwendeten Inertialsensoren bestimmen die eigene Bewegung dreidimensional im Raum in Form von Translation und Rotation in lokalen Koordinatensystemen. Eine sinnvolle inter-individuelle Bewertung der berechneten Achse ist nur durch ein stabiles Vergleichskriterium möglich. I. d. R. werden erhobene Größen, wie bspw. kinematische Winkel, in Bezug auf ein anatomisches Koordinatensystem ausgedrückt. Filippeschi et al. (2017) listen Methoden zur IMU-Segment-Kalibrierung. Typischerweise werden hierzu definierte Posen wie die T-Pose verwendet. Der Proband steht dabei in aufrechter Haltung, die Arme horizontal gestreckt in der Frontalebene. Neben statischen Posen finden definierte Kalibrierungsbewegungen Anwendung (Seel et al., 2014; Laidig, Schauer & Seel, 2017). Die Kalibrierung reduziert sich zumeist auf die relati-

ve Beschreibung entweder der Sensoren zueinander oder zu einer bekannten Größe. Eine räumliche Beschreibung der Sensorkoordinatensysteme in Bezug auf wichtige anatomische Punkte, die eine inter-individuelle Vergleichbarkeit der bestimmten Gelenkachsen ermöglichen existiert bislang nicht.

Die anatomischen Kardinalsebenen sind die Transversal-, die Sagittal- und die Frontalebene. Sie liegen orthogonal aufeinander und ermöglichen die Beschreibung von Bewegungen und Orientierungen verschiedener Segmente zueinander im dreidimensionalen Raum (Wu et al., 2002). Zum Zwecke einer einheitlichen Verwendung der Gelenkkoordinatensysteme wurde von der internationalen Vereinigung für Biomechanik (ISB) ein Positionspapier veröffentlicht, in der die Konstruktion eines Tibia-Koordinatensystems festgelegt wurde (Wu et al., 2002). In Abbildung 13 wird die Definition beschrieben. Die Beschreibungsgrößen *Inclination* und *Deviation* erfordern die Kenntnis der Transversal- und der Sagittalebene des Fußes. Um eine Ebene im Raum eindeutig zu definieren sind mindestens drei Punkte nötig, die auf dieser Ebene liegen. In Bezug auf den Ursprung eines beliebigen Koordinatensystems werden Punkte durch Vektoren beschrieben. Die Ebenengleichung der Ebene E_1 lautet wie folgt:

$$\mathbf{12} \quad E_1 : \vec{e} = \vec{x} + s * \vec{u} + t * \vec{v}$$

\vec{x} ist der Stützvektor, \vec{u} und \vec{v} sind die Spannvektoren, s und t sind Skalierungsfaktoren der Spannvektoren. Für die Konstruktion orthogonal aufeinander sitzender Ebenen wird der Normalenvektor von E_1 als einer der Spannvektoren für E_2 verwendet:

$$\mathbf{13} \quad E_2 : \vec{e} = \vec{w} + s * (\vec{\sigma} - \vec{w}) + t * (\vec{u} \times \vec{v})$$

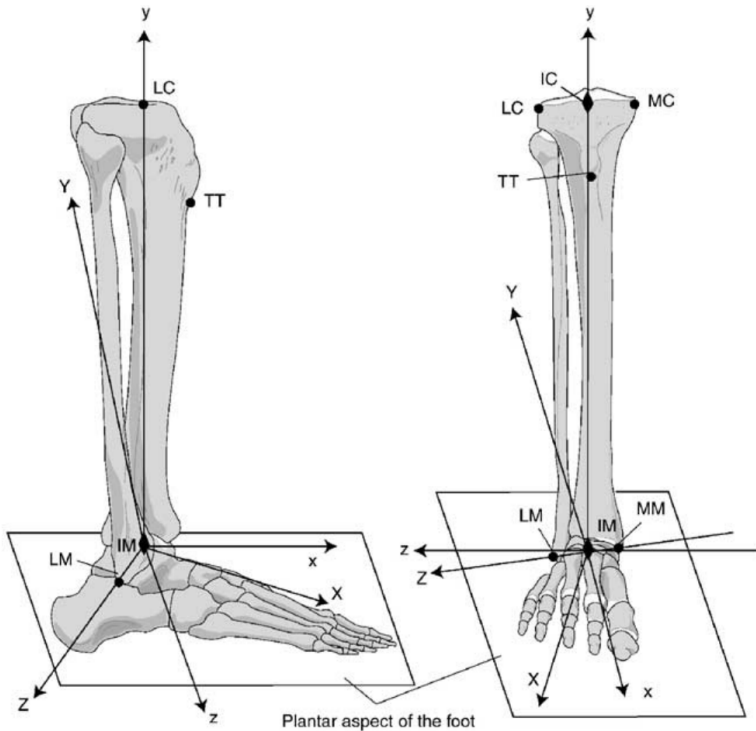


Abbildung 13: Illustration des Tibia/Fibular Koordinatensystems (XYZ) und des Calcaneus Koordinatensystems (xyz) in Neutralstellung des OSG. MM = medialer Malleolus, LM = lateraler Malleolus, MC = am weitesten medial gelegener Punkt der Grenze der medialen Tibiacondyle, LC = am weitesten lateral gelegener Punkt der Grenze der lateralen Tibiacondyle, TT = tuberositas tibialis, IM = Mittelpunkt der Verbindungslinie zwischen medialem und lateralem Malleolus, IC = Mittelpunkt der Verbindungslinie zwischen MC und LC, Abb. aus Wu et al. (2002, S. 544)

Ein Vektor ist durch den Betrag und die Richtung eindeutig definiert. Auf die Reproduzierbarkeit der Ebenenkonstruktion kann folglich direkt durch die Reliabilität der Vektoren geschlossen werden. Um die Sensorposition zu den anatomischen Punkten zu beschreiben ist der jeweilige Vektor in Ausrichtung und Betrag vom Sensorzentrum auf den jeweiligen Punkt nötig. Diese Bestimmung sollte durch das Aufbringen eines künstlich erzeugten Magnetfeldes erreicht werden.

4.2 BETRAG UND RICHTUNG: DISTANZBESTIMMUNG IM MAGNETFELD

Wie in Kapitel 3.2 beschrieben bestimmen Magnetfeldsensoren in drei orthogonal aufeinander sitzenden Sensorachsen die Richtung und Stärke der magnetischen Flussdichte eines Magnetfeldes. Ohne elektromagnetische Störungen zeigt der resultierende Magnetometer-Vektor $\vec{\psi}$ in den magnetischen Norden. Unter der Voraussetzung kongruenter Sensorachsen ist hierdurch eine Orientierungsbestimmung der IMUs möglich. Da die Flussdichte mit steigender Distanz zum magnetischen Feld abnimmt, beschreibt $\vec{\psi}$ lediglich die Richtung eines Magnetfeldes, nicht aber die Distanz zum selben. Die Stärke eines Magnetfeldes wird durch die Feldstärke H ausgedrückt. In einem künstlich erzeugten elektromagnetischen Feld kann H wie folgt bestimmt werden:

$$14 \quad H = \frac{I \cdot N}{l}$$

mit I = Spulenstrom, N = Windungszahl und l = Spulenlänge. Für eine Spule mit kreisförmigem Querschnitt im Radius r erhält man:

$$15 \quad H = \frac{I * N}{\sqrt{4r^2 + l^2}}$$

Bei ausreichendem Abstand des Sensors zu einem Magnetfeld kann dieses als punktförmiger Dipol im Zentrum der Spule gesehen werden. Bei einer Spule mit N Windungen wird das magnetische Dipolmoment \vec{m} beschrieben durch:

$$16 \quad \vec{m} = I * N * \vec{A}$$

\vec{A} hat als Betrag den Flächeninhalt der Spule und steht senkrecht auf der Windungsfläche. Daraus ergibt sich entlang der Spulenachse eine magnetische Feldstärke in Abhängigkeit des Abstandes s von:

$$17 \quad \vec{H}(s) = \frac{1}{2\pi} * \frac{\vec{m}}{s^3}$$

Der Magnetfeldsensor im IMU ermittelt nicht die Feldstärke des Magneten sondern die magnetische Flussdichte B in μT . Es gilt:

$$18 \quad \vec{B} = \mu_r * \vec{H}(s)$$

μ_r ist die Permeabilitätszahl, die im Vakuum exakt 1 ist und in der Umgebungsluft nahe 1 liegt. Folglich kann die Flussdichte B in Abhängigkeit des Abstandes s zum Dipol des Elektromagneten (EM) beschrieben werden:

$$19 \quad B(s) = \mu_r * \frac{I * A * N}{2\pi} * \frac{1}{s^3}$$

Somit kann auch die Distanz zu einem EM mit bekannter Feldstärke in Abhängigkeit der Flussdichte bestimmt werden. Voraussetzung ist eine vorherige Kalibrierung.

4.2.1 Kalibrierung EM

Der Magnetfeld-Sensor ist dem ständigen Einfluss des Erdmagnetfeldes ausgesetzt. Zusätzlich dazu kommt es in Laborumgebungen zu elektromagnetischen Störfeldern. Bei der Bestimmung der Distanz des EM (ITS-PE2025-12VDC, $F = 45 \text{ N}$, max. power = 3.8 W) zum Sensor-Ursprung führen diese Einflüsse zu Fehlern und müssen eliminiert werden. Sie sind eine systematische Abweichung der Nulllinie und können nach vorheriger Bestimmung vom Sensorsignal abgezogen werden. Hierzu wurde eine Spanne von $t = 10$ Sek. in Ruhe durchgeführt, außerhalb des Wirkungsbereichs des EM. Aus der statischen Messung wurde jeweils der Mittelwert der Zeilen aus dem Magnetometer-Vektor $\vec{\psi}$ gebildet und vom Sensorsignal abgezogen. Das korrigierte Signal lautet:

$$\mathbf{20} \quad \vec{\psi} = \begin{pmatrix} x - \bar{x}_{t_0-t_{10}} \\ y - \bar{y}_{t_0-t_{10}} \\ z - \bar{z}_{t_0-t_{10}} \end{pmatrix}$$

Unter der Annahme, dass der Magnetfeldsensor während der Konstruktion des anatomischen Koordinatensystems statisch an seiner Position und Lage verweilt, ist jede Veränderung des Sensorsignals ausschließlich auf den EM zurückzuführen. Für die Bestimmung der Distanz wurde der resultierende Flussdichtevektor berechnet:

$$\mathbf{21} \quad \vec{\psi}_{\text{res}} = \sqrt{\vec{\psi}_x^2 + \vec{\psi}_y^2 + \vec{\psi}_z^2}$$

In einem mehrstufigen Protokoll wurde der Abstand eines EM in Centimeter (cm)-Schritten zum Magnetfeldsensor der IMUs verringert (Abbildung 14). Aus der Ermittlung der resultierenden Fluss-

dichte bei bekanntem Abstand konnte nach geeigneter Anzahl an Stufen eine Sensorkennlinie angenähert werden (Abbildung 15). Zur Absicherung der bestimmten Kennlinie wurde das Stufenprotokoll fünfmal wiederholt.

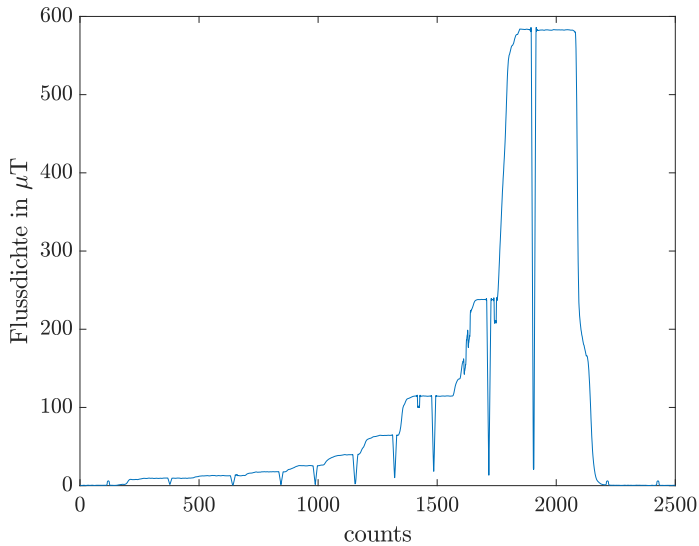


Abbildung 14: Resultierender Flussdichtevektor \vec{B} im Stufenprotokoll: Definierte Distanzen zum Sensor erzeugen Stufen im resultierenden Flussdichtevektor. Die Ausschläge werden durch das Anlegen einer Spannung erzeugt und markieren den Moment, an dem der Elektromagnet die gewünschte Distanz erreicht hat.

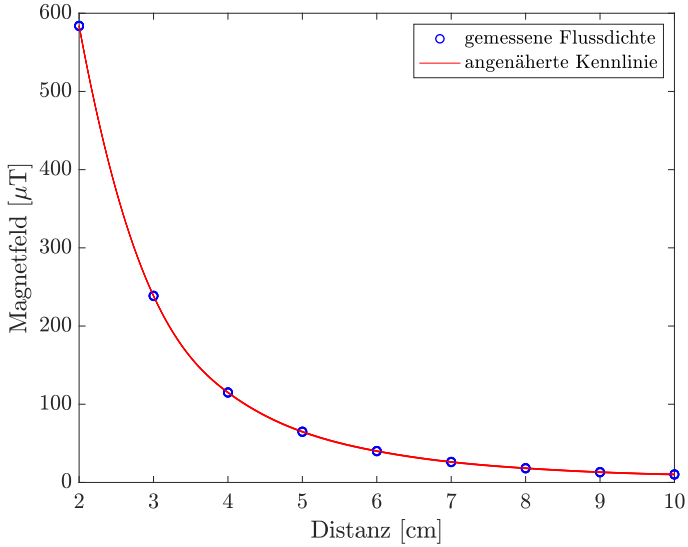


Abbildung 15: Sensorkennlinie angenähert an das Signal nach Messungen bei bekannten Distanzen. In fünf aufeinanderfolgenden Versuchen wurde die stets selbe Kennlinie angenähert. Die errechnete Distanz wurde mit einem Unterschied $\Delta s = 0.3$ cm stabil zwischen den einzelnen Kennlinien bestimmt.

Im Ergebnis waren Richtung und Betrag des Magnetfeldvektors in metrischer Skalierung bekannt. Hierdurch konnten nacheinander anatomische Punkte angefahren und deren Richtung und Abstand zum Sensor bestimmt werden. Das ermöglichte eine Konstruktion eines subjektspezifischen Fußkoordinatensystems. Der nicht direkt proportionale Zusammenhang zwischen Distanz und Sensorsignal bedeutet, dass in endgradigen Abständen zum Sensor-Ursprung geringere Signalveränderungen zu größeren Distanzveränderungen führen als bei geringen Abständen. Entsprechend hat das Signalrauschen einen größeren Einfluss auf die Berechnung. Aus diesem Grund wurde die Reliabilitätsprüfung in maximal zu erwartenden Distanzen durchgeführt. Hierdurch wurde der größtmögliche Berechnungsfehler eines Vektors durch das verwendete Verfahren veranschaulicht. Ziel ist die Quantifizierung der Reproduzierbarkeit des Vektors in das Zentrum des Elektromagneten.

4.3 MATERIAL UND METHODEN

4.3.1 *Durchführung*

Für die Konstruktion des anatomischen Koordinatensystems wurde zunächst von einer maximalen Distanzauflösung von 10-12 cm ausgegangen. Um im späteren Gebrauch die Genauigkeit in diesem Bereich garantieren zu können, wurde die Reliabilitätsprüfung in einer Distanz von ≈ 14 cm durchgeführt. Der IMU wurde auf einer planen Oberfläche mit doppelseitigem Klebeband befestigt. Nach einer zehnstufigen Offset-Messung wurde der Zeiger

in der gewünschten Distanz angebracht. In dieser Position wurden 10 mal für jeweils 10 Sek. Magnetometerdaten aufgezeichnet.

4.3.2 *Datenverarbeitung & Statistik*

Der Magnetfeldvektor wurde in der Laufzeitumgebung von Matlab[©] aufgezeichnet und mit einer hauseigenen Routine verarbeitet. Aus der Offset-Messung wurde der Mittelwert jeder Sensor-Achse gebildet und als Korrektur von den eigentlichen Messungen abgezogen. Aus der gesamten Messung wurde ein zufälliger Vektor zum Zeitpunkt t gewählt. Mit Formel 21 wurde der resultierende Magnetfeldvektor $\vec{\psi}_{res}$ berechnet und anschließend in die Kennlinienfunktion des EM eingegeben, um die Distanz des EM zu bestimmen. Die Ergebnisse sind in Tabelle 3 dargestellt.

Nr.	Distanz [cm]	x [μT]	y [μT]	z [μT]
1	14.45	1.324	-2.791	-0.828
2	14.45	1.323	-2.793	-0.834
3	14.45	1.331	-2.782	-0.841
4	14.45	1.334	-2.778	-0.845
5	14.45	1.341	-2.775	-0.852
6	14.45	1.352	-2.771	-0.858
7	14.44	1.358	-2.771	-0.859
8	14.44	1.363	-2.771	-0.858
9	14.44	1.366	-2.772	-0.856
10	14.44	1.368	-2.772	-0.856
MW	14.45	1.35	-2.78	-0.85
SD	<0.01	0.02	0.01	0.01

Tabelle 3: Ergebnisse aus der Reliabilitätsanalyse des Magnet-Zeigers. Dargestellt sind die Distanzen und die Koordinaten der Richtungsvektoren zum Zeitpunkt t aus 10 Einzelversuche, der Mittelwert und die Standardabweichung.

EXPERIMENTELLER EINSATZ

'To move things is all that mankind can do,[...] for such the sole executive is muscle, whether in whispering a syllable or felling a forest'

Charles S. Sherrington

5

Reliabilitätsanalyse *in-vivo*

5.1 PROBLEMSTELLUNG

Die Kinematik im Sprunggelenk-Komplex wird als Bewegungsfusion zwischen OSG und USG betrachtet. Die Taluskinematik, welche die Relativbewegungen zwischen OSG und USG diskriminieren könnte, ist von außen nicht beobachtbar. Folglich muss für eine valide Bestimmung der USGA jede Bewegung im OSG ausgeschlossen werden. Um das zu erreichen, wird dem Vorschlag nach Alt (1999) und nachfolgend Hochwald (2007) gefolgt (siehe hierzu Kapitel 3.1). In einer maximalen Dorsalflexion kann der Talus als quasi-starr mit der Tibia verbunden betrachtet werden. Jede Bewegung der Tibia wird dann direkt auf den Talus übertragen und

umgekehrt. Die Sprunggelenkkinematik reduziert sich daher im Idealfall auf Relativbewegungen zwischen Tibia und Calcaneus. Eine Reihe weiterer möglicher Störquellen lassen eine Reduktion der Genauigkeit der USGA-Bestimmung vermuten, die beim mechanischen Modell keine oder nur eine untergeordnete Rolle spielen: die Beschreibung des USG als Scharniergelenk ist eine Vereinfachung. Eine optimale Rotation ist nicht zu erwarten. Fehlende plane Oberflächen erschweren die Befestigung der IMUs am Fersenbein. Hautverschiebungen während der Bewegung nehmen Einfluss auf die Rotation des Sensors über dem Segment. Das anatomische Koordinatensystem lässt sich nicht absolut reproduzierbar festlegen. Die folgende Untersuchung diene der Quantifizierung der Messunsicherheit des gesamten Messaufbaus.

5.2 MATERIAL UND METHODEN

5.2.1 *Stichprobe*

Die USGA wurde an einem Probanden mit gesunden Sprunggelenken bestimmt (Alter: 30 Jahre, Geschlecht: männlich). Der Proband wurde über die Untersuchung aufgeklärt und gab sein schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an der Studie. Nach eigenen Angaben war der Teilnehmer sportlich aktiv, nahm während der Studie keine Medikamente zu sich und war frei von Verletzungen oder Beschwerden am Sprunggelenk.

5.2.2 Studienprotokoll und Durchführung

Der Messvorgang ist in zwei Einzelmessungen unterteilt: die Konstruktion des anatomischen Koordinatensystems anhand markanter Punkte und die Bestimmung der Rotationachse durch die weitestgehend isolierte Bewegung im USG. Der zu beschreibende Versuch ist daher in zwei Teile gegliedert. In Teilversuch 1 wurde das anatomische Koordinatensystem erstellt. Der Proband wurde auf einem Stuhl so positioniert, dass der Unterschenkel orthogonal zum Boden stand. Der Fuß sowie der Unterschenkel wurden zur Unterstützung angelehnt. Die Recheneinheit mit IMU wurde am Unterschenkel des Probanden befestigt. Die zweite IMU befand sich am Rückfuß und wurde mit doppelseitigem Klebeband in unbekannter Ausrichtung angebracht. Hochwald (2007) zeigte, dass die Konstruktion eines fußspezifischen Koordinatensystems durch palpieren markanter Punkte mit einem Fehler von $<2^\circ$ möglich ist. Eine ähnliche Vorgehensweise wurde für die vorliegende Arbeit gewählt.

Unter der Voraussetzung, dass der Fuß plan auf dem Boden aufgestellt ist, kann der Boden als Repräsentation der Transversalebene gesehen werden. Drei Punkte P1-P3 auf dem Boden bilden demzufolge die Ebene E_1 mit Formel 12. Im nächsten Schritt wurde durch einen Linienlaser die Mittellinie des Fußes angenähert. Es wurde der Definition von Manter (1941) und nachfolgend von Alt (1999) & Hochwald (2007) gefolgt, nach der die Mittellinie am Vorfuß durch die Mitte des ersten und zweiten Metatarsalgelenks führt und am Rückfuß durch die Mitte der Achillessehnen-

Insertion (P4). Als Repräsentation dieser Linie wurde ein Punkt auf dem Fußrücken markiert (P5) und anschließend mit dem Zeiger palpirt. Die sagittale Ebene wurde durch die zwei Punkte P4, P5 und dem Kreuzprodukt der Spannvektoren aus E_1 mit Formel 13 bestimmt. Die Punkte P1-P5 wurden nacheinander mit dem EM angefahren. Am jeweiligen Punkt wurde mindestens 3 Sekunden verharret, um eine geeignete Anzahl an Datenpunkten für die Positionsbestimmung mitteln zu können. Dieser Vorgang wurde fünfmal wiederholt.

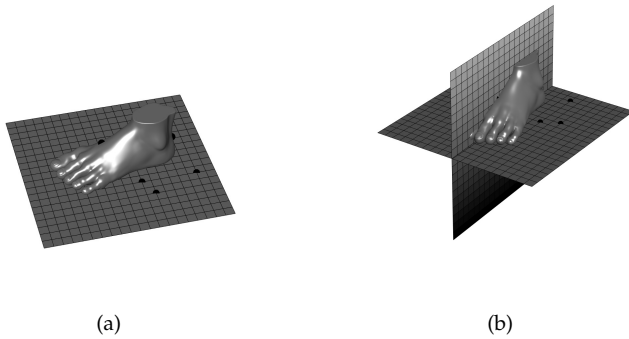


Abbildung 16: Fuß mit anatomischem Koordinatensystem. Die Transveralebene wird durch den Boden definiert [a]. Die Sagittalebene [b] durch die Verbindung zwischen der Mitte der Achillessehnen-Insertion und der Mitte zwischen dem 1. und 2. Strahl am Vorfuß. Durch den Magnetfeld-Sensor konnten die wichtigen anatomischen Punkte im Koordinatensystem des Calcaneus-IMUs ausgedrückt werden. Somit ist die Lage des Sensors in Bezug zum Fuß-Koordinatensystem bekannt.

Nachfolgend wurde für Teilversuch 2 der Unterschenkel aufgelegt, sodass der Fuß frei bewegt werden konnte. Das OSG wurde in maximaler Dorsalflexion fixiert. Hierzu wurde eine feste Schlaufe um den Vorfuß gelegt, mit der der Proband die Position unterstützen konnte. Der Proband führte aktive Bewegungen im USG aus, unterstützt durch den Testleiter. Die Aufzeichnung der Daten wurde automatisiert gestoppt, sobald der Algorithmus zu einer festen

Achse konvergierte. Dieser Vorgang wurde ebenfalls fünfmal wiederholt.

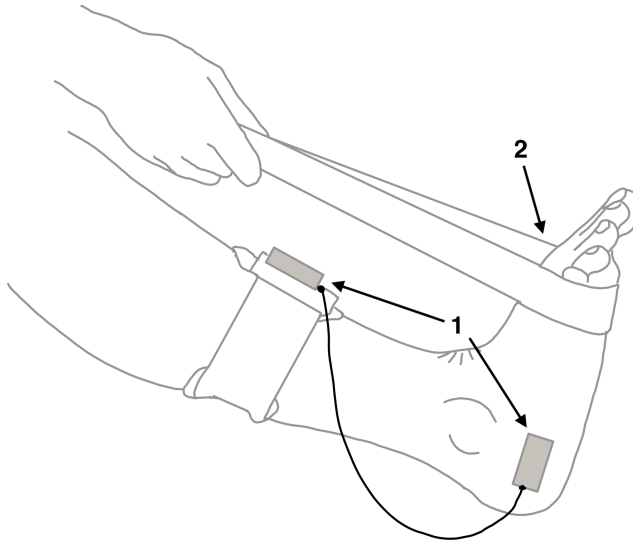


Abbildung 17: Skizze der Positionierung der Sensoren [1] und Kontrolle der maximalen Dorsalflexion durch eine feste Schlaufe [2] um den Vorfuß.

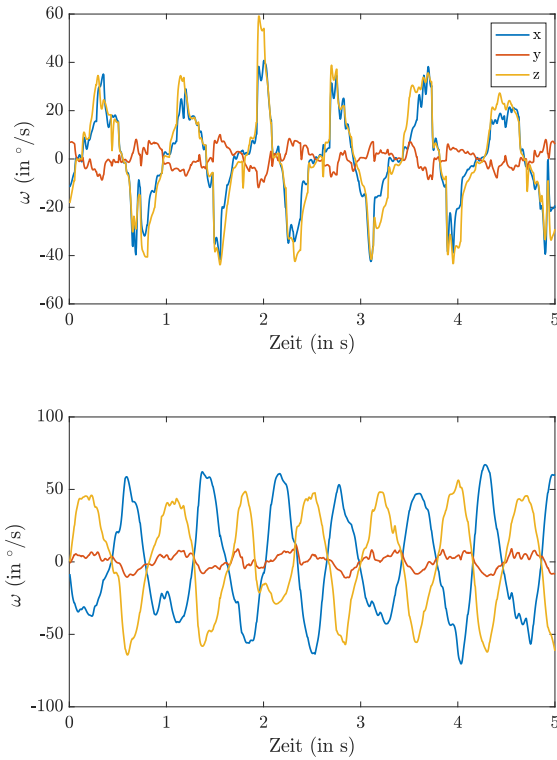


Abbildung 18: Vermeidung des Tremor durch passive Unterstützung. Oben dargestellt sind die Gyroskop-Daten entstanden durch eine freie Bewegung ohne Unterstützung durch den Testleiter. Unten sind die Sensor-Daten entstanden durch die Bewegung desselben Probanden mit passiver Unterstützung dargestellt. Das noch in der freien Bewegung zu beobachtende Rauschen im Signal ist fast vollständig verschwunden.

5.2.3 Datenverarbeitung und Statistik

In Teilversuch 1 wurden die Richtungsvektoren der gesuchten Ebenen, deren Normalenvektoren und die Abweichung der Ebenen voneinander berechnet. In Teilversuch 2 wurde die *Inclination* und die *Deviation* der Rotationsachse des Probanden in Bezug auf die konstruierten Ebenen berechnet. Um Unterschiede innerhalb der Teilversuche zu verdeutlichen, wurden die Normalenvektoren in der Darstellung auf Einheitslänge normiert.

5.3 ERGEBNISSE

Die Vektoren vom Sensor-Ursprung zu den markanten Punkten konnten mit hoher Präzision berechnet werden. In Tabelle 4 wird der Schnittpunkt der sagittalen Ebene mit dem Vorfuß (P5) und die Mitte der Achillessehnen-Insertion (P4) aufgeführt. Die Standardabweichung war in jeder Koordinate $\sigma_{\text{koord}} < 2.5\text{mm}$. Die Abweichung der Transversalebene zueinander betrug $MW_{\text{trans}} = 0.47^\circ \pm 0.38^\circ$. Die Sagittalebene hatten eine vergleichbare Streuung ($MW_{\text{sag}} = 0.50^\circ \pm 0.25^\circ$). Der Punkt P5 hatte den größten Abstand zum Sensor-Ursprung. Daher ist hier die größte Streuung der Ergebnisse zu erwarten. Die Streuung der Punkte P(4) und P(5) sind im Vergleich zur Reliabilitätsanalyse in Kapitel 4.1 größer. Der Abstand zum Sensor betrug 13.43 cm. Damit befand sich der Punkt leicht außerhalb des vorher definierten Messbereichs für die Distanzbestimmung mit dem EM. Die Rotationsachsen konnten reproduzierbar berechnet werden. Die Stan-

Nr.	Punkt Vorfuß (P5)			Punkt Achillessehne (P4)		
	x [cm]	y [cm]	z [cm]	x [cm]	y [cm]	z [cm]
1	6.13	12.45	3.81	3.87	1.02	2.44
2	6.22	12.32	3.70	3.70	0.88	2.59
3	6.10	12.43	3.79	3.82	1.05	2.41
4	5.70	12.64	3.66	3.92	1.07	2.77
5	5.86	12.52	3.54	3.67	0.80	2.86
MW	6.0	12.47	3.67	3.80	0.97	2.61
SD	0.22	0.12	0.11	0.11	0.12	0.20

Tabelle 4: Ergebnisse des Reliabilitätstests *in-vivo*: Teilversuch 1. Berechnete X-, Y- und Z-Koordinate des Schnittpunktes der sagittalen Ebene mit dem Rück- bzw. Vorfuß. MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung.

dardabweichung war sowohl für die *Deviation* als auch für die *Inclination* $\sigma_{\text{achse}} < 0.7^\circ$. Die gesamte Spanne $< 1.5^\circ$ der berechneten Achsen zeigte eine hohe Reliabilität des Verfahrens.

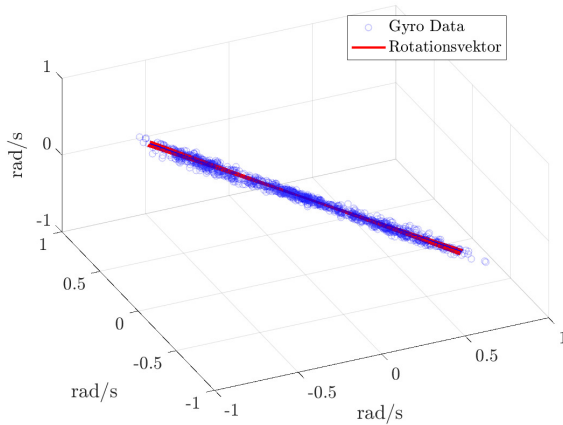


Abbildung 19: Rotationsdaten und berechnete Vektoren aus 5 aufeinanderfolgenden Versuchswiederholungen in der 3D-Darstellung. Die Streuung der Rotationsachse in den 5 Versuchen betrug $\sigma_{\text{Dev}} = 0.6^\circ$ und $\sigma_{\text{Inc}} = 0.5^\circ$.

Nr.	Deviation [°]	Inclination [°]
1	4.8	36.3
2	3.6	36.3
3	4.8	36.4
4	3.5	36.1
5	4.5	37.4
MW	4.3	36.5
SD	0.6	0.5
Spanne	1.4	1.3

Tabelle 5: Ergebnisse des Reliabilitätstests *in-vivo*: Teilversuch 2. Berechnete *Inclination* und *Deviation* in Bezug auf das selbe Koordinatensystem. MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Spanne = Differenz aus dem höchsten und dem niedrigsten Wert.

5.4 FEHLERABSCHÄTZUNG

Zur Abschätzung der Messunsicherheit des gesamten Verfahrens wurden verschiedene Tests und Versuche durchgeführt (Kapitel 3-5). Der Gesamtfehler zwischen Messungen, der sich aus der Summe aller Einzelkomponenten zusammensetzt, wird als zufällig und von der vorherigen Messung unabhängig angenommen. Ereignisgesteuerte Fluktuationen, die Einfluss auf die Messungen nehmen, werden als Signalrauschen beschrieben und sind nicht kontrollierbar. Sie schlagen sich in einer Ergebnisstreuung nieder, determinie-

ren die Unsicherheit des Gesamtverfahrens und werden wie folgt geschätzt:

$$\mathbf{22} \quad \Delta E \approx \sqrt{(\Delta E_{\text{sensor}})^2 + (\Delta E_{\text{koord}})^2 + (\Delta E_{\text{move}})^2}$$

$\Delta E_{\text{sensor}} \leq 0.67^\circ/s$ Ermittelt aus der Validierung am mechanischen Modell in Kapitel 3

$\Delta E_{\text{koord}} \leq 0.5^\circ$ Geschätzt aus der *in-vivo* Reliabilitätsanalyse der Koordinatensystem-Konstruktion in Kapitel 5

$\Delta E_{\text{move}} \leq 1.39^\circ$ Geschätzt aus der *in-vivo* Reliabilitätsanalyse der Achsenbestimmung. Werte aus Tabelle 5 auf Seite 89

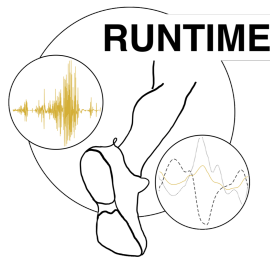
Aus der Analyse der Messunsicherheiten ergibt sich ein approximaler Fehler von $\Delta E \approx \pm 1.62^\circ$ für das gesamte Verfahren.

'Bipedal gait, known to have occurred in humans and their ancestors for the last 4.4 million years, is highly dependent on the efficient repetitive transfer of force'

James R. Jastifer

6

Aktivierungsmuster beim Laufen



DETAILS ZUM STUDIENDESIGN	
N	♂19 ♀11
Alter [Jahre]	33 (\pm 13.4)
Körpergewicht [Kilogramm]	72 (\pm 13.4)
Größe [cm]	175.3 (\pm 9.8)
Laufstrecke [km/Woche]	26.4 (\pm 19.6)

Unabhängige Variablen:

Orientierung USGA	Deviation
-------------------	-----------

Abhängige Variablen:

Abgeleitete Muskeln	tibialis anterior
	peroneus longus
	peroneus brevis
	gastrocnemius medialis
	gastrocnemius lateralis
	soleus

Tabelle 6: Übersichtstabelle der wichtigsten Daten zur Stichprobe und der unabhängigen und abhängigen Variablen in der RUNTIME Studie.

6.1 PROBLEMSTELLUNG

Die mechanischen Zusammenhänge im Sprunggelenkkomplex präzisieren Unterschiede in den entstehenden Gelenkmomenten der invertorisch und evertorisch wirkenden Muskeln, in Abhängigkeit der USGA-Orientierung. Dieser Zusammenhang wurde in *in-vivo* bislang nicht überprüft. Die Gelenkmomente, die durch die Muskulatur entstehen, können in *in-vivo* nicht direkt gemessen werden. Sie sind das Produkt aus der aufgebrauchten Muskelkraft und dem Hebelarm (siehe Formel 2). Die aufgebrauchte Muskelkraft wird unter anderem durch den Muskelquerschnitt und die Aktivierung bestimmt. Demnach kann über die Bestimmung der Aktivität ein wesentlicher Anteil der die Muskelkraft determinierenden Faktoren aufgezeichnet werden, wenngleich eine Abschätzung der aufgebrauchten Kraft in N unmöglich bleibt. Die exakten Momente sind für die Überprüfung der theoretischen Vorstellung nicht nötig. Lediglich die Unterschiede in Abhängigkeit der USGA würde bereits einen mechanischen Einfluss zeigen.

Einen direkten Kausalzusammenhang zu überprüfen ist experimentell nur durch die Manipulation der unabhängigen Variable – in diesem Fall der Orientierung der USGA – möglich. Eine nicht-invasive Realisation *in-vivo* ist nur schwer vorstellbar. Aus diesem Grund wurden in der vorliegenden Arbeit die folgenden Überlegungen angestellt: Der mechanische Zusammenhang der Muskulatur mit der Orientierung der Achse ist determiniert. Am Beispiel dem *M. tibialis anterior* zeigten Klein et al. (1996) inter-individuell unterschiedliche Muskelfunktionen im USG. Um eine ähnliche Bewegung durchzuführen, wären demnach andere Kombinationen

der Agonisten notwendig. Es kann also davon ausgegangen werden, dass sich ab einer bestimmten (noch unbekannt) Orientierung der Achse grundlegende Veränderungen in der notwendigen Ansteuerung der Unterschenkelmuskulatur ergeben, um ein ökonomisches Laufbild zu generieren. Die Hypothese lautet daher:

Wenn die Orientierung der USGA zur Mittellinie des Fußes in Projektion auf die Transversalebene einen Wert x überschreitet, dann verändern sich die Ansteuerungsmuster der Unterschenkelmuskulatur.

Da der Übergangsbereich x unbekannt ist, lässt sich keine direkte Mittelwertanalyse bekannter EMG-Parameter realisieren. Somit werden zunächst strukturaufklärende Verfahren des maschinellen Lernens verwendet, um zu prüfen, ob eine Gruppenbildung auf Basis der Muskelaktivität zu signifikant unterschiedlichen Orientierungen der Achsen zwischen den Gruppen führt.

6.2 MATERIAL UND METHODEN

6.2.1 *Die Software zur Bestimmung der USGA*

Für den Einsatz des neuen Verfahrens wurden die Berechnungsalgorithmen in einen Workflow in der Laufzeitumgebung von Matlab[©] implementiert (Abbildung 20). Die verwendeten IMUs (Adafruit 10-DOF IMU Breakout - L3GD20H) wurden an einen Microcontroller angeschlossen (Arduino Leonardo, https://www.arduino.cc/en/Main/Arduino_BoardLeonardo) und über USB mit dem PC verbunden.

Sensor	L3GD20
Messbereich	$\pm 250^\circ/\text{s}$
Rate noise Density	$0.02^\circ/\text{s}/(\sqrt{\text{Hz}})$
Temperature Stability	$\pm 0.03^\circ/\text{s}$
Sensitivity	$8.75 \text{ m}^\circ/\text{digit}$

Tabelle 7: Spezifikationen der Gyroskope laut Datenblatt des Herstellers

6.2.2 Stichprobe

Zur Beantwortung der Fragestellung wurden 29 ambitionierte Laufsportler in die Studie aufgenommen. Die Teilnehmer wurden über den Studieninhalt aufgeklärt, nahmen freiwillig an der Studie teil und gaben ihr schriftliches Einverständnis.

Einschluss	Ausschluss
wöchentlich aktiv	akute Verletzungen im USG
Rückfußläufer	diagnostizierte Instabilitäten
zw. 18 und 60 Jahren	Vorfußläufer
gesund	Adipositas
Unterzeichnung	Einnahme von Medikamenten
Datenschutz & Teilnahme	

Tabelle 8: Ein- und Ausschlusskriterien der Studie RUNTIME

6.2.3 Studienprotokoll und Design

Vor Einschluss der Probanden in die Studie wurde ein Fragebogen zur sportlichen Aktivität und Vorverletzungen ausgefüllt und die Ausschlusskriterien abgefragt. Daraufhin wurde die Orientierung der unteren Sprunggelenkachse mit dem neuen Verfahren unilateral am dominanten Bein bestimmt. Die Bestimmung der Aktivierung der Unterschenkelmuskulatur fand mittels Oberflächen-EMG am selben Bein statt. Hierzu wurden die folgenden Muskeln nach internationalen Empfehlungen (www.seniam.com) präpariert und mit Kendal Elektroden (H423S, Covidien Ilc, Mansfield, MA, USA) längs der Faser auf den Muskelbauch beklebt: *Mm. tibialis anterior*, *peroneus longus*, *peroneus brevis*, *gastrocnemius lateralis*, *gastrocnemius medialis*, *soleus*. Die palpierende Stelle am Muskelbauch wurde vor der Anbringung der Elektroden rasiert, Hautschuppen mit Sandpapier entfernt und die Stelle desinfiziert (Softasept[®] N, B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland). Vorangegangene Arbeiten zeigten, dass sich die EMG-Amplitude mit steigendem Abstand der Elektroden zueinander vergrößert (M, S & Y, 1997). Eine hochstandardisierte Anbringung der EMG-Elektroden war daher maßgeblich. Die Elektroden wurden einseitig abgetrennt um den vorgeschriebenen Elektrodenabstand von 2 cm einzuhalten. Die Probanden bekamen 6 min. zum Aufwärmen und zur Eingewöhnung auf das Laufband (Woodway ERGO XELG 90[®], Woodway USA Inc., Waukesha, WI, USA). Lavcanska, Taylor & Schache (2005) beobachteten keine signifikanten Unterschiede mehr im Laufbild nach 6 min. Es kann daher von einer hinreichenden Eingewöhnung ausgegangen werden. Bei selbstgewählter Geschwindigkeit liefen die

Probanden im eigenen Laufschuh 10 min. auf dem Laufband weiter. Während der gesamten Zeit wurde die Muskelaktivität mit der Noraxon 2400 Telemyo G2,1500 Hz (Noraxon Corporate, Scottsdale, AZ, USA) aufgezeichnet.

6.2.4 Datenverarbeitung und Statistik

Über die plantare Druckverteilung beim Laufen wurden alle Probanden, die keinen eindeutigen Fersenkontakt aufwiesen, ausgeschlossen, um Einflüsse unterschiedlicher Lauftechniken auszuschließen.

Für die Bestimmung der Orientierung der USGA wurde das neue Verfahren wie in Kapitel 4.3.2 erläutert verwendet. Zusammengefasst wurden fünf aufeinanderfolgende Versuche mit annähernd isolierter USGA Rotation durchgeführt und die Rotationsachse berechnet und gemittelt. Die Beschreibung der Orientierung der USGA in den bekannten Größen *Inclination* und *Deviation* wurde durch das anatomische Koordinatensystem erreicht. Aus ebenfalls fünf Versuchen mit je drei Punkten P₁-P₃ wurden insgesamt fünf Transversalebene wie in Kapitel 4 beschrieben berechnet. Aus diesen ergab sich eine Streuung der einzelnen Ebenen. Die Ebene mit der größten Abweichung zum Gruppenmittel wurde aus der Analyse ausgeschlossen und aus den übrigen eine resultierende (mittlere) Ebene gebildet. Mit der sagittalen Ebene wurde analog zur Transversalebene verfahren.

Die Ausprägung der unabhängigen Variable *Deviation* war von zentralem Interesse. Als abhängige Variable wurde zunächst ausschließlich die Muskelaktivität der Wadenmuskulatur analysiert. EMG-Daten sind bekannt dafür, sehr rauschbehaftet zu sein. Physiologischer Cross-Talk zwischen angrenzenden Muskeln, die Dicke der subkutanen Gewebeschichten und deren Leitfähigkeiten sind nur einige der Einflussfaktoren auf das EMG-Signal. Farina, Merletti & Enoka (2004) listen in ihrem Übersichtsartikel insgesamt 28 Faktoren, die das EMG-Signal beeinflussen. Dennoch können aus der Analyse der Muskelaktivität gemessen an der Hautoberfläche interessante Eigenschaften isoliert werden. Hauptsächlich im Kontext aktiver Prothesen wird die Verwendung unterschiedlicher Signal-Feature diskutiert (Farina et al., 2004). Ziel ist die Reduktion der Dimensionen des Signals in unterschiedliche Eigenschaften. Aus dieser Information können bestimmte Ansteuerungsprofile erkannt

und den jeweiligen Bewegungen zugeordnet werden. Aktive Prothesenträger waren dadurch in der Lage die mechanischen Hilfen mit der eigenen Muskulatur zu steuern (vgl. Farina, Jiang, Rehmaum, Holobar, Graimann, Dietl & Aszmann, 2014). Geht man davon aus. Zur Aufklärung der Ansteuerungsprofile in der vorliegenden Arbeit wurde der Beschreibung nach Negi, Kumar & Mishra (2016) gefolgt: Nach der Aufnahme der Daten wurde zunächst eine große Zahl an Features extrahiert. Dann wurde die Anzahl durch statistische Verfahren reduziert, um auf einer geringeren Anzahl an Features zu klassifizieren. Der Vorteil bei der Feature-Extraktion in der Zeit-Domäne ist, dass die EMG-Daten ohne komplexere Vorverarbeitung verwendet werden können. Dennoch wur-

de für den inter-individuellen Vergleich eine Zeit- sowie Amplitudennormalisierung durchgeführt. Für die Berechnung der Feature wurden zunächst Schritte anhand der im Laufband integrierten Druckmessplatte automatisch detektiert. Aus allen Schritten wurden 30 zufällig gewählte Schritte gemittelt. Für die Amplitudennormalisierung wurde die mittlere Aktivierung während des gesamten Schrittes verwendet. Zeitlich wurde jeder Datensatz danach auf 100% der Standphase normiert. Lavcanska et al. (2005) zeigen, dass sich die Standardabweichung zwischen einzelnen Schritten nach 6 min nicht mehr verändert. Daraus schlussfolgerten die Autoren, dass dies mit einer Stabilisierung des Laufbildes gleichzusetzen ist. Die mittlere Aktivität während der Standphase kann also als stabiles Kriterium für die Amplitudennormalisierung verwendet werden. Negi et al. (2016) stellten die folgenden Feature vor, die in der vorliegenden Arbeit ebenfalls berechnet wurden: Das Root Mean Square (RMS) ist definiert durch

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \chi_i^2} \quad (1)$$

wobei N die Signallänge ist. χ_i ist das EMG Signal in Segment i. Der Integrated Absolute Value (IAV) und Mean Absolute Value (MAV) wurden wie folgt berechnet:

$$\text{IAV} = \sum_{i=1}^N |\chi_i| \quad (2)$$

$$\text{MAV} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \chi_i \quad (3)$$

Der Modified Mean Absolute Value type 1 (MAV1): MAV1 wird wie folgt berechnet:

$$\text{MAV1} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N w_i |X_i| \quad (4)$$

$$\text{where } W_i = \begin{cases} 1, & 0.25N \leq i \leq 0.25N \\ 0.5, & \text{otherwise} \end{cases}$$

Modified Mean Absolute Value type 2 (MAV2): Die gewichtete Fensterfunktion W_i ist eine kontinuierliche Funktion und wird wie folgt berechnet:

$$\text{MAV2} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N w_i |X_i| \quad (5)$$

$$\text{where } W_i = \begin{cases} 1, & 0.25N \leq i \leq 0.75N \\ 4i/N, & i < 0.25N \\ 4(i - N)/N, & \text{otherwise} \end{cases}$$

Simple Square Integral (SSI):

$$\text{SSI} = \sum_{i=1}^N X_i^2 \quad (6)$$

Varianz (VAR):

$$\text{VAR} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N X_i^2 \quad (7)$$

v-Order (V) wurde mit der folgenden Formel berechnet:

$$V = \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^v \right)^{\frac{1}{v}} \quad (8)$$

Waveform Length (WL) wurde mit der Formel:

$$WL = \sum_{i=1}^{N-1} |x_{i+1} - x_i| \quad (9)$$

berechnet. Average Amplitude Change (AAC) kann wie folgt berechnet werden:

$$AAC = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-1} |x_{i+1} - x_i| \quad (10)$$

Difference Absolute Standard Deviation Value (DASDV) wurde definiert als:

$$DASDV = \sqrt{N^1 - 1 \sum_{i=1}^{N-1} (x_{i+1} - x_i)^2} \quad (11)$$

Zero Crossing (ZC) zählt die Häufigkeit der Nullliniendurchläufe. Für zwei aufeinanderfolgende Werte x_i und x_{i+1} wurde ein Nullliniendurchlauf gezählt, wenn gegeben war:

$$\begin{aligned} & (x_i > 0 \text{ AND } x_{i+1} < 0) \text{ OR } (x_i < 0 \text{ and } x_{i+1} > 0); \\ & \text{AND } (|x_i - x_{i+1}| \geq \text{threshold}) \end{aligned} \quad (12)$$

Slope Sign Change (SSC): Das SSC Feature zeigt die Veränderung des Vorzeichens in der Steigung des EMG Signals. Für aufeinander-

derfolgende Werte x_{i-1} , x_i und x_{i+1} wurde ein Vorzeichenwechsel gezählt wenn gegeben war:

$$\begin{aligned} & (x_i > x_{i-1} \text{ AND } x_i > x_{i+1}) \text{ OR } (x_i < x_{i-1} \text{ and } x_i < x_{i+1}) \\ & \text{And}(|x_i - x_{i+1}| \geq \text{threshold OR } |x_i - x_{i-1}| \geq \text{threshold}) \end{aligned} \quad (13)$$

Willison Amplitude (WAMP) zählt die Amplitudenveränderung eines Signals, die eine vordefinierte Schwelle überschreitet.

$$\begin{aligned} \text{WAMP} &= \sum_{i=1}^N [f(|x_i - x_{i+1}|)]; \quad (14) \\ f(x) &= \begin{cases} 1, & x \geq \text{threshold} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \end{aligned}$$

Die gesetzte Schwelle in den ZC, SSC und WAMP-Features hängt vom Rauschpegel ab. Dieser wurde durch den RMS in einer inaktiven EMG-Phase bestimmt. Aus diesen 14 Features wurde für jeden Probanden und Muskel ein Feature-Vektor erstellt. Der Vektor ($\vec{P}_n = 1 \times 42$) beinhaltet in jeder Spalte ein Feature. Daraus ergab sich bei n Probanden ein Feature-Space von $M = n \times 42$. Aus diesem Feature-Space wurden diejenigen Feature, die die größte Varianz zwischen den n Probanden aufklären über eine Principal Component Analysis (PCA) berechnet. Die PCA entspricht einer Hauptachsentransformation. Dabei wird die Hauptachse in Richtung der größten Varianz im Datensatz ausgerichtet. Diese entspricht dann der ersten Hauptkomponente. Die zweite Hauptkomponente zeigt in Richtung der zweitgrößten Varianz orthogonal zur ersten Hauptkomponente, usw. Im Ergebnis erhält man diejenigen

Feature, deren Varianz über die Observationen am größten ist. Damit tragen diese hauptsächlich zur Aufklärung der Unterschiede zwischen den Muskelaktivierungen der Probanden bei und sollten im Sinne der Hypothese die *Deviation* in zwei getrennte Gruppen unterteilen können. Aus diesem Grund wurden Feature, die nicht oder nur sehr gering zur Aufklärung beitragen, bei der Klassifizierung nicht berücksichtigt.

Als Klassifikator wurde der K-Means Algorithmus verwendet. Bei einer bekannten Anzahl an Clustern/Gruppen ordnet der K-Means die Observationen im iterativen Verfahren den Gruppen so zu, dass der Abstand zum jeweiligen Gruppenmittel für alle Punkte dieser Gruppe minimal wird. Gestartet wurde mit zwei zufällig gewählten Gruppenmitteln. Schrittweise wird der euklidische Abstand einer jeden Observation zum Gruppenmittel berechnet. Die Observation wurde der Gruppe zugeteilt, zu deren Mittelpunkt der Abstand am geringsten ist. Nach der Zuordnung aller Punkte wurde der Mittelpunkt der daraus entstandenen Klassen und alle Abstände zu den Observationen neu berechnet. Dieser Vorgang wurde wiederholt, bis es zu keiner Veränderung in der Klassenzugehörigkeit der Observationen mehr kommt. Fünf aufeinanderfolgende Klassifikationen nach dem eben benannten Schema wurden zur Bestätigung der Robustheit der Gruppenzuordnung durchgeführt. Es wurde die Annahme getroffen, dass sich zwei Klassen aus dem Datensatz bilden lassen. Klasse 1 sollte dann alle Achsen unter dem Schwellwert und Klasse 2 alle Achsen über dem Schwellwert x beinhalten. Für jeden Probanden wurde die Klassenzugehörigkeit und die *Deviation* der USGA in einer Ergebnisgrafik ver-

anschaulicht. Zur statistischen Absicherung der Ergebnisse wurde der Pearson Produktmoment Korrelationskoeffizient als Maß für den Zusammenhang zwischen der *Deviation* und den ersten drei Hauptkomponenten berechnet. Die Interpretation der Zusammenhänge wurde nach Cohen (1988) vorgenommen. Zusätzlich wurden die Mittelwertunterschiede der gebildeten Klassen auf Signifikanz getestet. Bei Normalverteilung wurde ein T-Test für unabhängige Stichproben verwendet.

6.3 ERGEBNISSE

	♂ (n= 13)	♀ (n=6)	Gesamt
Alter [Jahre]	36.1 (± 13.8)	26.3 (± 9.9)	33 (± 13.3)
Laufleistung [km/W]	32.9 (± 25.8)	22.3 (± 15.3)	29.5 (± 23.2)
Geschwindigkeit [m/s]	3.7 (± 0.6)	2.5 (± 0.4)	2.8 (± 0.6)

Tabelle 9: Stichprobe nach Prüfung der Ausschlusskriterien. Die Werte werden als Mittelwerte und Standardabweichung angegeben.

Aus den insgesamt 29 Datensätzen wurden zehn Datensätze ausgeschlossen. Bei einem Proband mussten die Messungen vorzeitig beendet werden.¹Drei Probanden wiesen in der Berechnung der anatomischen Koordinatensysteme Streuungen $\sigma_{\text{koord}} > 4^\circ$ auf. Diese Streuung entsprach mehr als der Messunsicherheit des Gesamtsystems. Es konnte daher nicht von einer reliablen Bestimmung der Bezugsgrößen ausgegangen werden. Bei fünf Probanden

zeigten sich Gelenkbewegungen, die nicht mit dem theoretischen Konstrukt eines Scharniergelenks vereinbar waren (Abbildung 22). Folglich wurden insgesamt 19 Datensätze ausgewertet.

Der Klassifikator konnte die Datensätze robust in fünf aufeinanderfolgenden Durchläufen mit zufälligen Startpunkten zwei Klassen zuordnen. Die Achsen in den jeweiligen Klassen zeigen eine Gruppenbildung nach der Ausprägung des Merkmals *Deviation* (Abbildung 23). Auf Basis der Schrittmuster im EMG wurden alle Achsen mit einer *Deviation* $D < 4^\circ$ der Klasse 1 zugeordnet. Alle Achsen mit einer *Deviation* $D > 5.5^\circ$ wurden der zweiten Klasse zugeordnet. Die ersten drei Hauptkomponenten korrelieren mit *Deviation* D der Probanden wie in Abbildung 24-26 dargestellt.

Studien	Dev	Inc	N
Hochwald (2007)	3.43 \pm 10.12	28.05 \pm 16.04	97
Reule et al. (2011)	11 \pm 23	42 \pm 26	614
Parr et al. (2012)	5 \pm 3.4	45.5 \pm 3.8	58
RUNTIME	5.84 \pm2.48	39.05 \pm8.10	19

Tabelle 10: Ergebnistabelle der Orientierung der USGA im Vergleich zu vorangegangenen Studien mit gleicher Definition der sagittalen Ebene des Fußkoordinatensystems. Die Werte sind als Mittelwerte $\pm\sigma$ dargestellt.

¹ Wegen plötzlichem Unwohlsein wurde die Messung auf Wunsch des Probanden abgebrochen.

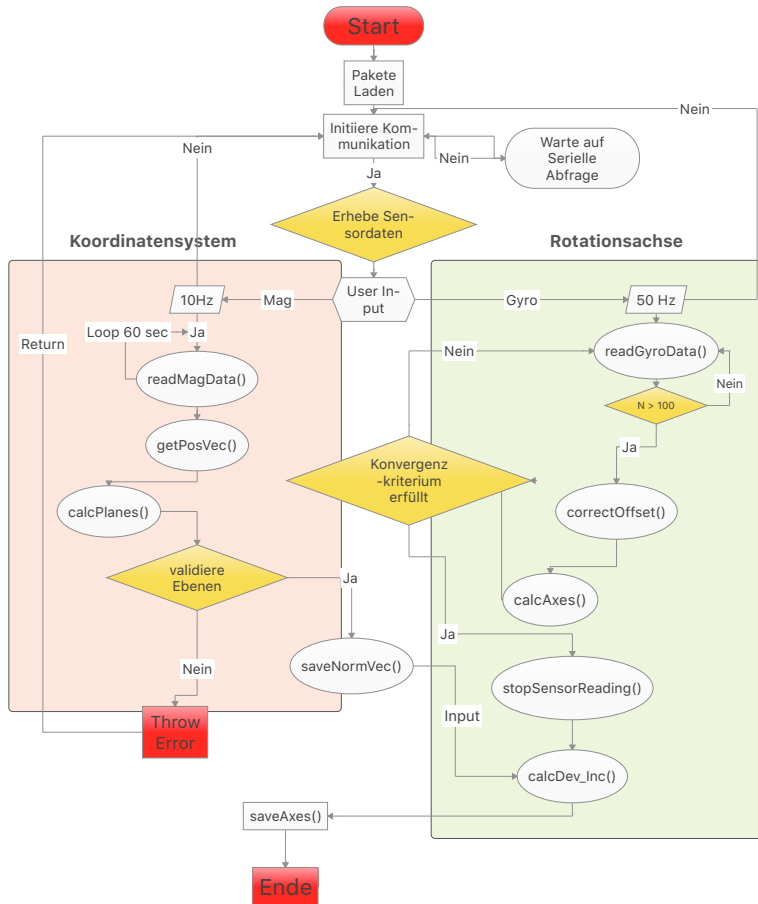


Abbildung 20: Workflow Achsenbestimmung: Dargestellt ist der Ablauf der Programmstruktur. Das Steuerelement entscheidet über User-Eingaben welche Sub-Unit aufgerufen werden soll. Die Sub-Units arbeiten autark. Lediglich das Ergebnis aus der Koordinatensystem-Konstruktion wird von der Sub-Unit „Achsenbestimmung“ benötigt.

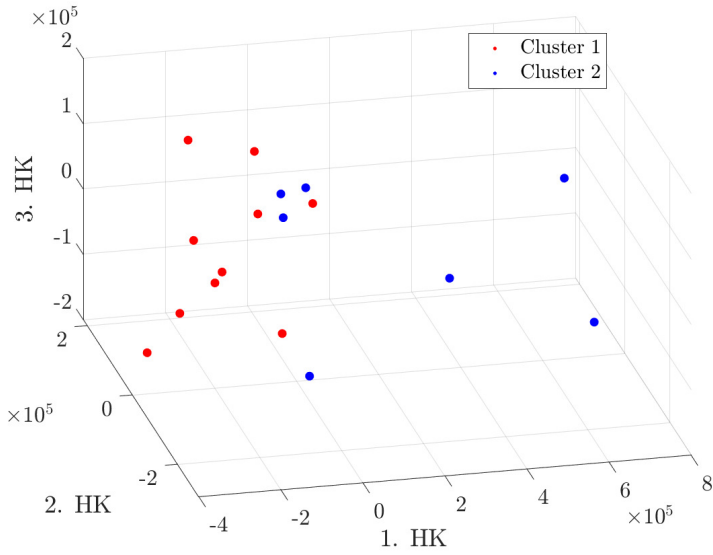


Abbildung 21: Ergebnis des K-Means Clusterings. Dargestellt sind die ersten drei Hauptkomponenten.

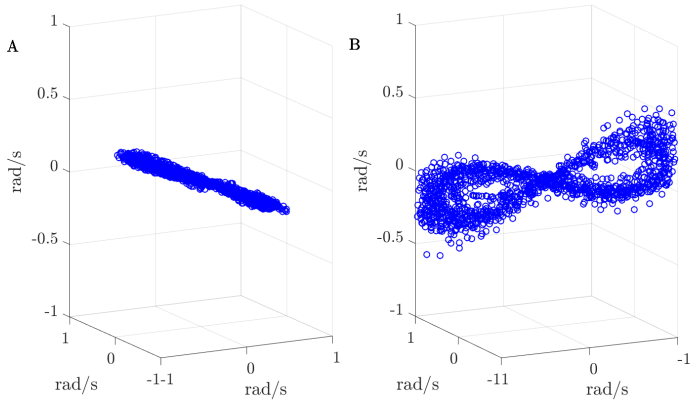


Abbildung 22: Vergleich zweier Rotationsdatensätze aus angestrebter isolierter Bewegung im Sprunggelenk in fünf aufeinanderfolgenden Versuchen. **A** zeigt eine Rotationsbewegung aus einem als valide angenommene Datensatz. **B** zeigt eine beispielhafte Darstellung eines ausgeschlossenen Datensatzes. Die dreidimensionalen Rotationsgeschwindigkeiten im Scatter-Plot sollten nach der theoretischen Annahme entlang einer einzelnen Rotationsachse verlaufen (wie in **A**). In **B** ist dies nicht der Fall.

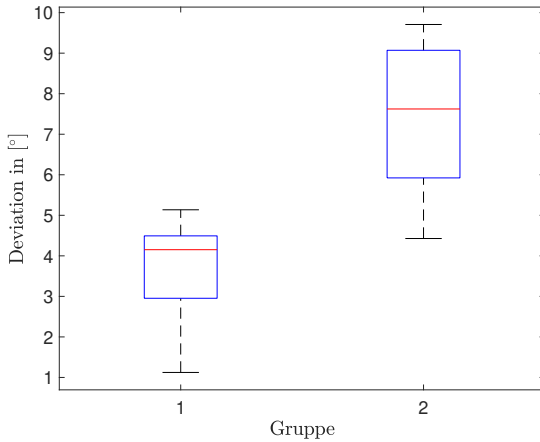


Abbildung 23: Verteilung der Achse nach Gruppen geordnet im Boxplot. Die Gruppenmittelwerte unterschieden sich signifikant voneinander ($p < 0.001$). In Gruppe 1 sind insgesamt $n = 8$ Probanden und in Gruppe 2 $n = 11$ Probanden. Die Gruppenmittelwerte liegen bei $\text{mean}_1 = 3.6^\circ \pm 1.7^\circ$ und $\text{mean}_2 = 7.3^\circ \pm 1.9^\circ$.

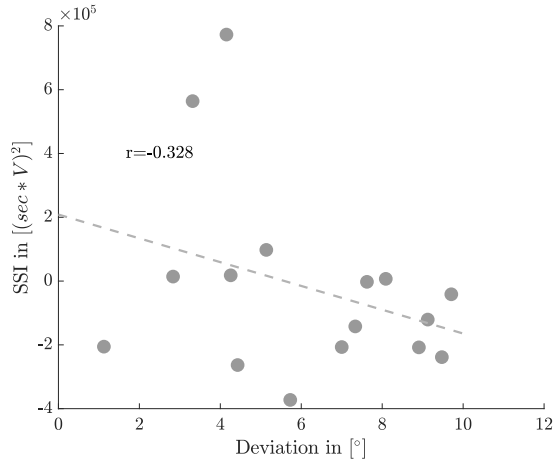


Abbildung 24: Korrelation des Feature SSI des *M. gastrocnemius med.* mit der Deviation der USGA. r entspricht dem Korrelationskoeffizient.

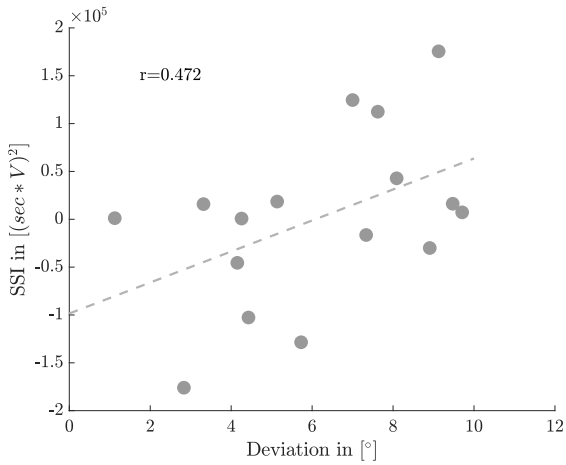


Abbildung 25: Korrelation des Feature SSI des *M. gastrocnemius lat.* mit der Deviation der USGA. r entspricht dem Korrelationskoeffizient.

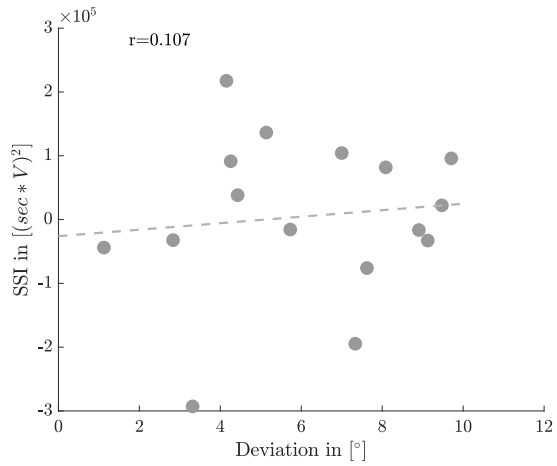


Abbildung 26: Korrelation des Feature SSI des *M. Soleus* mit der Deviation der USGA. r entspricht dem Korrelationskoeffizient.

7

Diskussion

Die Ergebnisse der einzelnen Teilprojekte werden getrennt voneinander diskutiert.

7.1 DISKUSSION TEIL I: VALIDIERUNG AM MODELL

Die empirische Überprüfung am mechanischen Modell belegt die Validität des neuen Verfahrens. In allen Fällen konvergierte der Algorithmus auf den exakt gleichen Wert. Der systematische Fehler von 0.13° im Vergleich zum Referenzsystem lässt sich durch eine systematische Abweichung der Ultraschallsender von der Rotationsachse sowie der Sensorachse erklären. Die Sender wurden an spezifisch angepassten Verschaltungen angebracht, die im 3D-Druckverfahren hergestellt wurden. Der verwendete Drucker erreichte dabei eine Fertigungsgenauigkeit von 0.4mm (Herstellangaben) welche die Abweichung erklären könnte. Eine Veränderung der Bewegungsgeschwindigkeit, der Messdauer und der Bewegungsform ergaben keinen messbaren Einfluss auf das Ergebnis. Die Streuung von $\sigma < 0.4^\circ$ bei der Wiederholung einer Messung ohne Standortwechsel des Sensors belegt eine hohe Stabilität des

Ergebnisses. Einige Autoren berichteten eine schraubenartige Bewegung des Calcaneus relativ zum Talus (vgl. Manter, 1941; Root, 1973). Das mechanische Modell erzeugte reine Rotationsbewegungen. Da jedoch ein Gyroskop für Translationen nicht sensitiv ist, sind keine Einflüsse auf das Ergebnis zu erwarten. Legt man die von Inman (1976) gemessene Varianz der USGA zugrunde, hat das Verfahren eine relative Ungenauigkeit von 2.57% bezogen auf den Messbereich von 26° . Das wird durch den $RMSE=0.67^\circ$ gezeigt. Der Messfehler kann als vertretbar eingeschätzt werden, folgt man der Forderung von Piazza (2005), der eine Genauigkeit von 5° voraussetzt. Für den *in-vivo* Einsatz werden jedoch größere Ergebnisstreuungen erwartet. Durch eine erschwerte Applikation, Weichteilverschiebungen bei der Bewegung und eine mechanisch nicht optimale Achse lässt sich eine größere Fluktuation vermuten. Eine direkte Validierung am Menschen war zu diesem Zeitpunkt aus zwei Gründen nicht möglich: (1) die Orientierung der Achsen werden in Bezug auf die Anatomie angegeben. Dieser Bezug wird durch das anatomische Koordinatensystem geleistet, welches zu diesem Zeitpunkt noch nicht entwickelt war. (2) Ein geeignetes Referenzsystem, von dem bekannt ist, dass es die USGA-Orientierung valide abbildet, war nicht verfügbar.

7.2 DISKUSSION TEIL II: *in-vivo* RELIABILITÄTSANALYSE

Die USGA wurde an einem Probanden bestimmt. Überprüft wurde die Reproduzierbarkeit des Ergebnisses innerhalb mehrerer Messwiederholungen. Die größere Ergebnisvarianz, Spanne

$S_{\text{dev/inc}} < 1.5^\circ$ und $\sigma_{\text{dev/inc}} < 0.7^\circ$ *in-vivo*, verglichen mit dem mechanischen Modell (Spanne $S < 0.9$, $\sigma < 0.4$), lässt sich auf verschiedene Gründe zurückführen: Die maximale Dorsalflexion fixierte den Talus womöglich nicht vollständig und erlaubte geringe Relativbewegungen zwischen Tibia und Talus (Lewis et al., 2007, vgl.). Die Bewegung zwischen Tibia und Calcaneus ist dann keine Scharnierbewegung mehr. Dies erhöht die mögliche Anzahl an Parameterkombinationen, für die das Konvergenzkriterium der Optimierung gültig wird. Das ist jedoch für den vorliegenden Fall unwahrscheinlich. Innerhalb einer Messung wurde in 100 Iterationen mit unterschiedlichen Startwerten die selbe Achse ermittelt. Wahrscheinlicher sind kleine Unterschiede in der Bewegungsausführung. Relativbewegungen zwischen Sensor und Segment beeinflussten das Berechnungsmodell womöglich negativ. Sie sind schwer zu quantifizieren und können als unabhängig zwischen zwei Messungen angenommen werden. Des Weiteren wurde der Sensor eventuell durch Weichteilbewegungen zwischen zwei Messungen verschoben. Da er selbst die Referenz bildet, führt jede Positionsveränderung direkt zu Ergebnisveränderungen. Die Standardabweichung war mit $\sigma < 0.7^\circ$ immer noch sehr gering. Die erhobenen Daten lassen belastbare Aussagen nur über die Reproduzierbarkeit des Ergebnisses zu. Obgleich die Validität über das mechanische Modell nachgewiesen wurde, ist eine Einschätzung über die *in-vivo* Validität nur mutmaßlich möglich. Eine qualitative Beurteilung der Rotationsgeschwindigkeiten zeigte jedoch eine hohe Übereinstimmung der menschlichen Bewegung im Vergleich zum Modell. Zudem unterstützt die stabile Berechnung mit unterschiedlichen Startwerten eine für das Modell valide Bewegungs-

form. Demzufolge kann man vermuten, dass das USG in der vorgestellten Konfiguration wie ein Scharniergelenk rotierte.

Das anatomische Koordinatensystem orientiert sich an den Vorgaben der ISB (Wu et al., 2002). Dennoch wich die tatsächliche Vorgehensweise bei der Konstruktion der Ebenen ab. Die Transversalebene der ISB-Empfehlungen orientiert sich an der Fußfläche, wodurch der Boden, auf dem der Fuß steht, die beste Näherung an diese Ebene darstellt. Durch diese Definition der Transversalebene war eine weitere Palpierung der Tibiakante für die Definition der Sagittalebene, die potentiell anfällig ist für Fehler, nicht mehr nötig. Eine zur Transversalebene orthogonale Ebene konnte durch Anwendung einfacher linearer Algebra eindeutig konstruiert werden. So mussten nur die Durchstoßpunkte der Sagittalebene am Vor- bzw. Rückfuß bestimmt werden. Damit war die Genauigkeit der Koordinatensystemkonstruktion nicht mehr von der absoluten Ausrichtung des Unterschenkels abhängig. Ebenso reduzierten sich die nötigen Punkte auf dem Segment. Hieraus ergibt sich die deutlich verbesserte Reliabilität im Vergleich zu Hochwald (2007), der für das Tibiakoordinatensystem eine Genauigkeit von $\pm 2^\circ$ angab. Der Punkt auf dem Vorfuß (P5) hatte den größten Abstand zum Magnetfeldsensor und war damit der kritischste Punkt bezüglich der Messunsicherheit. Im *in-vivo* Versuch befand er sich leicht außerhalb der angenommenen nötigen Auflösung von 12 cm ($\approx 13.5\text{cm}$). Dennoch war er innerhalb des Messbereichs, der in der Reliabilitätsprüfung abgedeckt wurde. Es kann von der in Tabelle 3 auf Seite 75 gezeigten Unsicherheit von <0.1 mm ausgegangen werden. Der größere Abstand zum Magnetfeldsensor ist

damit für die *in-vivo* Versuche irrelevant. Für zukünftige Untersuchungen sollte ein EM-Zeiger konstruiert werden, der eine größere räumliche Auflösung zulässt. Die deutlich größeren Standardabweichungen in den Vektoren zu den Punkten P(4) und P(5) lässt sich dadurch erklären, dass der Testleiter die anatomischen Punkte zwischen 2 Versuchen nicht absolut reproduzierbar palpieren konnte.

Die Reliabilitätsanalyse wurde an einem einzelnen Probanden durchgeführt. Dies kann insofern als Limitation betrachtet werden, da der subjektsspezifische Fehler bspw. in der Bewegung nicht hinreichend aufgeklärt werden kann. In der Reliabilitätsanalyse wird untersucht, ob das abzubildende Merkmal reproduzierbar und damit verlässlich bestimmt werden kann. Im vorliegenden Fall ist das Merkmal die Rotationsbewegung des Probanden. Es ist durchaus denkbar, wenn auch unwahrscheinlich, dass der untersuchte Proband auf Grund spezifischer Ausprägungen besonders geeignet gewesen ist, um isolierte Rotationen im Sprunggelenk zu untersuchen. Über die Fluktuation des Merkmals innerhalb der Grundgesamtheit kann keine Aussage getroffen werden.

Zentrale Annahmen der Statistik approximieren die zufälligen Fehler als normalverteilt. Daraus folgend bilden die Mittelwerte den gesuchten tatsächlichen Wert bei weitem besser ab, als einzelne erhobene Werte. Aus diesem Grund wird in der späteren Anwendung dem Schema der Reliabilitätstests gefolgt und die Zielgrößen mehrfach ($n=5$) berechnet und der Mittelwert und die Standardabweichung gebildet. Anhand der Standardabweichungen kann eine Aussage über die Übereinstimmung sich wiederholender Messungen und damit über die zugrundeliegenden Bewegungsabläufe

und die Qualität der ermittelten Rotationsachsen gemacht werden. Die Standardabweichung wird als Kriterium für eine zuverlässige Messung in zukünftige Messabläufe integriert.

Die Abschätzung zufälliger Einflüsse auf das Messergebnis ergibt eine Unsicherheit von $\Delta E \approx 3,2^\circ$. Mit dieser Messunsicherheit übertrifft das Verfahren die in der Literatur geforderten 5° .

7.3 DISKUSSION TEIL III: RUNTIME

Das neu entwickelte Verfahren wurde in einer Studie angewandt. Es konnte gezeigt werden, dass mit dem neuen Verfahren plausible Rotationsachsen mit einer Genauigkeit bestimmt werden können, die sehr wahrscheinlich für diagnostische Fragestellungen ausreichend ist. Die Hypothese der Studie wurde bestätigt. Die Muskelaktivität der Wadenmuskulatur trennte die USGA-Orientierung in zwei Gruppen, deren Mittelwerte sich signifikant unterscheiden. Damit konnte in dieser Studie erstmals ein Hinweis auf die Bedeutung der inter-individuellen Orientierung der USGA für die Muskelaktivität beim Laufen gezeigt werden.

7.3.1 *Stichprobe*

Für die Eingrenzung der Komplexität der Fragestellung sollten nur Rückfußläufer in die Studie aufgenommen werden. Wie die Orientierung der USGA mit der Aktivität bei Mittel- oder Vorfußläufern zusammenhängt, kann mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie nichts gesagt werden. Es ist durchaus denkbar, dass

durch den ausbleibenden Fersenkontakt maßgebliche Veränderungen im Ansteuerungsprofil entstehen. Insgesamt ist die Stichprobe mit 19 Personen deutlich zu klein, um allgemeingültige Ergebnisse zu erzielen. Es ist zu erwarten, dass Personen, die regelmäßig laufaktiv sind, ein stabiles Ansteuerungsmuster in der Lokomotion aufweisen. Außerdem wurde angenommen, dass die selbstgewählte Laufgeschwindigkeit bei einem aktiven Kollektiv weniger variiert. Daher wurden ausschließlich Probanden in die Studie aufgenommen, die aktive Laufsportler waren. In der vorliegenden Stichprobe ergab sich dennoch eine große Streuung bezüglich der Laufgeschwindigkeit und den tatsächlichen wöchentlichen Laufdistanzen. Ein Proband gab an ca. 100 km/Woche zu laufen. Jedoch zeigten weder die Laufleistung noch die gelaufene Geschwindigkeit Zusammenhänge mit der Gruppenzuteilung durch die EMG-Features. Ein Einfluss der großen Gruppen-Varianz in den Parametern Laufleistung und Laufgeschwindigkeit auf die Ergebnisse kann zumindest statistisch ausgeschlossen werden. Ein häufig diskutierter Punkt bleibt die Analyse der Laufbewegung auf dem Laufband. Wank, Frick & Schmidtbleicher (1998) zeigten bereits signifikante Unterschiede sowohl in kinematischen als auch elektromyographischen Daten zwischen den verschiedenen Laufbedingungen. Es wurde für die vorliegende Arbeit vermutet, dass sich die Kinematik nur oberflächlich ändert und die zugrundeliegenden Aktivierungsprofile die gleichen bleiben. Dieser Vermutung fehlt es jedoch an einer Bestätigung, wodurch die Aussagekraft der Ergebnisse auf Laufbanduntersuchungen eingeschränkt bleibt.

7.3.2 EMG

Der Vergleich der EMG-Aktivität des *M. soleus* mit Daten aus der Literatur (vgl. Gazendam & Hof, 2007) zeigte keine Besonderheiten der vorliegenden EMG-Daten. Die mittlere Aktivität aller Muskeln ist ebenfalls mit vorheriger Literatur vergleichbar (Meinert, 2016). Unter Einbezug der Ergebnisse aus Lavcanska et al. (2005) und Meinert (2016) konnte durch die Aufwärmphase von 6 min von einer adäquaten Eingewöhnung der Probanden an das Laufband ausgegangen werden. Die mittlere Laufgeschwindigkeit von 2.8m/s ist mit ähnlichen Arbeiten vergleichbar (Meinert, 2016; Meinert, Brown & Alt, 2016).

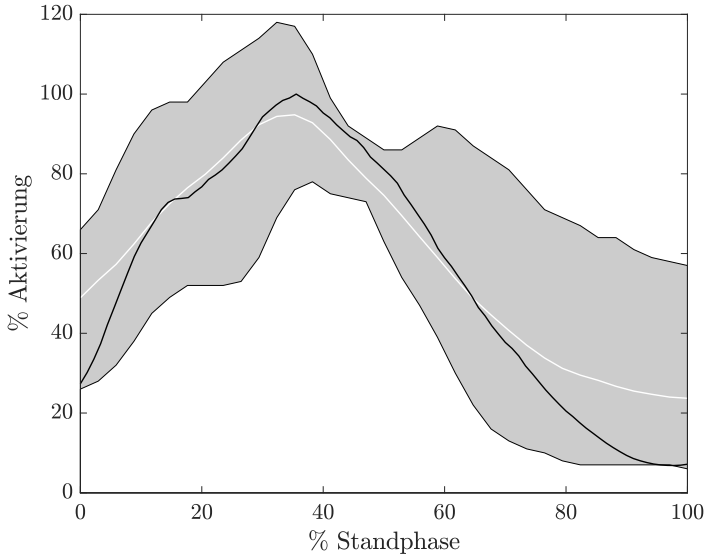


Abbildung 27: Beispielhafter *M. soleus* EMG-Verlauf über die Standphase im Vergleich zu Verlaufsdaten aus Gazendam & Hof (2007). Die schwarze Linie beschreibt den mittleren amplituden-normalisierten Verlauf der EMG-Daten aller Probanden der RUNTIME Studie. Die weiße Linie zeigt den gleichen Verlauf aus den Vergleichsdaten in der Literatur. Die graue Fläche zeigt die Spanne der Daten aus Gazendam & Hof (2007). Die RUNTIME-Daten weisen keine Auffälligkeiten im Vergleich bereits publizierter Daten auf.

Die Hauptaufgabe des *M. triceps surae* ist der Vortrieb durch die Plantarflexion im OSG. Während der Standphase könnte die-

ser Muskelkomplex dennoch eine Doppelrolle in Form aktiver Stabilisierung übernehmen. Bei einer steigenden *Deviation* wird ein vergrößerter senkrechter Abstand der Achillessehneninsertion zur USGA vermutet. Gleichzeitig verringert sich der Hebelarm des *M. tibialis anterior*. Ab einer gewissen *Deviation* ist sogar eine entgegengesetzte Bewegung durch den *M. tibialis anterior* denkbar (Klein et al., 1996; Alt, 1999). Entstehende Pronationsmomente müssten demnach über eine erhöhte Aktivierung bspw. des *M. triceps surae* oder des *M. tibialis posterior* ausgeglichen werden. Letzterer wurde in dieser Studie nicht abgeleitet, wodurch die Aktivierung nicht in die Interpretation einbezogen werden kann. Der mögliche Supinationsanteil des *M. triceps surae* durch eine vergrößerte *Deviation* ist im Vergleich zur Plantarflexion klein. Bemerkenswert ist daher die negative Korrelation des *M. gastrocnemius med.* mit der *Deviation* der USGA bei gleichzeitiger positiver Korrelation des *M. gastrocnemius lat.* Man könnte daraus eine nötige einseitig dominante Ansteuerung ableiten, die die Supinationswirkung des Muskelkomplexes maximiert. Auf Basis der Ergebnisse dieser Studie müsste man weiter annehmen, dass der Sehnenverlauf des *M. gastrocnemius lat.* bei größerer *Deviation* ein größeres Supinationsmoment aufbringt. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass die Sehnenanteile des *M. gastrocnemius lat.* einen größeren senkrechten Abstand zur Rotationsachse des USG haben könnten. Unter dieser Annahme würde der *M. gastrocnemius med.* das aufgebrauchte stabilisierende Moment aufheben und würde daher gehemmt. Ist das der Fall, wären die Kollagenfasern der Achillessehne nicht parallel-verlaufend, sondern überkreuzt am Tuber Calcanei angebracht. Erste Hinweise auf einen solchen Faszikelverlauf wurden von Szaro, Witkow-

ski, Śmigielski, Krajewski & Ciszek (2009) gezeigt. Einen weiteren Nachweis präsentierte Potthast (2015) durch die Präparation acht menschlicher Achillessehnen durch röntgendichte fine-wires. Abbildung 28 zeigt grafisch den Verlauf der rekonstruierten Sehnenanteile aus den einzelnen Köpfen des *M. triceps surae*. Hierdurch wird die Interpretation der Zusammenhänge der Muskelaktivität mit der Achse unterstützt.

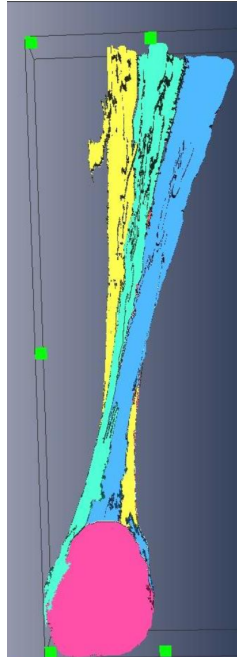


Abbildung 28: Verlauf der Sehnen einzelner Köpfe des *M. triceps surae* aus einem menschlichen, *in-vitro* präparierten Unterschenkel. Die Faszikel des *M. gastrocnemius med.* verlaufen von medial nach lateral, die Faszikel des *M. gastrocnemius lat.* verlaufen von lateral nach medial. Die Faszikel des *M. soleus* verlaufen von medial nach medial (vgl. Potthast, 2015)

Der *M. soleus*, dessen Sehnenanteile dann weiter medial am Calcaneus ansetzen, hat keinen mechanischen Einfluss auf die Pronation/Supination des Calcaneus. Entsprechend den Erwartungen

korreliert der SSI nicht mit der *Deviation* der Achse.

Als mögliche abhängige Variablen wurden insgesamt 14 Features bestimmt. Da ein Zusammenhang der EMG-Aktivität mit der USGA auf Grund entstehender Gelenkmomente durch die Kontraktion der Muskeln vermutet wurde, waren vor allem diejenigen Feature interessant, deren Veränderung einen Rückschluss auf die Veränderung der Muskelkraft zulässt. Daher wurden ausschließlich Feature in der Zeit-Domäne extrahiert. Der durch die PCA reduzierte Feature-Raum beinhaltet in den ersten drei Hauptkomponenten den SSI aller Muskeln. Das Integral unter dem gleichgerichteten EMG gibt Aufschluss über die Gesamtaktivierung und ist damit indirekt Ausdruck der benötigten Muskelkraft. Die Quadratur des integrierten EMG (iEMG) vergrößert die Distanzen der einzelnen Beobachtungen, wobei der Effekt bei großen Distanzen verstärkt wird. Tatsächliche Unterschiede könnten so vom Rauschen eines Signals getrennt werden. Ohne vorherige Normalisierung der EMG-Amplituden ist ein inter-individueller Vergleich nicht möglich. Demzufolge wurde die Amplitude im Vorfeld auf die mittlere Aktivität während eines gesamten Schrittes normalisiert. Diese Normalisierung zeigte eine höhere Relibialität als die maximale Amplitude oder maximum voluntary contractions (MVC) (Burden & Bartlett, 1999). Außerdem wurde der Gang in der Vergangenheit als ein individuell stabiles Bewegungsbild angesehen, welches sich zugleich einfach aufnehmen lässt (Burden & Bartlett, 1999). Es kann daher davon ausgegangen werden, dass die mittlere EMG-Aktivität über mehrere Schritte ein inter-individuell stabiles Kriterium darstellt. Jedoch ist das Normalisierungskriterium, wie

es in der vorliegenden Arbeit verwendet wurde, Teil der abhängigen Variable und damit vom Untersuchungsgegenstand nicht unabhängig. Das heißt, dass die Interpretationen aus den Ergebnissen immer unter einem möglichen Einfluss der Normalisierung betrachtet werden müssen.

Neben bereits genannten Limitationen auf Grund der geringen Stichprobengröße und der Reduktion auf Rückfußläufer, ist der Zugang zur Mechanik über das Oberflächen-EMG kritisch. Die Muskelaktivität erklärt nur einen Teil der im Gelenk entstehenden Momente, was die Aussagekraft der Ergebnisse stark limitiert. Die Geometrie des Calcaneus beispielsweise hat einen entscheidenden Einfluss auf entstehende externe Gelenkmomente, die entsprechend durch die Muskelaktivität ausgeglichen werden müssen und nicht zwingend von der Achse abhängen. Angenommen zwei Personen unterscheiden sich lediglich in der Länge des Calcaneus (bei gleicher Orientierung der Achse und den selben Insertionspunkten aller relevanter Muskeln). In diesem Fall erfährt das USG mit dem längeren Hebelarm beim Fußaufsatz das größere Moment im Gelenk. Die durch externe Kräfte entstehenden Momente im USG konnten in der vorliegenden Studie nicht kontrolliert werden. Des Weiteren hängt die aufgebrachte Muskelkraft neben der Aktivität unter anderem vom Muskelquerschnitt, der Architektur und der Steifigkeit der Muskel-Sehnen-Einheit ab. Diese Größen wurden nicht kontrolliert, wodurch über die in dieser Studie verwendeten Methoden nur stark eingeschränkt Aussagen über die Muskelkraft möglich sind. Die geringen Korrelationen lassen vermuten, dass der Zusammenhang zwischen der Gelenkanatomie

und der Ansteuerung der Muskeln komplexer ist.

Aus den Ausführungen der Ergebnisse lassen sich weitere Ableitungen treffen, die zur Falsifikation der zugrundeliegenden Annahmen führen können. Wenn vorwiegend die Pronationsmomente ausschlaggebend für die Unterschiede in der Aktivierung der Wadenmuskulatur sind, so müsste sich dieser Effekt verstärkt in den ersten 10% der Standphase zeigen, da hier die Pronationmomente am größten sind. Zudem ist der *M. tibialis anterior* in dieser Phase am aktivsten. Sollten die Annahmen über den Hebelarm des Muskels zutreffen, so müsste sich die Aktivierung ab ca. 5.5° *Deviation* verringern und ein anderer invertorisch wirkender Muskel wie bspw. der *M. tibialis posterior* die Muskelaktivität erhöhen, um eine zusätzliche Verstärkung des Pronationsmoments zu verhindern. Der *M. tibialis posterior* ist für Oberflächen-EMG-Analysen nicht zugänglich, was eine Überprüfung schwierig macht. Zusätzlich müsste in diese Überlegung die Orientierung der USGA in Projektion auf die Sagittalebene einbezogen werden. Eine flache *Inclination* würde einen verstärkten Rotationsanteil in der Frontalebene durch das USG bedeuten. In Kombination mit einer großen *Deviation* der USGA würden zusätzlich invertorische Muskelmomente verringert. Man könnte mutmaßen, dass Personen mit einer *Deviation* $> 5.5^\circ$ und einer flachen *Inclination* für eine, von Lersch et al. (2012) als potentiell schädigend bezeichnete, Überpronation prädisponiert sind.

Zusammengefasst ist die Stichprobengröße zu klein, um allgemeingültige Aussagen zu tätigen. Methodische Schwierigkeiten im Umgang mit dem Oberflächen-EMG reduzieren die Aussagekraft

der Ergebnisse. Dennoch konnte in der vorliegenden Studie erstmals ein Hinweis auf die mögliche Bedeutung der USGA beim Laufen getroffen werden.

7.3.3 Achse

Die Orientierung der USGA aus der RUNTIME-Studie befindet sich im Bereich bereits publizierter Achsen (vgl. Inman, 1969; Hochwald, 2007; Reule et al., 2011, u.a.). Die Spanne $S_{dev} \approx 9^\circ$ ist geringer als bisher in der Literatur beschrieben (Inman: $S_{dev} \approx 17^\circ$). Das könnte der geringen Stichprobengröße geschuldet sein, wodurch nicht genügend Beobachtungen gemacht wurden, um die Verteilung in der Grundgesamtheit abzubilden. Zudem zeigt die Analyse der Literatur, dass die *Deviation in-vitro*, bestimmt aus dissektierten Gelenken, im Vergleich zu den Untersuchungen weitestgehend intakter Sprunggelenke systematisch höher ausfällt (vgl. Manter, 1941; Inman, 1969; Alt, 1999; Hochwald, 2007; Reule et al., 2011), mit Ausnahme der Arbeiten von Lewis et al. (2009) und van den Bogert & Smith (1994). van den Bogert & Smith (1994) berechneten eine Standardabweichung in 8 Messungen einer Person von $\sigma_{dev} = \pm 5^\circ$. Der berechnete Mittelwert einer Stichprobe ($Deviation = 18^\circ$) wurde aus Einzelmessungen der jeweiligen Probanden ermittelt. Die sich daraus ergebende Messunsicherheit macht es unmöglich, einen Vergleich zu den vorherigen Untersuchungen herzustellen. Bemerkenswert ist jedoch, dass in der Arbeit von van den Bogert & Smith (1994) erstmals überhaupt eine Messunsicherheit des Verfahrens angegeben wurde. Le-

wis et al. (2009) zeigten *in-vivo* eine *Deviation* von 18° bei einer Messunsicherheit $\sigma_{dev} = \pm 1.9^\circ$ in drei Versuchen. Das ist eine deutlich größere Ergebnisstabilität. Jedoch wich die markerbasierte Berechnung der finiten helikalen Achse von der MRT-Referenz ca. $\Delta E_{ref} = \pm 6^\circ$ ab. Der entstandene Fehler der kinematischen Analyse an der Hautoberfläche lässt sich durch die im MRT gezeigte Talus-Bewegung erklären. Die hieraus berechnete Rotationsachse stimmt mit dem zugrundeliegenden Postulat einer Achse in einem Freiheitsgrad nicht mehr überein. Die berechneten *Deviationswinkel* aus der MRT-Referenz werden in Lewis et al. (2009) nicht angegeben, wodurch eine Aussage über den korrigierten *Deviationswinkel* unmöglich wird.

Ein Grund für die systematischen Unterschiede der *Deviation* könnten die unterschiedlichen Koordinatensystemdefinitionen sein. Piazza (2005) korrigierten die *Deviationswinkel*, ohne jedoch das Vorgehen dabei hinreichend zu beschreiben. Lewis et al. (2007) substrahierten 3° von der *Deviationswinkeln* aus Inman (1976), van Langelaan (1983) und Leardini (2001) zum Angleich an das eigene Koordinatensystem. Selbst nach der Angleichung unterscheiden sich die mittleren *Deviationen* zwischen den dissezierten Gelenken und den intakten Sprunggelenken um ca. 10° . Es wurde weiter vermutet, dass die größeren *Deviationen* aus den *in-vitro* Studien durch die Reduktion rein auf die Artikulationsflächen in entstanden sind (Hochwald, 2007). Zudem schlussfolgert Alt (1999) aus einer Reihe von Befunden aus der Literatur, dass vor allem die Strukturen im Sinus und Canalis tarsi für die Relativbewegungen zwischen Calcaneus und Tals relevant sind. Bei vollständig dissezierten Gelenken sind alle bewegungsmoderierenden Einflüsse der Ligamente aus-

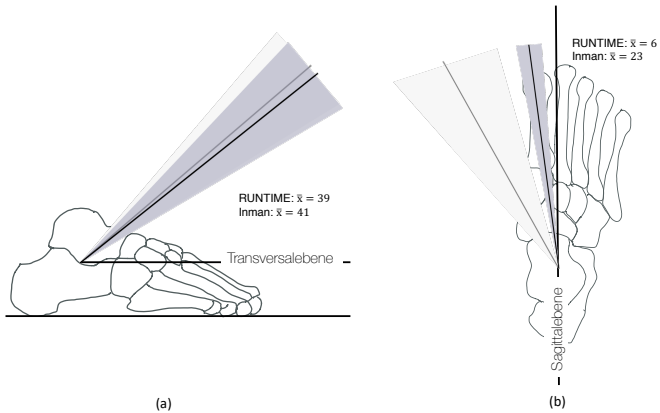


Abbildung 29: Vergleich der Ergebnisse mit Inman (1969): Illustration einer Projektion der *Inclination* (a) und der *Deviation* (b) der Rotationsachse in den *sinus tarsi*. \bar{x} = Mittelwerte aus den Studien von Inman (1969) (hellgrau) und der vorliegenden Studie RUNTIME (dunkelgrau); der schattierte Bereich umfasst $\pm 1 * SD$.

geschlossen. Die Relativbewegung basiert daher ausschließlich auf den Artikulationsflächen der Gelenkpartner. Die Annahme, dass die größeren *Deviationen* aus den *in-vitro* Versuchen durch die Reduktion auf die Artikulationsflächen entstanden, lässt sich insofern nicht bestätigen, als dass die berechneten *Deviationen* aus jenen Arbeiten von Parr et al. (2012) oder Cho et al. (2014) deutlich geringer ausfallen. Die Autoren berechneten die Rotationsachse zwischen Talus und Calcaneus rein auf der Geometrie der Gelenkflächen, rekonstruiert aus CT-Scans und kommen auf 5° , bzw. 12° . Man könnte schlussfolgern, dass die überwiegend mechanischen Aufbauten der ersten quantitativen Untersuchungen der USGA zu systematischen Fehlern bei der Bestimmung führten. Die späteren Ansätze griffen deutlich geringer in die biologische Konstruktion ein, wodurch ein natürlicheres Bewegungsbild möglich wurde. Außerdem wurden die Verfahren stark objektiviert.

Die überwiegende Anzahl an Messungen zeigte bei fixiertem OSG Gyroskop-Vektoren, die mit dem mechanischen Modell vergleichbar waren. Dies stützt die Näherung der USG-Bewegung in als Scharniergelenk. In der grafischen Darstellung ergeben die dreidimensionalen Rotationsvektoren, abgebildet als Punktwolke der einzelnen Observationen, die Form eines Schlauchs (siehe Abbildung 22 A). Bei insgesamt fünf Probanden ($\approx 16\%$ der Stichprobe) wurden Rotationsvektoren beobachtet, die nicht einer Rotation in einem Freiheitsgrad entsprechen. Die grafische Darstellung gleicht bei diesen Bewegungen einer beinahe symmetrischen „8“ (siehe Abbildung 22 B). Zufällige Fehler werden auf Grund der Reproduzierbarkeit der Bewegungsdaten in den fünf aufeinanderfolgenden Versuchen nicht vermutet. Vielmehr ist ein systematischer Ein-

fluss denkbar. Möglicherweise wurde das OSG nicht maximal fixiert und es kam zu einer Bewegungsfusion beider Gelenke. Lewis et al. (2007) zeigten in $\approx 10^\circ$ Dorsalflexion nicht unerhebliche Relativbewegungen zwischen Talus und Tibia. Die Dorsalflexion hat zum Ziel, den Talus durch Einklemmung zu fixieren (Alt, 1999). Inter-individuelle anatomische Varianz könnte dazu führen, dass der Talus-Kopf auch bei maximaler Dorsalflexion nicht vollständig zwischen den Köpfen von Tibia und Fibula fixiert wird. Insbesondere in maximalen Positionen könnte dann der Talus durch Deformation der umliegenden Bänder mitbewegt werden. Hochwald (2007) zeigte im MRT ein Abkippen des Talus nach kaudal in einer maximalen Inversion. In der Folge kommt es zu einer Supinationsbewegung am Calcaneus. Jedoch würde man bei einem Auftreten ausschließlich in maximalen Positionen von einer größeren Streuung in den Winkelraten ausgehen. Leardini (2001) berichtete unterschiedliche Achsen für Inversion und Eversion des Sprunggelenks. Eine biphasische Achse könnte eine mögliche Erklärung für die kongruenten Bewegungsdaten, die in Abbildung 22 zu sehen sind, sein. Eine biphasische Achse würde auf Basis der erhobenen Daten aber nur bei ca. 16% auftreten. Leardini (2001) ging weiter davon aus, dass die Bewegungsvariation durch Deformation umliegender Ligamente zustandekommen könnte und keine unabhängigen Freiheitsgrade im Gelenk darstellt. Schlussfolgernd könnten die beobachtete stark ausgeprägte Form aus den Rotationsvektoren, der in der vorliegenden Studie gemessenen Sprunggelenke, Ausdruck einer funktionellen Instabilität im Gelenk sein. Cao, Wang, Zhang, Ma, Wang, Huang, Zhang & Wang (2019) zeigten signifikant vergrößerte Bewegungsumfänge in allen Ebenen zwischen

gesunden und instabilen Gelenken. Dieser Effekt verstärkte sich durch das Laufen auf einem Laufband mit getrennten Laufflächen, deren einzelne Laufflächen in 15° Inversion versetzt wurden. Eine Überbeweglichkeit im USG bei chronisch instabilen Sprunggelenken wurde häufig berichtet und auf eine verringerte Stabilität der umliegenden Bänder zurückgeführt. Die Autoren stützen sich auf Ergebnisse aus Ringleb, Dhakal, Anderson, Bawab & Paranjape (2011). Sie berichteten von exzessiven Translationen im Sprunggelenk durch die Abtrennung des Lig. talocalcaneare interosseum, welche mit der gemessenen Translation des USG in der Studie von Cao et al. (2019) vergleichbar waren. Alt (1999) forderte als Ergebnis weiterer methodologischer Forschung Verfahren, die strahlungs- und stressfrei dem dreidimensionalen Charakter der Sprunggelenkbewegung einerseits und der Diagnostik von Instabilitäten andererseits Rechnung tragen. Es konnte gezeigt werden, dass nicht vermutete, mehrdimensionale Gelenkbewegungen durch das neue Verfahren sichtbar werden. Diese müssen in weiteren Arbeiten aufgeklärt werden, um einen möglichen Nutzen für die Diagnostik von Instabilitäten im Gelenk zu prüfen.

Die Klassifikation der Rotationsachsen nach EMG-Gruppen durch den K-Means Algorithmus zeigte eine Trennung bei $\approx 5^\circ$. Im Bereich zwischen 4° und 5.5° wurde Achsen sowohl der einen als auch der anderen Gruppe zugeordnet. Eine klare Trennlinie ist nicht erkennbar. Dies könnte der Messunsicherheit des Systems geschuldet sein. Das System hat eine Genauigkeit von $\approx \pm 1.6^\circ$. Das entspricht in etwa der Spanne des Übergangsbereiches zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2. Es kann geschlussfolgert werden,

dass ab einer Abweichung der USGA von der Mittellinie des Fußes $> 5,5^\circ$ erstmals relevante Veränderungen in der Mechanik entstehen, denen ein verändertes Aktivierungsprofil entspricht. Der K-Means Algorithmus wurde verwendet, da er Datensätze nach Ähnlichkeit sortiert. Das Maß für die Ähnlichkeit ist hierbei der Abstand zueinander in einem vorher definierten Raum. Es ist denkbar, dass bei der Muskelaktivität, die durch eine natürliche interindividuelle Varianz gekennzeichnet ist, andere Abstandsfunktionen zu besseren Ergebnissen führen. Beispielsweise wären die Cos-Distanz oder ein Korrelationsmaß der Aktivitäten untereinander geeignete Abstandsmaße, da sie nur von generellen Richtungen im untersuchten Raum ausgehen und die Länge des Feature-Vektors bei der Einschätzung keine Rolle spielt. Die verwendete Methode zur Reduktion der Feature-Dimensionen war die PCA. Ein bekanntes Problem der PCA ist die Reduktion auf orthogonale Koordinatensysteme. Die gesuchten Achsentransformationen führen nur zu orthogonal aufeinander liegenden Varianzen. Es ist durchaus denkbar, dass sich innerhalb des Feature-Raumes vor allem in den 2. und 3. Hauptkomponenten größere Varianzen in nicht-orthogonaler Ausrichtung zur 1. Hauptkomponente finden lassen. Da der hochdimensionale Feature-Raum graphisch nicht abzubilden ist, fällt die Auswahl einer geeigneten Methode aber schwer.

Zusammengefasst ist die Spanne der gemessenen *Deviation* in der vorliegenden Stichprobe deutlich kleiner als in anderen Studien und spiegelt die Erkenntnisse aus der analysierten Literatur nicht eindeutig wider. In erster Linie ist das auf die Stichprobengröße zurückzuführen. Im Rückschluss ist die untersuchte Aus-

wahl an Sprunggelenken nicht repräsentativ für die Grundgesamtheit. Aus diesem Grund ist die gezeigte Korrelation nicht auf eine Grundgesamtheit erweiterbar. Dennoch wurden in dieser Studie erstmals Zusammenhänge zwischen der Muskelaktivität und der *Deviation* der USGA gezeigt. Diese sollten in weiteren Studien präziser aufgeklärt und reproduziert werden.

8

Fazit und Ausblick

Ziel der vorliegenden Dissertation war es, innerhalb der orthopädisch traumatologischen Biomechanik, einen Beitrag durch die Entwicklung eines neuen ökonomischen Verfahrens zur reliablen experimentellen Analyse der Ursache-Wirkungs-Beziehungen am unteren Sprunggelenk zu leisten. Hierfür wurde für das System eine Genauigkeit von 5° vorausgesetzt. Zudem sollte das System ökonomisch einsetzbar sein. Dass die nötige Genauigkeit, unter der Annahme eines idealen Scharniergelenks im USG, durch das vorgestellte Verfahren erreicht werden kann, wurde in den Kapiteln 3.3 und 4 gezeigt. Im Vergleich zu bisher vorgestellten Systemen wird die Anwendung weiter vereinfacht. Die Fehleranfälligkeit bei der Konstruktion des anatomischen Koordinatensystems wurde reduziert. Für die Messung eines Sprunggelenks werden momentan ca. 7 min. benötigt. Das Ergebnis liegt danach ohne weitere Verarbeitung vor. Die Anwendung wird maßgeblich dadurch erleichtert, dass die Ausrichtung der Sensoren zum Segment keine Rolle spielt. Optimierungspotential gibt es vor allem in der Miniaturisierung der Sensorkomponenten und in der Messdurchführung. Eine Verringerung der notwendigen Auflagefläche

für die IMUs am Rückfuß verhindert zu große Verschiebungen durch Hautfalten oder angrenzende knöcherne Strukturen. Einige Probanden zeigten starke Weichteildeformationen sowohl während der Bewegung als auch beim Aufsetzen des Fußes auf dem Boden. Ergebnisse aus Arbeiten mit gewichtstragenden CT-Scans zeigen mitunter große Deformationen der Gelenke durch das Körpergewicht (Siegler et al., 2005). Hirschmann, Pfirrmann, Klammer, Espinosa & Buck (2013) zeigten unter anderem einen vergrößerten Calcaneus Valgus sowie verringerte Abstände zwischen Calcaneus und Talus. Kaneda, Harato, Oki, Ota, Yamada, Yamada, Matsumoto, Nakamura, Nagura & Jinzaki (2019) beobachteten außerdem eine steigende Plantarflexion, Adduktion und Inversion im Sprunggelenk-Komplex bei steigender Belastung. Um dem entgegenzuwirken, wurden die Koordinatensysteme am Fuß im Sitzen konstruiert. Das Gelenk wird dann ausschließlich durch das Gewicht des Unterschenkels und in Teilen des Oberschenkels belastet. Die hieraus entstehende Deformation wurde in der Ergebnisvarianz nicht beachtet und muss für zukünftige Arbeiten quantifiziert werden. Ebenso könnte die beschriebene Problematik umgangen werden, wenn die Transversalebene nicht durch den Boden definiert würde. Diese Vorgehensweise wurde gewählt, weil sich der Proband während der Konstruktion des anatomischen Koordinatensystems optimalerweise in vollständiger Ruhe befinden sollte. Die Offset-Korrektur der Magnetometer-Daten findet in einer statischen Pose statt. Ändert sich die Orientierung des Sensors im Raum, so ändern sich ebenfalls die Einflüsse der externen Magnetfelder anteilig auf die einzelnen Achsen des Magnetometers. In der Folge ist der Richtungsvektor nicht mehr eindeu-

tig dem Elektromagneten zuzuordnen. Der experimentelle Einsatz in der RUNTIME Studie hat gezeigt, dass das Verfahren in einer Querschnittsuntersuchung angewendet werden kann und Zusammenangsanalysen mit funktionell relevanten Merkmalen möglich sind. Jedoch beschränkt sich der momentane Schätzwert auf eine Rotationsachse, die nicht unter Belastung gemessen wurde. Wie bereits erwähnt gilt es als gesichert, dass sich die knöchernen Strukturen im Fuß durch das Körpergewicht gegeneinander verschieben. Diese Verschiebung verändert möglicherweise die Orientierung der Rotationsachse. Demzufolge muss eine zukünftige Optimierung des Systems die Rotationsachse unter Belastung oder während des Gangs einzuschätzen versuchen. In einem ersten Schritt ist hierfür die Bestimmung der OSGA nötig, da während des aufrechten Gangs eine isolierte Gelenkbewegung im USG undenkbar ist. Auf Basis der verwendeten Sensoren ist die Trennung der Rotationsanteile von OSG und USG möglich. Abbildung 31 zeigt exemplarisch die Trennung der Rotationen aus einer freien unbelasteten Bewegung im Sprunggelenk durch einen *expectation maximization* Ansatz. Neben der Bestimmung der Achse in unbelastetem Zustand des Sprunggelenks ist eine weitere zentrale Limitation des Verfahrens, dass eine Projektion der Rotationsachse in das Gelenk noch nicht möglich, aber wie bereits erwähnt zwingend notwendig für die Aufklärung von Form und Funktion ist. Unter Zuhilfenahme des Accelerometers am Rückfuß-IMU könnte die Distanz zum Koordinatenzentrum über das Verhältnis der Rotationsgeschwindigkeiten und der linearen Geschwindigkeit des Sensors ohne Weiteres bestimmt werden. Das Verfahren zur Konstruktion des anatomischen Koordinatensystems birgt ebenfalls weite-

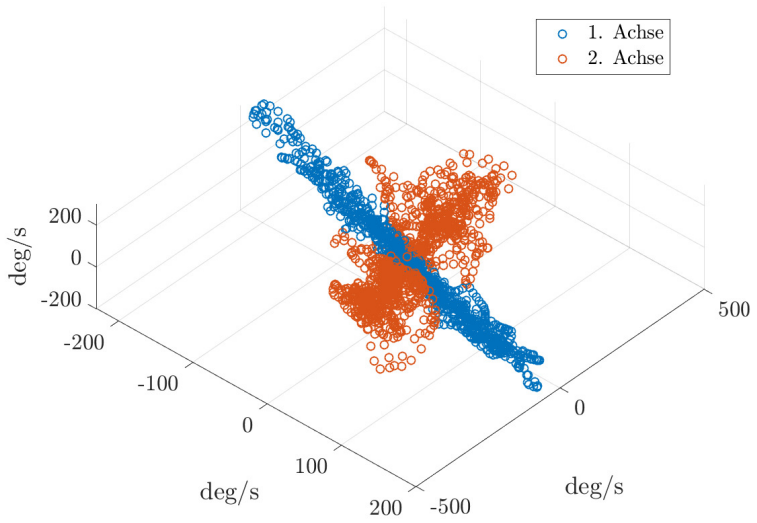


Abbildung 30: *Expectation-Maximization*-Klassifikator zur Trennung der Rotationsanteile aus OSG und USG.

re Entwicklungsmöglichkeiten. Bisher wird der Zeiger ausschließlich zur Segmentkalibrierung verwendet. Hieraus soll eine interindividuelle Vergleichbarkeit der Achslage möglich werden. Theoretisch ist es möglich, jeden beliebigen Punkt auf dem Fuß in Abstand und Richtung zum IMU zu bestimmen. Beispielsweise wäre eine hinreichende und schnelle Annäherung an das OSG durch die medialen und lateralen Malleoli möglich.

Zusammengefasst wird hier ein neues Verfahren vorgestellt, welches vielversprechende Ergebnisse erzielt. Für zukünftige Arbeiten können Rotationsachsen im unteren Sprunggelenk plausibel und ökonomisch geschätzt werden. Das Potential ist noch nicht vollständig ausgeschöpft. Erweiterungen auf die obere Sprunggelenkachse und der Einsatz in dynamischen Situationen sind denkbar. Bei der Durchführung bedarf es noch weiterer Optimierung, um probandenspezifische Einflüsse weiter zu minimieren. Die biomechanische Forschung am Sprunggelenk kann stark von dem vorgestellten Verfahren, im Sinne eines Erkenntnisgewinns profitieren.

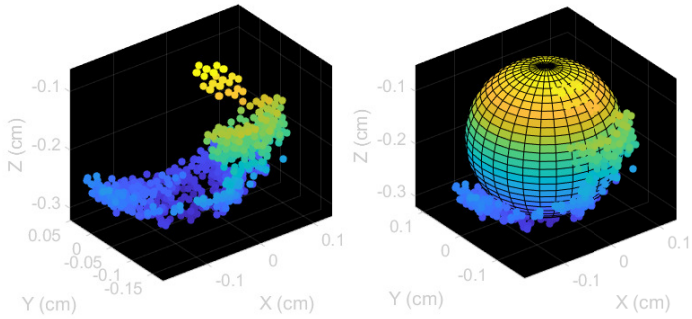


Abbildung 31: Teilscan eines Malleus mit dem Elektromagneten und dem IMU. Jeder Punkt repräsentiert einen Vektor vom Zentrum des IMU in den EM-Zeiger. Im linken Bild werden alle resultierenden Vektoren dargestellt. Im rechten Bild wird zusätzlich eine an die Punkte angenäherte Sphäre gezeigt. Für eine reliable Annäherung der OSGA könnten die Mittelpunkte der Sphären für den medialen sowie den lateralen Malleolus gewählt werden.

Literaturverzeichnis

- Alt, W. (1999). Biomechanische Aspekte der Gelenkstabilisierung.
- Arndt, A., Westblad, P., Winson, I., Hashimoto, T., & Lundberg, A. (2004). Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the stance phase of walking. *Foot & Ankle International*, 25(5), 357–364. PMID: 15134619.
- Baird, W. H. (2009). An introduction to inertial navigation. *American Journal of Physics*, 77(9), 844–847.
- Barton, C. J., Levinger, P., Menz, H. B., & Webster, K. E. (2009). Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: A systematic review. *Gait and Posture*, 30(4), 405 – 416.
- Bartoníček, J., Rammelt, S., & Nařka, O. (2018). Anatomy of the Subtalar Joint. *Foot and Ankle Clinics*, 23(3), 315–340.
- Beimers, L., Maria Tuijthof, G. J., Blankevoort, L., Jonges, R., Maas, M., & van Dijk, C. N. (2008). In-vivo range of motion of the subtalar joint using computed tomography. *Journal of Biomechanics*, 41(7), 1390–1397.
- Bishop, E. L., Küpper, J. C., Fjeld, I. R., Kuntze, G., & Ronsky, J. L. (2018). Error reduction in the finite helical axis for knee kinematics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 21(2), 186–193. PMID: 29446974.
- Bortz, J. (2005). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler* (6. ed.). Heidelberg: Springer Medizin Verlag.

- Brockett, C. L. & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232–238.
- Burden, A. & Bartlett, R. (1999). Normalisation of emg amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering and Physics*, 21(4), 247 – 257.
- Cao, S., Wang, C., Zhang, G., Ma, X., Wang, X., Huang, J., Zhang, C., & Wang, K. (2019). Effects of an ankle brace on the in vivo kinematics of patients with chronic ankle instability during walking on an inversion platform. *Gait and Posture*, 72, 228 – 233.
- Cho, H. J., Kwak, D. S., & Kim, I. B. (2014). Analysis of movement axes of the ankle and subtalar joints: Relationship with the articular surfaces of the talus. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 228(10), 1053–1058.
- Close, J. R., Inman, V. T., Poor, P. M., & Todd, F. N. (1967). The function of the subtalar joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 50, 159–179.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (revised ed.).
- DeLeo, A. T., Dierks, T. A., Ferber, R., & Davis, I. S. (2004). Lower extremity joint coupling during running : a current update. *Clinical Biomechanics*, 19, 983–991.
- Demarais, D. M., Bachschmidt, R. A., & Harris, G. F. (2002). The instantaneous axis of rotation (IAOR) of the foot and ankle: A

- self-determining system with implications for rehabilitation medicine application. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10(4), 232–238.
- Downing, J. W., Klein, S. J., & D'Amico, J. C. (1978). The axis of motion of the rearfoot complex. *J Am Podiatry Assoc*, 68(7), 484–499.
- Farina, D., Jiang, N., Rehbaum, H., Holobar, A., Graimann, B., Dietl, H., & Aszmann, O. C. (2014). The extraction of neural information from the surface emg for the control of upper-limb prostheses: Emerging avenues and challenges. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(4), 797–809.
- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface emg. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486–1495. PMID: 15016793.
- Ferber, R., Hreljac, A., & Kendall, K. D. (2009). Suspected mechanisms in the cause of overuse running injuries: a clinical review. *Sports Health*, 1(3), 242–246.
- Fick, R. (1911). *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke*. Verlag Gustav Fischer.
- Filippeschi, A., Schmitz, N., Miezal, M., Bleser, G., Ruffaldi, E., & Stricker, D. (2017). Survey of motion tracking methods based on inertial sensors: A focus on upper limb human motion. *Sensors (Switzerland)*, 17(6), 1–40.

- Fischer, K. M., Willwacher, S., Hamill, J., & Brüggemann, G. P. (2017). Tibial rotation in running: Does rearfoot adduction matter? *Gait and Posture*, *51*, 188–193.
- Gallo, R. A., Plakke, M., & Silvis, M. L. (2012). Common leg injuries of long-distance runners: anatomical and biomechanical approach. *Sports Health*, *4*(6), 485–495.
- Gazendam, M. G. & Hof, A. L. (2007). Averaged emg profiles in jogging and running at different speeds. *Gait and Posture*, *25*(4), 604–614.
- Gläser, H. & Henke, T. (2010). Sportunfälle – Häufigkeit, Kosten, Prävention. Technical report, ARAG Allgemeine Versicherungs-AG, Düsseldorf.
- Hintermann, B. & Nigg, B. M. (1998). Pronation in runners. *Sports Medicine*, *26*(3), 169–176.
- Hirschmann, A., Pfirrmann, C. W. A., Klammer, G., Espinosa, N., & Buck, F. M. (2013). Upright cone ct of the hindfoot: Comparison of the non-weight-bearing with the upright weight-bearing position. *European Radiology*, *24*(3), 553–558.
- Hochwald, H. (2007). *Entwicklung eines diagnostischen Verfahrens zur Bestimmung der Gelenkachsen des Sprunggelenks*. PhD thesis, University of Stuttgart.
- Hreljac, A., Marshall, R. N., & Hume, P. A. (1999). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *43*(1).

- Inman, V. T. (1969). The influence of the foot-ankle complex on the proximal skeletal structures. *Artificial limbs*, 13(1), 59–65.
- Inman, V. T. (1976). *The joints of the ankle*. Williams & Wilkins Baltimore.
- Isman, R., Inman, V., & Poor, P. (1969). Anthropometric studies of the human foot and ankle. *Bull Prosthet Res*, 11, 97–129.
- Jacob, H. A. C. (1989). *Biomechanics of the forefoot*. PhD thesis, University of Strathclyde.
- Jones, R. L. (1945). THE FUNCTIONAL SIGNIFICANCE OF THE DECLISSION OF THE AXIS OF THE SUBTALAR JOINT. Technical report, University of Indiana, Indiana.
- Kaneda, K., Harato, K., Oki, S., Ota, T., Yamada, Y., Yamada, M., Matsumoto, M., Nakamura, M., Nagura, T., & Jinzaki, M. (2019). Three-dimensional kinematic change of hindfoot during full weightbearing in standing: an analysis using upright computed tomography and 3d-3d surface registration. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 14(1), 355.
- Kirby, K. A. (1987). Methods for determination of positional variations in the subtalar joint axis. *J Am Podiatr Med Assoc*, 77(5), 228–234.
- Kirby, K. A. (2001). Subtalar Joint Axis Location and Rotational Equilibrium Theory of Foot Function. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(9), 465–487.

- Klein, P., Mattys, S., & Rooze, M. (1996). Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: An in vitro study. *Journal of Biomechanics*, 29(1), 21 – 30.
- Laidig, D., Schauer, T., & Seel, T. (2017). Exploiting kinematic constraints to compensate magnetic disturbances when calculating joint angles of approximate hinge joints from orientation estimates of inertial sensors. In *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*.
- Lavcanska, V., Taylor, N. F., & Schache, A. G. (2005). Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Human Movement Science*, 24(4), 544 – 557.
- Leardini, A. (2001). Geometry and mechanics of the human ankle complex and ankle prosthesis design. *Clinical Biomechanics*, 16(8), 706–709.
- Leardini, A., O'Connor, J., Catani, F., & Giannini, S. (1999a). A geometric model of the human ankle joint. *Journal of Biomechanics*, 32(6), 585–591.
- Leardini, A., O'Connor, J. J., Catani, F., & Giannini, S. (1999b). Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; A single degree of freedom system. *Journal of Biomechanics*, 32(2), 111–118.
- Leardini, A., Stagni, R., & O'Connor, J. J. (2001). Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex. *Journal of Biomechanics*, 34(6), 805–809.

- Lersch, C., Grötsch, A., Segesser, B., Koebke, J., Brüggemann, G. P., & Potthast, W. (2012). Influence of calcaneus angle and muscle forces on strain distribution in the human Achilles tendon. *Clinical Biomechanics*, 27(9), 955–961.
- Levens, A. S., Inman, V. T., & A, B. J. (1948). Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. *J Bone Joint Surg Am*, 30A(4), 859–872.
- Lewis, G. S., Cohen, T. L., Seisler, A. R., Kirby, K. A., Sheehan, F. T., & Piazza, S. J. (2009). In vivo tests of an improved method for functional location of the subtalar joint axis. *Journal of Biomechanics*, 42(2), 146–151.
- Lewis, G. S., Kirby, K. A., & Piazza, S. J. (2007). Determination of subtalar joint axis location by restriction of talocrural joint motion. *Gait and Posture*, 25(1), 63–69.
- Lundberg, A. & Svensson, O. K. (1993). The axes of rotation of the talocalcaneal and talonavicular joints. *The Foot*, 3(2), 65–70.
- M, Z., S, K., & Y, N. (1997). Comparison of surface emg signals between electrode types, interelectrode distances and electrode orientations in isometric exercise of the erector spinae muscle. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 37, 7, p. 439–47.
- Manter, J. T. (1941). Movements of the subtalar and transverse talar joints. *The Anatomical Record*, 80(4), 397–409.
- McClay, I. & Bray, J. (1996). The subtalar angle: a proposed measure of rearfoot structure. *Foot Ankle Int*, 17 No: 8, 499–502.

- McClay, I. & Manal, K. (1997). Coupling parameters in runners with normal and excessive pronation. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(1), 109–124.
- McGrath, T., Fineman, R., & Stirling, L. (2018). An auto-calibrating knee flexion-extension axis estimator using principal component analysis with inertial sensors (Sensors, (2018)18, 6, 1882). *Sensors (Switzerland)*, 19(7).
- Meinert, I. (2016). *BIOMECHANICAL EVALUATION OF OVERUSE RISK FACTORS DURING RUNNING - Illustrated by the example of Achilles tendon injuries*. PhD thesis, University of Stuttgart.
- Meinert, I., Brown, N., & Alt, W. (2016). Effect of footwear modifications on oscillations at the Achilles tendon during running on a treadmill and over ground: A cross-sectional study. *PLoS ONE*, 11(3).
- Messier, S. P. & Pittala, K. A. (1988). Etiologic factors associated with selected running injuries. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 20(5).
- Meydan, T. (1992). Recent trends in linear and angular accelerometers. *Sensors and Actuators*, 59, 43–50.
- Monk, A. P., Simpson, D. J., Riley, N. D., Murray, D. W., & Gill, H. S. (2013). Biomechanics in orthopaedics: Considerations of the lower limb. *Surgery (United Kingdom)*, 31(9), 445–451.
- Morris, J. L. & Jones, L. J. (1994). New techniques to establish the subtalar joint's functional axis. *Clin Podiatr Med Surg*, 11, 301.

- Negi, S., Kumar, Y., & Mishra, V. M. (2016). Feature extraction and classification for emg signals using linear discriminant analysis. In *2016 2nd International Conference on Advances in Computing, Communication, Automation (ICACCA) (Fall)*, (pp. 1–6).
- Nichols, J. A., Roach, K. E., Fiorentino, N. M., & Anderson, A. E. (2017). Subject-Specific Axes of Rotation Based on Talar Morphology Do Not Improve Predictions of Tibiotalar and Subtalar Joint Kinematics. *Annals of Biomedical Engineering*, *45*(9), 2109–2121.
- Olerud, C. & Rosendahl, Y. (1987). Torsion-transmitting properties of the hind foot. *Clin Orthop Relat Res*, (214), 285–294.
- Parr, W. C., Chatterjee, H. J., & Soligo, C. (2012). Calculating the axes of rotation for the subtalar and talocrural joints using 3D bone reconstructions. *Journal of Biomechanics*, *45*(6), 1103–1107.
- Payne, C., Munteanu, S., & Miller, K. (2003). Position of the subtalar joint axis and resistance of the rearfoot to supination. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *93*(2), 131–135.
- Phillips, R. D. & Lidtke, R. H. (1992). Clinical determination of the linear equation for the subtalar joint axis. *J Am Podiatr Med Assoc*, *82*(1), 1–20.
- Piazza, S. J. (2005). Mechanics of the Subtalar Joint and Its Function During Walking. *Foot and Ankle Clinics*, *10*, 425–442.
- Pierrynowski, M. R., Finstad, E., Kemecey, M., & Simpson, J. (2003). Relationship between the subtalar joint inclination angle and the location of lower-extremity injuries. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *93*(6), 481–484.

- Polikarov, A. (1999). *Einsteins Theorien und Ansichten: Gesamtdarstellung*. Pensoft Publishers.
- Potthast, W. (2015). Kraft- und dehnungsverteilung in der achillessehne des menschen – einfluss von calcaneus winkel, morphologie und kraftverteilung. Vorlesungsskript.
- Reule, C. A., Alt, W. W., Lohrer, H., & Hochwald, H. (2011). Spatial orientation of the subtalar joint axis is different in subjects with and without Achilles tendon disorders. *British Journal of Sports Medicine*, 45(13), 1029–1034.
- Ringleb, S. I., Dhakal, A., Anderson, C. D., Bawab, S., & Paranjape, R. (2011). Effects of lateral ligament sectioning on the stability of the ankle and subtalar joint. *Journal of Orthopaedic Research*, 29(10), 1459–1464.
- Roach, K. E., Foreman, K. B., Barg, A., Saltzman, C. L., & Anderson, A. E. (2017). Application of High-Speed Dual Fluoroscopy to Study In Vivo Tibiotalar and Subtalar Kinematics in Patients With Chronic Ankle Instability and Asymptomatic Control Subjects During Dynamic Activities. *Foot and Ankle International*, 38(11), 1236–1248.
- Root, M. L. (1973). Biomechanical examination of the foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 63(1), 28–29.
- Sabatini, A. M. (2006). Quaternion-based extended kalman filter for determining orientation by inertial and magnetic sensing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(7), 1346–1356.

- Seel, T., Raisch, J., & Schauer, T. (2014). IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis. *Sensors*, 14(4), 6891–6909.
- Seel, T. & Schauer, T. (2012). Joint Axis and Position Estimation from Inertial Measurement Data by Exploiting Kinematic Constraints. In *IEEE Multi-Conference on Systems and Control*, (pp. 0–4).
- Sheehan, F. T. (2010). The instantaneous helical axis of the subtalar and talocrural joints: A non-invasive in vivo dynamic study. *Journal of Foot and Ankle Research*, 3(1), 1–10.
- Sheehan, F. T., Seisler, A. R., & Siegel, K. L. (2007). In vivo talocrural and subtalar kinematics: A non-invasive 3d dynamic mri study. *Foot and Ankle International*, 28(3), 323–335.
- Siegler, S., Udupa, J. K., Ringleb, S. I., Imhauser, C. W., Hirsch, B. E., Odhner, D., Saha, P. K., Okereke, E., & Roach, N. (2005). Mechanics of the ankle and subtalar joints revealed through a 3D quasi-static stress MRI technique. *Journal of Biomechanics*, 38(3), 567–578.
- Spooner, S. K. & Kirby, K. A. (2006). The Subtalar Joint Axis Locator. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 96(3), 212–219.
- Stacoff, A., Nigg, B. M., Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., & Lundberg, A. (2000). Tibiocalcaneal kinematics of barefoot versus shod running. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1387 – 1395.
- Szaro, P., Witkowski, G., Śmigielski, R., Krajewski, P., & Ciszek, B. (2009). Fascicles of the adult human achilles tendon – an anatomo-

- mical study. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*, 191(6), 586–593.
- Tiberio, D. (1987). The Effect of Excessive Subtalar Joint Pronation on Patellofemoral Mechanics: A Theoretical Model. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 9(4), 160–165.
- Tomaro, J. E., Burdett, R. A. Y. G., & Chadran, A. D. I. M. (1996). Subtalar Joint Motion and the Relationship to Lower Extremity. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 86(9), 427–432.
- van den Bogert, A. & Smith, G. (1994). in vivo Determination of the anatomical Axes of the Ankle Joint Complex : an Optimization Approach. *Journal of Biomechanics*, 27(12), 1477–1488.
- van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 41(8), 469 LP – 480.
- van Langelaan, E. J. (1983). A kinematical analysis of the tarsal joints. an x-ray photogrammetric study. *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, 204, 1–269.
- Wank, V., Frick, U., & Schmidtbleicher, D. (1998). Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *Int J Sports Med*, 19(07), 455–461.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D’Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid,

O., & Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, *104*(2), 186.

ANHANG



Codes und Studienunterlagen

```
%% START SERIAL COMMUNICATION
function handles = axes_calc(handles)

cla(handles.result_graph, 'reset');
a = serial('COM14', 'BaudRate', 115200);

fopen(a);
fprintf(a, 'b');
instrfind

load('summary.mat')
load('itt.mat')
%% Start while
axis_result = false(1);

data_IMU=[];
phi = [rand(1), rand(1)];
theta = [rand(1), rand(1)];
counter=[];cc =1;

offset_correction_snesor_1 = [0,0,0];
```

```
offset_correction_snesor_2 = [0,0,0];
tic
while axis_result == false
    try
        aaa = fscanff(a);
        aaa = str2num(aaa);
        for i =1:3
            if offset_correction_snesor_1(i)<0
                aaa(:,i) =aaa(:,i)+abs(offset_correction_snesor_1(i));

            else
                aaa(:,i)=aaa(:,i)-offset_correction_snesor_1(i);

            end
        end
        %
        data_IMU = [data_IMU;aaa];
        plot(data_IMU(:,1:3))
        drawnow
        %
    catch ME
        msg = ['Data read-out not consistent'];
        fclose(a);
        delete(a);
        clear a
        rethrow(ME)
    end
    if length(data_IMU) > 100
        try
            if length(data_IMU) == 101
                offset_correction_snesor_1 = mean(data_IMU(:,1:3));
            end

            con1 = sum(std(data_IMU(:,1:3),0,2));
            if con1 > 2 && cc>50
```

```
[j1,j2,fx,phi,theta,alpha] = seel_optim(data_IMU(end-50:
end,1:3),rand(50,3),'USG',phi,theta); %data_IMU(end-50:end,4:6)

cc=1;

counter = [counter j2]; %zählt alle berechneten Achsen

if length(counter)>5 && sum(std(counter(1,end-4:end)
,0,2)) < 0.5
    axis_result = true(1);
end
end
cc =cc+1;
catch ME
    msg = ['Error occurred: serial Port has been closed...please
start again'];
    fclose(a);
    delete(a);
    clear a
    rethrow(ME)
end
end

fclose(a);
delete(a);
clear a
toc
color2 = [0 0 0];
[V,D,C,output_matrix]=iPCA(data_IMU);
j2 = V(:,3);
handles.Inclination = 90-angle_between_vec(j2, handles.norm_transversal)
handles.Deviation = 90-angle_between_vec(j2, handles.norm_sagittal)
handles.achse = j2;
```

```

Deviation = 90-angle_between_vec(j2,[1 0 0])
handles.inc_val.String = handles.Inclination;
handles.Dev_val.String = handles.Deviation;

handles.data_IMU = data_IMU;
figure()
scatter3(data_IMU(:,1),data_IMU(:,2),data_IMU(:,3)),hold on
scatter3(output_matrix(:,1),output_matrix(:,2),output_matrix(:,3), 'r')
axes(handles.result_graph);
[norm_1,d] = plot_line(handles.Vec.Mark1.scaled, handles.Vec.Mark2.
    scaled, handles.Vec.Mark3.scaled,1);
hold on

norm_1 = norm_1*100;
[norm_2,d2] = plot_line(norm_1, handles.Vec.Mark4.scaled, handles.Vec.
    Mark5.scaled,1);
norm_2 = norm_2./100;
j2 = j2.*10;

line([-j2(1) j2(1)],[-j2(2) j2(2)],[-j2(3) j2(3)],'Color',color2,'
    LineWidth',2)
xlim([-10 10])
ylim([-10 10])
zlim([-10 10])

```

```

%% Get five Points for Coordinate System
function handles = coordinate_system(handles)
cla(handles.result_graph,'reset');

shift = 30;
shift_1 = 30;
PosVec= struct;
Mag_IMU = [];
k = 1;
order = 2;           %specify filter order

```

```
plotOption =0;           %plot filter result in xachsen?
% Filtern?
% [offset_corrected] = correct_offset_Mag(mag_data);
color = [0 0 0];

load('anatomic_coordinate_system\Landmark_Magnetometer\data\curveFit.mat
    ')
a = serial('COM14', 'BaudRate',115200);

fopen(a);
fprintf(a,'a');
instrfind
tic

while toc<70
    try
        aaa = fscanf(a);
        aaa = str2num(aaa);
        %
Mag_IMU = [Mag_IMU;aaa];
if length(Mag_IMU)>50
axes(handles.result_graph);
plot(Mag_IMU(:,1:3))
drawnow

end
%
catch ME
    msg = ['Data read-out not consistent'];
    fclose(a);
    delete(a);
    clear a
    rethrow(ME)
end
```

```
end

fclose(a);
delete(a);
clear a
%%

mag_data = correct_zero_points(Mag_IMU);

[butter_mag_data] = filter_Mag_data(10,0.0001,mag_data,plotOption,order)
;

[butter_offset_corrected] = correct_offset_Mag(butter_mag_data);

[p_max]=myfft_SubtalarData(butter_offset_corrected,10,0,2);

res_mag = sqrt(butter_offset_corrected(:,1).^2 + butter_offset_corrected
(:,2).^2 + butter_offset_corrected(:,3).^2);

%% Calc Diff
diff_res_mag = diff(res_mag);

deep_points = zeros(1,5);
h = figure();
plot(res_mag)

[X,Y] = ginput(9);
close(h)
XX = mean(X(1:5));
deep_points(1) = XX;
deep_points(2:end) = round(X(6:9));

%% Marker
```

```
PosVec.Mark1.Vec = mean(butter_offset_corrected(deep_points(3)-shift:
    deep_points(3)-1,:));
PosVec.Mark2.Vec = mean(butter_offset_corrected(deep_points(4)-shift:
    deep_points(4)-1,:));
PosVec.Mark3.Vec = mean(butter_offset_corrected(deep_points(5)-shift:
    deep_points(5)-1,:));
for i =1:5
v(i,:) = mean(butter_offset_corrected(X(i)-shift_1:X(i)-1,:));

end
PosVec.Mark4.Vec =mean(v);
PosVec.Mark5.Vec = mean(butter_offset_corrected(deep_points(2)-shift:
    deep_points(2)-1,:));

%% Vektoren Länge

PosVec.Mark1.magnitude = curvefit(mean(res_mag(deep_points(3)-shift:
    deep_points(3)-1)));
PosVec.Mark2.magnitude = curvefit(mean(res_mag(deep_points(4)-shift:
    deep_points(4)-1)));
PosVec.Mark3.magnitude = curvefit(mean(res_mag(deep_points(5)-shift:
    deep_points(5)-1)));
% PosVec.Mark4.magnitude = curvefit(mean(res_mag(deep_points(1)-shift_1:
    deep_points(1)-1)));
v = [];
for i =1:5
v(i) = curvefit(mean(res_mag(X(i)-shift_1:X(i)-1,:)));

end

PosVec.Mark4.magnitude = mean(v);
PosVec.Mark5.magnitude = curvefit(mean(res_mag(deep_points(2)-shift:
    deep_points(2)-1)));
```

```

PosVec.Mark1.scaled = PosVec.Mark1.magnitude*(PosVec.Mark1.Vec ./norm(
    PosVec.Mark1.Vec));
PosVec.Mark2.scaled = PosVec.Mark2.magnitude*(PosVec.Mark2.Vec ./norm(
    PosVec.Mark2.Vec));
PosVec.Mark3.scaled = PosVec.Mark3.magnitude*(PosVec.Mark3.Vec ./norm(
    PosVec.Mark3.Vec));
PosVec.Mark4.scaled = PosVec.Mark4.magnitude*(PosVec.Mark4.Vec ./norm(
    PosVec.Mark4.Vec));
PosVec.Mark5.scaled = PosVec.Mark5.magnitude*(PosVec.Mark5.Vec ./norm(
    PosVec.Mark5.Vec));

vec_p1_p2 = -PosVec.Mark1.scaled+PosVec.Mark5.scaled;

handles.Vec = PosVec;
norm(vec_p1_p2)

%% Ebenen Konstruieren
axes(handles.result_graph);
[norm_1,d] = plot_line(PosVec.Mark1.scaled, PosVec.Mark2.scaled, PosVec.
    Mark3.scaled,1);
norm_1 = round(norm_1.*1000)./1000;
norm_1 = norm_1./norm(norm_1);
hold on
line([-norm_1(1) norm_1(1)],[-norm_1(2) norm_1(2)],[-norm_1(3) norm_1(3)
    ],'Color',color)
% [norm_2,d2] = plot_line(norm_1, PosVec.Mark5.scaled, PosVec.Mark4.
    scaled,2);
norm_2 = cross(-PosVec.Mark5.scaled+PosVec.Mark4.scaled,norm_1);
line([-norm_2(1) norm_2(1)],[-norm_2(2) norm_2(2)],[-norm_2(3) norm_2(3)
    ],'Color',color)
xlim([-10 10])
ylim([-10 10])
zlim([-10 10])
view([-180 -90])

```



```

% axis tight
% cross(norm_1,norm_2)
scatter3(PosVec.Mark1.scaled(1),PosVec.Mark1.scaled(2),PosVec.Mark1.
scaled(3))
scatter3(PosVec.Mark2.scaled(1),PosVec.Mark2.scaled(2),PosVec.Mark2.
scaled(3))
scatter3(PosVec.Mark3.scaled(1),PosVec.Mark3.scaled(2),PosVec.Mark3.
scaled(3))
scatter3(PosVec.Mark4.scaled(1),PosVec.Mark4.scaled(2),PosVec.Mark4.
scaled(3))
scatter3(PosVec.Mark5.scaled(1),PosVec.Mark5.scaled(2),PosVec.Mark5.
scaled(3))
scatter3(norm_1(1),norm_1(2),norm_1(3))
result = round(angle_between_vec(norm_1,norm_2));
handles.norm_transversal = norm_1;
handles.norm_sagittal = norm_2;
handles.Vectors = PosVec;
handles.Mag_IMU = Mag_IMU;
handles.filtered_corrected_imu = butter_offset_corrected;
clear deep_points
norm(-PosVec.Mark1.scaled+PosVec.Mark2.scaled)
norm(-PosVec.Mark1.scaled+PosVec.Mark3.scaled)
fprintf('Angle between planes: %2f', result);

```

```

function[V,D,C,output_matrix]=iPCA(m)
% The following function calculates iteratively the principal components
of
% an input-matrix m of the form nx3 under the usage of the
point_to_line_distance Fcn written by H.J. Wisselink.
%The iterative process stops when the convergence criteria k is reached

% Copyright (c) 2019, Sascha Schlechtweg
% All rights reserved

% Redistribution and use in source and binary forms, with or without

```

```

% modification, are permitted provided that the following conditions are
% met:
%
%   * Redistributions of source code must retain the above copyright
%     notice, this list of conditions and the following disclaimer.
%   * Redistributions in binary form must reproduce the above
%     copyright
%     notice, this list of conditions and the following disclaimer in
%     the documentation and/or other materials provided with the
%     distribution
%
% THIS SOFTWARE IS PROVIDED BY THE COPYRIGHT HOLDERS AND CONTRIBUTORS "
%   AS IS"
% AND ANY EXPRESS OR IMPLIED WARRANTIES, INCLUDING, BUT NOT LIMITED TO,
%   THE
% IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS FOR A PARTICULAR
%   PURPOSE
% ARE DISCLAIMED. IN NO EVENT SHALL THE COPYRIGHT OWNER OR CONTRIBUTORS
%   BE
% LIABLE FOR ANY DIRECT, INDIRECT, INCIDENTAL, SPECIAL, EXEMPLARY, OR
% CONSEQUENTIAL DAMAGES (INCLUDING, BUT NOT LIMITED TO, PROCUREMENT OF
% SUBSTITUTE GOODS OR SERVICES; LOSS OF USE, DATA, OR PROFITS; OR
% BUSINESS
% INTERRUPTION) HOWEVER CAUSED AND ON ANY THEORY OF LIABILITY, WHETHER
%   IN
% CONTRACT, STRICT LIABILITY, OR TORT (INCLUDING NEGLIGENCE OR OTHERWISE
%   )
% ARISING IN ANY WAY OUT OF THE USE OF THIS SOFTWARE, EVEN IF ADVISED OF
%   THE
% POSSIBILITY OF SUCH DAMAGE.

output_matrix = m;
[V,D,C] = my_pca(output_matrix); %calculate the first principal
    component

```

```

distance = point_to_line_distance(output_matrix, -100*V(:,3), 100*V(:,3));
    %calculate Distance to the calculated PCA vectors

output_matrix = m(distance<0.99*max(distance),:); %generate new matrix m

diff_ = 2;
while diff_>0.01 %start iterative process
[V2,D,C] = my_pca(output_matrix);
distance = point_to_line_distance(output_matrix, -10*V(:,3), 10*V(:,3));

output_matrix = output_matrix(distance<max(distance),:);
diff_ = angle_between_vec(V2(:,3), V(:,3));
V = V2;
end

end

function distance=point_to_line_distance(pt, v1, v2)
%Calculate distance between a point and a line in 2D or 3D.
% syntax:
% distance = point_to_line(pt, v1, v2)
% pt is a nx3 matrix with xyz coordinates for n points
% v1 and v2 are vertices on the line (each 1x3)
% d is a nx1 vector with the orthogonal distances
%
% 2D inputs are extended to 3D by setting all z-values to 0, all inputs
% should be either nx2/1x2 or nx3/1x3.
%
% The actual calculation is a slightly edit version of this line:
% distance=norm(cross(v1-v2,pt-v2))/norm(v1-v2)
% (this line only works for a single 3D point)
%
% Example input:
% v1 = [0,0,0];

```

```

% v2 = [3,0,0];
% pt = [0,5,0;0,10,0;0,15,0];
% distance_3D = point_to_line_distance(pt, v1, v2);
% v1 = [0,0];
% v2 = [3,0];
% pt = [0,5;0,10;0,15];
% distance_2D = point_to_line_distance(pt, v1, v2);
%
% Compatibility:
% Matlab: should work on most releases (tested on R2018a(x64), R2015b(
    x32),
%       R2012b(x64), and R6.5)
% Octave: tested on 4.2.1
% OS:    Matlab tested on Windows 10 (32bit and 64bit).
%       Octave tested on Windows 10 (32bit and 64bit) and on a
    virtual
%       Ubuntu 16.04 LTS (32bit).
%       Should work for Mac.
%
% Version: 1.3
% Date:    2019-01-29
% Author:  H.J. Wisselink
% Licence: CC by-nc-sa 4.0 ( creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0 )
% Email=   'h-j_wisselink*alumnus-utwente-nl';
% Real_email = regexprep(Email,{'*','_'},{'@','.'})

%check inputs
if nargin~=3
    error('HJW:point_to_line_distance:nargin',...
        'Incorrect number of inputs, expected 3.');
```

```

end
if ~isnumeric(pt) || ~any(size(pt,2)==[2 3]) || any(size(pt)==0)
    error('HJW:point_to_line_distance:pt_type_size',...
        'First input (pt) is not numeric or has an incorrect shape.')
```

```

end
```

```

if ~isnumeric(v1) || numel(v1)~=size(pt,2)
    error('HJW:point_to_line_distance:v_type_size',...
        ['Second input (v1) is not numeric or has an incorrect ',...
        'size.' char(10) 'Expected 1x3 or 1x2, which should match ',...
        'the first input.']) %#ok<CHARTEN>
end
if ~isnumeric(v2) || numel(v2)~=size(pt,2)
    error('HJW:point_to_line_distance:v_type_size',['Third input (v2) '
        ,...
        'is not numeric or has an incorrect size.' char(10) 'Expected '
        ,...
        '1x3 or 1x2, which should match the first input.']) %#ok<CHARTEN
    >
end

%prepare inputs
v1=v1(:)';%force 1x3 or 1x2
if length(v1)==2,v1(3)=0;end%extend 1x2 to 1x3 if needed
v2=v2(:)';%force 1x3 or 1x2
if length(v2)==2,v2(3)=0;end%extend 1x2 to 1x3 if needed
if size(pt,2)==2,pt(1,3)=0;end%extend nx2 to nx3 if needed
v1_ = repmat(v1,size(pt,1),1);
v2_ = repmat(v2,size(pt,1),1);

%actual calculation
a = v1_ - v2_;
b = pt - v2_;
distance = sqrt(sum(cross(a,b,2).^2,2)) ./ sqrt(sum(a.^2,2));
%this is equivalent to the following line for a single point
%distance=norm(cross(v1-v2,pt-v2))/norm(v1-v2)
end

%clear all; close all

```

```

function [j1,j2,fx,phi,theta,deviation,inclination,outputHistory] =
    seel_optim(smallldataPacket,smallldataPacket2,which_joint,phi,theta)
%% Frequenzanalyse
achsen = [1 0 0;0 1 0; 0 0 1];
Fc = 10;    %Cut-off 10 Hz
Fs=50;     % Sampling frequency

%% Filter
norm_gyro_foot =smallldataPacket(1:10:end,:);
norm_gyro_tibia = smallldataPacket2(1:10:end,:);

[b,a] = butter(2, Fc/(Fs/2), 'low'); %low pass butterworth filter cut-
    off 3 Hz
[norm_gyro_foot, norm_gyro_tibia] = filter_Gyro_data(Fs,Fc*2,
    smallldataPacket,smallldataPacket2,0);

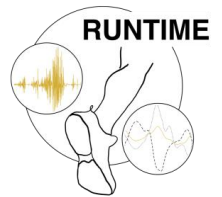
for i = 1:length(norm_gyro_foot)
norm_gyro_foot(i,:) = norm_gyro_foot(i,:)/norm(norm_gyro_foot(i,:));
norm_gyro_tibia(i,:) = norm_gyro_tibia(i,:)/norm(norm_gyro_tibia(i,:));
end
%% j1 und j2 bestimmen
for k = 1:1
j = 1;
[e, X, fx,exitflag, output,outputHistory,error] =
    getLeastSquaredVectors(phi,theta,norm_gyro_tibia,norm_gyro_foot);
phi=[X(1),X(3)];
theta = [X(2), X(4)];
end

%% Result
j1= [cos(phi(1))*cos(theta(1));...
    cos(phi(1))*sin(theta(1));sin(phi(1))];

j2= [cos(phi(2))*cos(theta(2));...

```

```
cos(phi(2))*sin(theta(2));sin(phi(2))];  
  
[alpha] = angleBetweenVec(achsen(:,2),j2);  
deviation = 90-angleBetweenVec(achsen(:,2),j2);  
inclination = 90-angleBetweenVec(achsen(:,1),j2);  
end
```



Fragebogen zur Studie **RUNTIME** - Aktivie**RUN**gsmus**Ter** be**IM** lauf**En**

Stammdaten

Vorname, Name: _____

Geburtsdatum: _____

Anthropometrische Daten

Größe: _____ m

Gewicht: _____ kg

Trainingsumfänge/-gewohnheiten

Laufstrecke pro Woche: _____ km

Lauferfahrung: _____ Jahre

Sportarten (neben dem Laufen):

Sportart, Zeitraum, Umfang:

Sportart, Zeitraum, Umfang:

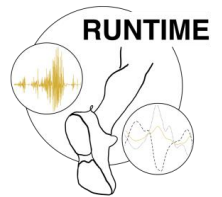
Vorverletzungen

Liegen Vorverletzungen vor, wenn ja, welche und wann lagen diese vor?

Bänderriss (bitte nennen Sie die getroffenen Bänder): _____

Brüche (bitte nenne Sie die betroffenen Knochen): _____

Probleme mit der Achillessehne/Schmerzen _____



Sonstiges: _____

Bitte umblättern

Fehlstellungen

Wurde bei Ihnen eine Fehlstellung des Fußes diagnostiziert, wenn ja welche und wann?

Beinlängendifferenz: _____

Hohlfuß/Plattfuß/Spreizfuß/Knick-Senkfuß: _____

Sonstiges: _____

Wurden Maßnahmen zur Korrektur eingesetzt, wenn ja welche und wann?

Einlagen: _____

Sonstiges: _____



Universität Stuttgart

Institut für Sport- und
Bewegungswissenschaft

Allmandring 28

70569 Stuttgart

**Einverständniserklärung zur Studienteilnahme an der Studie „RUNTIME - AktivieRUNgsmusTer
beIM laufEn“**

Version 1.0

*UNIVERSITÄT STUTTGART, INSTITUT FÜR SPORT- UND BEWEGUNGS-
WISSENSCHAFT, PROF. DR. W. ALT, SASCHA SCHLECHTWEG UND LARA KLAIBER,
Allmandring 28, 70569 Stuttgart, sascha.schlechtweg@inspo.uni-stuttgart.de*

Einverständniserklärung zur Studienteilnahme

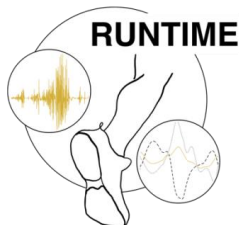
RUNTIME

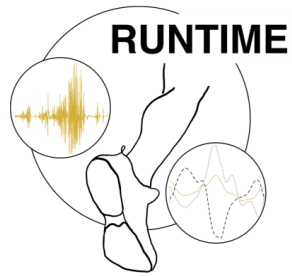
Hiermit bestätige ich, dass ich über die Ziele, die Dauer, den Ablauf, den Nutzen sowie die Risiken der Studienteilnahme aufgeklärt wurde. Ich wurde darüber informiert, dass die Teilnahme an den Untersuchungen freiwillig ist und dass mein Einverständnis zur Teilnahme jederzeit ohne Angabe von Gründen und ohne Nachteile widerrufen werden kann. Ich wurde über die Bedingungen einer Probandenversicherung aufgeklärt. **Ich wurde über die Verwendung der erhobenen Daten informiert und habe gesondert der Verwendung der Daten zugestimmt.**

Stuttgart, den

Unterschrift

Name des Studienteilnehmers/der
Studienteilnehmerin in Blockschrift





Datenschutzerklärung:

Sämtlichen Daten werden nach den geltenden Richtlinien des Datenschutzgesetzes und der Deutschen Forschungsgemeinschaft behandelt¹. Damit folgt diese Studie den Empfehlungen der Deutschen Forschungsgesellschaft (DFG) und der deutschen Gesellschaft für Psychologie (DGPs) zur Qualitätssicherung in der Forschung.

Hinweis auf die Rechte des Teilnehmenden zu seinen personenbezogenen Daten (gemäß DS-GVO Art. 15,16,17,18,20)

Sie haben das Recht:

- Auskunft (gemäß Art. 15 DS-GVO) zu erhalten, einschließlich unentgeltlicher Überlassung einer Kopie,
- ggf. deren Berichtigung (gemäß Art. 16 DS-GVO) zu verlangen,
- ggf. deren Löschung zu verlangen, solange dem keine Aufbewahrungspflichten (gemäß Art. 17 DS-GVO) entgegenstehen,
- die Einschränkung der Verarbeitung zu verlangen (gemäß Art. 18 DS-GVO),
- die Daten einem anderen ohne Behinderung zu übermitteln (Datenübertragung gemäß Art. 20 DS-GVO),
- Einwendung gegen die Nutzung für wissenschaftliche Zwecke (über die direkten Zwecke der Studie hinaus) zu erheben.

Mit meiner Unterschrift bestätige ich,

- dass ich die Einverständniserklärung gelesen und verstanden habe.
- dass ich über die Ziele und das Vorgehen der Studie aufgeklärt wurde.
- dass ich ausreichend Gelegenheit hatte Fragen zu stellen und mich zu informieren.
- dass die Teilnahme freiwillig ist und jederzeit ohne Angabe von Gründen abgebrochen werden kann.
- Die Löschung der Daten innerhalb von einer Woche beantragt werden kann.

Ort, Datum

Unterschrift

¹ Alle Daten werden pseudonymisiert, d.h. die Namen werden im Verarbeitungsprogramm durch Codes ersetzt. Die personenbezogenen Daten werden getrennt von den inhaltlichen Daten aufbewahrt. Die personenbezogenen Daten umfassen: Vorname, Nachname, Geburtsdatum, E-Mail Adresse und Code. Die personenbezogenen werden schriftlich beim Studienleiter aufbewahrt. Die inhaltlichen Daten werden elektronisch für mindestens 10 Jahre aufbewahrt. Die Daten werden weder an Dritte weitergeleitet, noch sind sie für Dritte innerhalb der nächsten drei Jahre einsehbar. Die vollständig anonymisierten Daten werden spätestens fünf Jahre nach Abschluss der Studie als offene Daten im Internet im Datenarchiv zugänglich gemacht.

Declaration

Ich versichere, dass ich die vorliegende Arbeit mit dem Titel „**Das untere Sprunggelenk als biomechanischer Einflussfaktor**“ selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe; aus fremden Quellen entnommene Passagen und Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

I hereby certify that the dissertation entitled „**Das untere Sprunggelenk als biomechanischer Einflussfaktor**“ is entirely my own work except where otherwise indicated. Passages and ideas from other sources have been clearly indicated.

aus Stuttgart, 2020

Sascha Schlechtweg, 1. Juli 2020